

Propuesta de optimización de un sistema de Interfaz Cerebro-Computadora, utilizando potenciales evocados

Adición por software de dos estímulos

Agustina Helguera

Legajo: CYT-8123

Proyecto Final Integrador presentado a la Escuela de Ciencia y Tecnología
Universidad Nacional de San Martín

Carrera de grado: Ingeniería Biomédica

Octubre 2021

Buenos Aires, Argentina

Supervisor: Héctor Andrés Costa

Co-Supervisora: Cecilia María de la Paz Lucero

Lugar de trabajo: Jato SAS - OTTAA Project

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a todos los que me acompañaron en las distintas etapas de mi formación y particularmente de este proyecto.

Agradezco a la Universidad Nacional de San Martín por formarme académica y personalmente, y a todos los que participaron en esta formación incluyendo a los directivos, docentes, compañeros, departamento de alumnos, y al personal en general, que desde distintos lugares me permitieron avanzar y llegar a esta instancia final de la carrera.

A mis supervisores Héctor y Cecilia, y a la docente Agustina por acompañarme y guiarme en este proceso, ayudándome y estando presentes en todo momento. La predisposición de los tres resultó una pieza clave para poder trabajar fluidamente a lo largo del proyecto.

A todo el equipo de OTTAA Project por abrirme sus puertas, ayudarme y acompañarme siempre. Por su excelente predisposición y por hacerme sentir parte en todo momento.

Infinitas gracias a mis hermanas Martu y Cande y a mis papás por su apoyo incondicional, por escucharme hablar de lo mismo todas las semanas, por sus comentarios, sugerencias e ideas y por estar acompañándome siempre. Gracias Chini por la compañía constante.

A mis amigos les agradezco por haber estado siempre al lado brindando el soporte emocional que es tan necesario principalmente en momentos de desánimo y en particular al atravesar la pandemia.

“No se trata de tener derecho a ser iguales sino de tener igual derecho a ser diferentes.”

Anónimo

Resumen

El presente trabajo se enmarca en el proyecto de Diseño y validación de una Interfaz Cerebro-Computadora (*BCI*, por sus siglas en inglés) basada en potenciales evocados visuales de estado estacionario (*SSVEP*, por sus siglas en inglés) como sistema alternativo de comunicación. El proyecto originalmente consistía en que a partir de señales electroencefalográficas (*EEG*) y utilizando las ventajas de la inteligencia artificial, el sistema propuesto pudiera determinar la intención de comunicación de quien lo use entre dos alternativas que se le muestren. En este trabajo se hizo la adaptación para que en lugar de dos opciones se muestren cuatro posibles figuras en pantalla, reduciendo así los tiempos de selección. Se modificó la interfaz gráfica y la Red Neuronal Artificial (*RNA*) adaptándola a cuatro posibles salidas. Luego se realizaron pruebas para mejorar el desempeño del sistema. Finalmente se hicieron pruebas de aplicación para verificar el correcto funcionamiento. —

El desarrollo sobre el que se trabajó consistía en mostrar en una pantalla dos posibles opciones entre las cuales una persona pudiera elegir. Cada una de estas alternativas estaba representada por un pictograma, y junto a ella había un LED titilando a una determinada frecuencia. Al fijar la mirada en uno de esos estímulos luminosos, se generaban señales eléctricas con una fuerte componente en la frecuencia del estímulo y eran adquiridas por medio de sensores en una vincha. Analizando el espectro frecuencial se podía determinar qué LED había mirado la persona, y por ende, qué pictograma era el que había elegido la persona.

La innovación consistió en sumar dos nuevas opciones al conjunto de posibles alternativas. De esta forma se pudieron disminuir los tiempos de manifestación de la decisión, mejorando la usabilidad del producto y tornándolo más práctico.

Para lograrlo se realizaron modificaciones en el *software*, tanto de la interfaz gráfica como en el procesamiento de los datos. Luego se procedió a adquirir señales electroencefalográficas de 10 sujetos mientras focalizaban la vista en estímulos titilando a distintas frecuencias. Esas señales fueron preprocesadas y se hizo un análisis para determinar cuáles eran las frecuencias a las que se generaban mayores potenciales evocados. Se distinguieron dos grupos de personas según las frecuencias de estimulación a las que generaban mayores potenciales. Para cada grupo se entrenaron dos modelos de redes neuronales artificiales buscando que detectaran patrones, con el objetivo de que cuando una persona utilice el dispositivo, el sistema pueda predecir

en función del entrenamiento realizado, a qué pictograma está mirando la persona. Además de la selección de frecuencias se hicieron distintas pruebas con el objetivo de mejorar tanto la detección de los potenciales como la usabilidad por ejemplo disminuyendo los tiempos necesarios para la selección de cada pictograma.

Por otra parte se detallaron los criterios de inclusión y exclusión para el uso del dispositivo. También se hizo un estudio de la normativa vigente, no solo en cuanto a requisitos reglamentarios para su comercialización, sino también acerca de las herramientas legales disponibles en Argentina para que las personas que podrían beneficiarse con **sistemas alternativos de comunicación** como el desarrollado en este informe, puedan efectivamente disponer de estos dispositivos. Se decidió también incorporar una breve discusión sobre la importancia de un **abordaje interdisciplinario** en el que participen **Terapeutas Ocupacionales** y otros profesionales de la salud para poder brindar un acompañamiento integral.

Con los cambios realizados se busca ofrecer una solución más práctica y robusta para la comunicación en casos de personas con secuelas de mayor compromiso motor.

Palabras clave – Interfaz Cerebro-Computadora, Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario, Redes Neuronales Artificiales, Electroencefalografía, Sistema alternativo de comunicación, abordaje interdisciplinario, Terapia Ocupacional

Índice general

AGRADECIMIENTOS	I
Resumen	II
1. Introducción	8
1.1. Contexto	8
1.2. Antecedentes y justificación	9
1.3. Objetivos	11
1.4. Organización del informe	11
2. Marco Teórico	13
2.1. Sistemas aumentativos y alternativos de comunicación	14
2.2. Interfaz cerebro-computadora	15
2.2.1. Antecedentes	15
2.2.2. Partes de una ICC	16
2.2.3. Consideraciones	18
2.2.4. Aplicaciones	18
2.3. Electroencefalografía	19
2.3.1. Aplicaciones	20
2.3.2. Electroodos	20
2.3.2.1. Sistema de posicionamiento	22
2.3.3. Actividad cerebral	23
2.3.3.1. Potenciales evocados	23
2.3.3.2. Potenciales evocados en ICC	24
2.4. Potenciales evocados visuales de estado estacionario	25
2.4.1. Parámetros de diseño	26
2.4.1.1. Tipo de estimulación	27
2.4.1.2. Frecuencia	27
2.4.1.3. Intensidad lumínica	29
2.4.1.4. Color	29
2.4.1.5. Tamaño y forma	29
2.4.1.6. Ubicación	30
2.5. Redes neuronales artificiales	31
2.5.1. Objetivos de las RNA	31
2.5.2. Arquitectura de una red neuronal artificial	31
2.5.3. Funcionamiento de la RNA	32
2.5.4. Tipos de entrenamiento	33

2.5.5.	<i>Underfitting</i> y <i>Overfitting</i>	33
2.5.6.	Métricas del rendimiento de la red	34
2.5.7.	Aplicaciones	37
3.	Materiales y funcionamiento	39
3.1.	Herramientas	39
3.1.1.	Ganglion	40
3.1.2.	OpenBCI	40
3.1.3.	Estimulador	42
3.1.4.	Anaconda y Jupyter Notebook	43
3.1.5.	Esquema de conexiones	43
3.2.	Modo de funcionamiento	44
3.3.	Esquema de trabajo para el diseño y la implementación	46
4.	Protocolo experimental	49
4.1.	Protocolo para la adquisición de señales	49
4.1.1.	Sujetos	50
4.1.2.	Estimulación	51
4.1.3.	Barrido en frecuencia	51
4.1.4.	Posicionamiento del sujeto y los electrodos	52
4.1.5.	Tipo de electrodos	53
4.1.6.	Resumen del protocolo para la adquisición de señales	53
4.2.	Procesamiento de señales	53
4.2.1.	Relación entre amplitud y frecuencia	54
4.2.2.	Selección de frecuencias	54
4.2.3.	Procesamiento temporal de señales	55
4.2.4.	Análisis de los PE en frecuencias armónicas	55
4.3.	Red Neuronal Artificial	56
4.4.	Selección de señales de entrenamiento	56
4.5.	Evaluación de la robustez del sistema	57
4.5.1.	Variabilidad en un mismo sujeto y capacidad de generalización del sistema	57
4.6.	Pruebas de verificación	58
5.	Resultados	59
5.1.	Procesamiento de señales	59
5.1.1.	Relación entre amplitud y frecuencia	59
5.1.2.	Selección de frecuencias	62
5.1.3.	Procesamiento temporal de señales	65
5.1.4.	Análisis de las frecuencias armónicas	67
5.2.	Red Neuronal Artificial	69
5.3.	Selección de señales de entrenamiento	70
5.4.	Evaluación de la robustez del sistema	71
5.4.1.	Variabilidad en un mismo sujeto	71
5.5.	Pruebas de verificación	75
6.	Discusión	76
6.1.	Uso de potenciales visuales evocados de estado estacionario	76

6.2. Procesamiento de señales	77
6.3. Red Neuronal Artificial	82
6.4. Selección de señales de entrenamiento	82
6.5. Evaluación de la robustez del sistema	83
6.6. Pruebas de verificación	84
6.7. Abordaje integral	85
6.8. Normativa vigente	89
6.9. Trabajos futuros	89
6.9.1. Estimulación por pantalla	90
6.9.2. Cambio de electrodos	90
6.9.3. Desarrollo de un método para la evaluación de la calidad de los picos de los PEVEE	91
6.9.4. Pruebas con personas con discapacidad	91
7. Conclusión	93
Anexos	95
A. Consentimiento informado	95
B. Mini-Mental State Examination	100
Apéndices	102
A. Terapia ocupacional	102
A.1. Introducción	102
A.1.1. Tipos de enfoque	107
A.1.2. Tipos de intervención	108
A.2. Tipos de evaluación	109
A.2.1. Mini-Mental State Examination	109
A.2.2. AMPS – Assessment of Motor and Process Skills	109
A.2.3. FIM	110
A.2.4. COPM	110
A.2.5. SF-36	111
B. Normativa vigente	114
B.1. Regulaciones referentes a la comercialización de dispositivos médicos .	114
B.1.1. Definición de dispositivo sanitario	115
B.1.2. Contexto de las regulaciones	116
B.1.3. Clasificación de los dispositivos médicos	117
B.1.4. Pasos para obtener la aprobación: dispositivo de Clase I	118
B.2. Normas particulares, estándares y recomendaciones	119
B.3. Derechos de las personas con discapacidad: obtención de productos de apoyo	120
C. Glosario	122
Referencias	125

Índice de cuadros

2.5.1. Matriz de confusión	36
5.1.1. Índices relación promedio durante el tiempo de estimulación, de los potenciales evocados por sujeto para cada frecuencia de estimulación	63
5.1.2. Índices <i>relación</i> y <i>resta</i> de ambos grupos de señales	64
5.1.3. Índices relación para los sujetos del Grupo 1 en las 4 frecuencias seleccionadas en la sección 5.1.2 y diferencia porcentual de los índices en casos 2, 3 y 4 respecto de considerar los 10 segundos de estimulación	66
5.1.4. <i>Índices relación</i> para los sujetos del grupo 1 en las 4 frecuencias seleccionadas en la sección 5.1.2 y mejora porcentual de los índices en los casos 2, 3 y 4 respecto de considerar la señal desde el segundo inicial de estimulación	67
5.1.5. Indicadores del desempeño de la red al descartar la actividad en frecuencias del primer armónico y al incluirla	67
5.2.1. Indicadores del desempeño de la RNA para distintas arquitecturas frente a las mismas señales de entrada	69
5.3.1. Indicadores del desempeño de la RNA al entrenar y verificar con señales de su mismo grupo y del otro	70
5.3.2. Indicadores del desempeño de la RNA al incluir dentro de las señales para el entrenamiento, señales propias del sujeto en el que se evalúa la red	71
5.4.1. <i>Índices relación</i> a partir de la adquisición de señales de una misma persona, sin quitar el casco, en el mismo lugar y con una diferencia temporal entre ambas pruebas de menos de 60 segundos	72
5.4.2. <i>Índices relación</i> a partir de la adquisición de señales de una misma persona, usando el casco (instancia A), retirándolo y volviendo a colocarlo (instancia C) con una diferencia temporal entre ambas pruebas de menos de 60 segundos. Diferencia porcentual de los <i>índices relación</i> obtenidos en la instancia C respecto a la A.	73
5.4.3. <i>Índices relación</i> a partir de la adquisición de señales de una misma persona en dos momentos distintos del día. Diferencia porcentual de los <i>índices relación</i> obtenidos en la instancia D respecto a la A.	73
5.4.4. Indicadores de la RNA al evaluar su desempeño con las señales de las 4 instancias descriptas anteriormente	74
5.5.1. Porcentaje de aciertos en pruebas en tiempo real	75
A.1.1. Resultados de la terapia ocupacional	106

A.2.1. Conceptos del cuestionario SF-36 112

Índice de figuras

1.2.1. Diagrama de ICC basado en SSVEP - Adaptado de [1]	10
2.2.1. Diagrama en bloques de una ICC - Adaptado y modificado de [2]	17
2.3.1. Distintos tipos de electrodos	21
2.3.2. Sistema internacional de posicionamiento “10-20” y su relación con las distintas funciones cerebrales (Adaptado de [3])	23
2.4.1. Amplitud de potenciales evocados al estimular con un LED centellando a 20Hz en función de la frecuencia	26
2.4.2. Ejemplos de estímulos con patrones	27
2.4.3. Ejemplo de estímulo con LEDs - Extraído de [4]	27
2.4.4. Valor promedio de la amplitud de la FFT de la frecuencia fundamental tomado en Oz, O1 y O2 con distintas frecuencias de estimulación (adaptado de [5])	28
2.4.5. Implicancia en la selección del tamaño y la forma del estímulo - Adaptado de [6]	30
2.5.1. Esquema de una red neuronal artificial - Adaptado de [7]	32
2.5.2. Esquema de una neurona artificial	32
2.5.3. Gráficos de la exactitud en función de la época	35
3.1.1. Placa Ganglion de OpenBCI - Imagen obtenida de [8]	40
3.1.2. Interfaz gráfica en OpenBCI para 2 estímulos	41
3.1.3. Interfaz gráfica en OpenBCI para 4 estímulos	41
3.1.4. LEDs que conforman el estimulador	42
3.1.5. Esquema de conexión - Estimulación LED	43
3.1.6. Esquema de conexión - Estimulación por pantalla	44
3.2.1. Esquema del uso para la comunicación de la intención de la persona	45
3.3.1. Esquema de la implementación del proyecto	46
5.1.1. Análisis de la la amplitud de potenciales evocados a distintas frecuencias de estimulación en distintos sujetos	60
5.1.2. Análisis de la disminución en la amplitud promedio de potenciales evocados frente a estimulaciones de mayor frecuencia	61
5.1.3. Espectro frecuencial de la actividad cerebral sin estímulos lumínicos, con un filtro notch aplicado a los 50Hz	61
5.1.4. Espectro frecuencial de las señales adquiridas por el canal 4 para cada sujeto al estimular a 20Hz	68

5.4.1. <i>Índices relación</i> promedio de las señales adquiridas en las 4 instancias y su variación porcentual máxima	74
6.9.1. Electrodo para EEG [9]	91
A.1.1. Interacción de las ocupaciones - Adaptado de [10]	103
A.1.2. Proceso de la terapia ocupacional - Adaptado de [10]	104

Capítulo 1

Introducción

1.1. Contexto

En el mundo existen alrededor de 67 millones de personas¹ que, por etiologías diversas, algunas relacionadas a secuelas por patologías, tienen dificultades para comunicarse. Entre las patologías se describen la Encefalopatía Crónica No Evolutiva (ECNE), Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) y Accidentes Cerebro-Vasculares (ACV) basales o profundos. Al no poder comunicarse por sí solas, estas personas pueden beneficiarse a partir de ayudas técnicas.

La habilidad para comunicarse es fundamental para la autonomía, la interacción social y la toma de decisiones. En los casos en que la accesibilidad está limitada, se pueden utilizar productos de apoyo o tecnologías asistivas (TA) que buscan disminuir las barreras de la comunicación [13]. Estas TA buscan aplicar diversos recursos para subsanar la falta de accesibilidad de un medio que no responde a determinadas necesidades. Algunos ejemplos son sillas de ruedas, audífonos, *softwares* especializados para aumentar la visión, movilidad, habilidad para la comunicación, entre otras.

La terapia ocupacional (ver Apéndice A) es una disciplina que busca mejorar o lograr la participación de las personas en ocupaciones significativas en distintos ambientes. Para esto, en muchos casos se hace uso de las TA. Como dice el Marco de Trabajo de la Terapia Ocupacional, 3ra edición, “los terapeutas ocupacionales tienen que ver con el resultado final de la participación, permitiéndola a través de las adaptaciones y modificaciones del medio ambiente o de los objetos en el entorno cuando sea

¹Estimación a partir de datos estadísticos de discapacidad en la comunicación en EEUU [11] y en particular en Argentina [12].

necesario”. Según cada caso, el profesional de la salud elegirá trabajar con distintos dispositivos que ayuden a desarrollar la participación social, la autonomía personal y mejorar la calidad de vida de la persona en igualdad de derechos y oportunidades.

Una de las principales incumbencias de un profesional de la Ingeniería Biomédica es el diseño y desarrollo de instrumental de alta complejidad tecnológica en el campo de la medicina y dispositivos de apoyo que permitan facilitar la interacción de la persona con el ambiente. Dentro de las herramientas o técnicas informáticas actuales para la comunicación existen varias alternativas que buscan de distintas formas, aumentar la accesibilidad a los sistemas computacionales. Algunas lo hacen a través de pulsadores manuales, otras como las de soplido y succión (SIP/PUFF en inglés) consisten en sensar el flujo bidireccional de aire a la salida de la boca, y funcionan como dos pulsadores independientes según el sentido del flujo. Otras sensan el movimiento de los ojos y lo traducen en el recorrido de un cursor en una pantalla. Estas herramientas son utilizadas por personas que tienen uno o más tipos de limitación en la motricidad de miembros superiores, inferiores y cabeza.

Aún el desarrollo de tecnologías para personas con mayor compromiso motor es limitado, sumado a que la mayoría han sido diseñadas y probadas únicamente en condiciones de laboratorio. La empresa OTTAA Project trabaja desde 2015 creando propuestas robustas para que una Interfaz Cerebro-Computadora no sólo funcione en condiciones de laboratorio, sino que pueda ser utilizada cotidianamente, buscando mejorar la calidad de vida de las personas.

1.2. Antecedentes y justificación

Como se mencionó anteriormente, existen varias propuestas que brindan alternativas a la comunicación oral. Estos desarrollos buscan contribuir a una mayor inclusión, facilitándole la comunicación a aquellas personas que por distintos motivos encuentran barreras en el ambiente a la hora de expresarse.

En particular, existe un grupo de soluciones que trabaja con pictogramas por medio de un *software*. Algunas permiten que se seleccionen pictogramas manualmente para formar frases, logrando así comunicarse. A través de un algoritmo predictivo, se le sugieren al usuario pictogramas en función de distintos parámetros: la estación del año, día y horario, ubicación, clima, costumbres o rutinas, etc.

Otros productos están pensados y diseñados específicamente para aquellas personas

que tienen un mayor compromiso motor y encuentran una limitación al querer seleccionar manualmente un pictograma. Lo que buscan estos productos es ofrecer una nueva alternativa de comunicación aumentativa.

Con este último objetivo, OTTAA Project está desarrollando una propuesta que utiliza SSVEP. Está diseñada para que quien la use elija entre posibles opciones de pictogramas que se le muestran en una pantalla, sin necesidad de mover más que los ojos. Junto con cada pictograma hay una estimulación luminosa que centellea.

El procedimiento de su uso es el siguiente: se le hace una pregunta a la persona, se muestran en la pantalla de una tablet dos posibles respuestas, representadas por medio de pictogramas, cada una con un LED centelleando a una frecuencia específica. Una vez que la persona elige una de estas dos opciones, debe fijar su mirada en el estímulo correspondiente al pictograma elegido. Esto genera potenciales evocados, que son respuestas fisiológicas sincrónicas a partir de un estímulo visual que se traducen en señales eléctricas cerebrales. El punto más importante a destacar es que estos potenciales evocados tienen una fuerte componente en la misma frecuencia que la del estímulo. Una vincha ajustable con cuatro electrodos toma las señales electroencefalográficas, que luego son procesadas para interpretar la decisión de la persona [5]. Esta técnica permite comandar la aplicación únicamente con el movimiento ocular grueso.

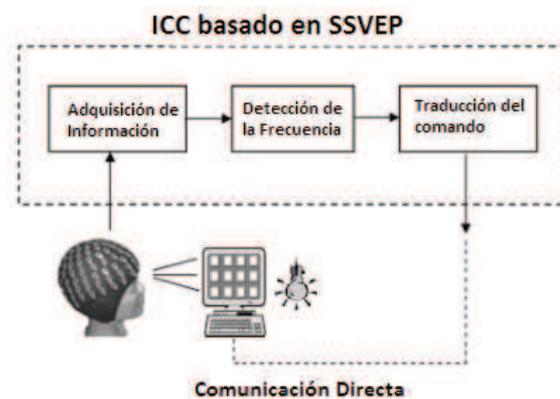


Figura 1.2.1: Diagrama de ICC basado en SSVEP - Adaptado de [1]

El procesamiento de las señales se lleva a cabo en otro dispositivo, utilizando la plataforma Open BCI, de código abierto, que es ampliamente utilizada para trabajar con interfaces cerebro-computadora. Luego del procesamiento, se muestra en la tablet la opción elegida.

1.3. Objetivos

Dentro de este marco, el proyecto desarrollado en este informe se basó en la optimización del sistema de OTTAA Project para la selección en la toma de decisiones, mediante potenciales evocados en señales de EEG. Se buscó aumentar la cantidad de posibles opciones para la toma de decisiones, de dos a tres, entrenando una red neuronal para esta nueva configuración.

A continuación se detallarán los objetivos planteados originalmente. En primer lugar evaluar la implementación de un nuevo sistema con una mayor cantidad de estímulos para la selección de pictogramas: esto incluye tanto una modificación en la interfaz de usuario como el procesamiento interno del sistema. Por otra parte definir las frecuencias de estimulación a utilizar. Luego modificar la RNA utilizada para la clasificación de las señales y entrenar esa red. Finalmente y con los cambios incorporados, realizar pruebas de aplicación para verificar el funcionamiento del sistema.

1.4. Organización del informe

A lo largo de los próximos capítulos se irán cubriendo distintos temas en relación al trabajo realizado. En el Capítulo 2 se desarrollarán los conceptos necesarios para el entendimiento de las tareas realizadas y los resultados obtenidos. En el siguiente capítulo se describirán las herramientas utilizadas y el funcionamiento de las distintas partes que conforman el dispositivo. Luego en el capítulo 4 se explicará cómo se realizaron las pruebas y cuáles fueron los criterios utilizados. En el capítulo 5 se muestran los resultados obtenidos junto con las conclusiones que se derivan. En el capítulo 6 se discutirá sobre los resultados obtenidos. También se propondrán algunos posibles trabajos futuros con los que se podría continuar investigando. Finalmente se resumirán en el último capítulo las conclusiones obtenidas a lo largo de todo el proyecto. Complementariamente a estos capítulos se incluye en el Apéndice A un resumen sobre el abordaje de la terapia ocupacional con el objetivo de mostrar la importancia que tiene el acompañamiento de esta y otras disciplinas para brindar un enfoque integral. También se incluye un estudio sobre la normativa vigente: qué regulaciones existen para poder comercializar un dispositivo como el desarrollado en este trabajo y cuáles son las normas, estándares y recomendaciones para el desarrollo de este tipo de dispositivos. Además se describen los derechos que tienen las personas con discapacidad en Argentina, junto con los programas que facilitan el acceso a las

ayudas técnicas, en particular haciendo foco en los que incluyen dispositivos como el desarrollado en este informe.

Capítulo 2

Marco Teórico

En este capítulo se hará una síntesis de los conceptos claves para la comprensión del trabajo realizado. En primer lugar se abordará el tema de los sistemas de comunicación aumentativos y alternativos: qué son, en qué casos son utilizados y cómo se clasifican.

Luego se hará un recorrido sobre la historia, definición y los componentes de una interfaz cerebro-computadora. Se comentará con qué aplicaciones están siendo utilizadas y cómo funciona cada una de las partes que lo componen.

También se explicarán los fundamentos de la electroencefalografía, en particular aplicados al uso en interfaces cerebro-computadora. Se desarrollarán brevemente los tipos de ondas cerebrales con el fin de luego comprender su implicancia en el procesamiento de las señales para el presente trabajo. Se presentará una clasificación de los electrodos, que son los dispositivos mediante los cuales se obtienen las señales cerebrales, junto con las ventajas y desventajas de cada tipo. Por otra parte se hará un breve resumen acerca de la importancia del posicionamiento de los electrodos, los sistemas de normalización para la colocación y alternativas para minimizar el mal posicionamiento.

Posteriormente se desarrollará el principio de los potenciales evocados que es fundamental para la comprensión del trabajo realizado. También se detallarán algunos de los principales parámetros de diseño para lograr los resultados deseados.

Finalmente se introducirá el tema de las redes neuronales artificiales: qué son, cómo funcionan, qué parámetros tiene su arquitectura y sus aplicaciones.

2.1. Sistemas aumentativos y alternativos de comunicación

Además del lenguaje oral, compartido por miles de millones de personas en el mundo, existen otros sistemas de comunicación que en muchos casos son utilizados por personas que tiene dificultades para comunicarse. Los sistemas aumentativos y/o alternativos de comunicación (SAAC) son técnicas, estrategias y códigos distintos a la lengua oral, que reemplazan o potencian otras formas del lenguaje [14]. Son utilizadas por muchas personas que encuentran dificultades al querer comunicarse oralmente, para expresar sus pensamientos, interactuar o manifestarse [15].

Existen distintos motivos por los cuales una persona suele utilizar SAAC. Algunos de éstos son la sordera, Encefalopatía Crónica No Evolutiva (ECNE), Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA), Trastornos del Espectro Autista (TEA), lesiones medulares altas, Accidentes Cerebro-Vasculares (ACV) basales o profundos. Dependiendo del caso utilizan sistemas gestuales (como con la sordera) o sistemas de símbolos gráficos por medio de productos de apoyo. En todas las situaciones se busca facilitar la comunicación de la persona con su entorno y el resto de la sociedad incluyendo su familia, profesionales de la salud, etc.

Clasificación de SAAC

Los productos de apoyo para la comunicación pueden clasificarse según el nivel de tecnología que utilizan en dos grandes grupos: aquellos que son de baja tecnología y los denominados de alta tecnología. En ambos casos puede que se requiera de un entrenamiento de la persona para aprender a utilizar el sistema. La elección de cada uno depende de cada situación.

Los productos de apoyo de baja tecnología son aquellos que no hacen uso de dispositivos electrónicos. Incluyen pictogramas¹, sistemas de símbolos, Sistema de Comunicación por Intercambio de Imágenes (PECS por sus siglas en inglés) y otros. En el caso particular de los pictogramas, dado que existen decenas de miles de éstos, se suelen agrupar en cuadernos, carpetas o relojes de comunicación según distintos criterios.

Por otra parte, los de alta tecnología son aquellos sistemas de comunicación que utilizan dispositivos electrónicos. Algunos son basados en *hardware*, como pulsadores

¹Dibujos que representan objetos, personas, y acciones con los que se pueden armar frases.

adaptados, pedales o *joysticks*. Otros, como programas o teclados virtuales en computadoras y tablets están basadas en *software*. Suelen utilizar símbolos gráficos o con caracteres alfanuméricos como por ejemplo deletreadores. En particular, en la sección 2.2 se desarrollará más en profundidad una tecnología conocida como Interfaz Cerebro-Computadora.

2.2. Interfaz cerebro-computadora

Las Interfaces cerebro-computadora (ICC), más conocidas como BCI por sus siglas en inglés (Brain-Computer Interfaces), son una tecnología que se basa en adquirir señales cerebrales para procesarlas y traducirlas en acciones o decisiones. Esto permite establecer un medio de comunicación entre las ondas cerebrales de una persona y el mundo exterior, sin necesidad de usar nervios periféricos o actividad motora [16]. Por el contrario, toman señales a partir de electroencefalogramas (EEG) o electrocorticogramas (ECoG) [17]. Estas señales son luego procesadas y se interpreta la intención voluntaria de la persona que utiliza la tecnología para el control de sillas de ruedas, prótesis, comunicadores, o tomas de decisiones [16].

Es por esto que son una alternativa de comunicación para las personas que por distintos motivos no tienen la posibilidad de hablar o moverse, aunque sus funciones cognitivas estén intactas. Particularmente, resulta una alternativa para personas que padecen de ELA, ECNE y ACV basales.

2.2.1. Antecedentes

Si bien desde 1924 se conoce la actividad eléctrica cerebral por medio de EEG, no fue hasta 1976 que aparecieron las primeras evidencias de que potenciales evocados podían ser utilizados como un canal de comunicación alternativo. Jacques J. Vidal introdujo ese año el concepto de ICC [18].

Entre 1970 y 1980 se realizaron diversos estudios analizando los potenciales generados en diversas condiciones: en estado de reposo, como respuestas a estímulos visuales, sonoros, entre otras. En la siguiente década se detectaron señales rítmicas de EEG de entre 8Hz y 15Hz, luego llamadas “ondas μ ”, que aparecían cuando los sujetos se encontraban en reposo. En cuanto el sujeto se preparaba para realizar una acción, este ritmo se desincronizaba: un efecto llamado DRE (Desincronización Relacionada con un Evento). Un hallazgo fundamental fue que la DRE no solo ocurría con la realización de un movimiento, sino que también cuando la persona observaba o

incluso imaginaba el movimiento [19].

Debido a que la persona podía en cierta forma regular la amplitud de las ondas μ , se logró controlar un cursor en una pantalla: si la persona lograba este control, podía hacer que el cursor se desplazara verticalmente: si se quería que el cursor fuera hacia arriba, debía entrar en un estado de relajación, aumentando la amplitud de la onda. Para que fuera hacia abajo, la señal debía desincronizarse, y esto se lograba realizando o pensando en realizar un movimiento. Luego de sesiones de entrenamiento, los sujetos podían aprender cómo controlar estos potenciales gracias a imágenes motoras.

En 1999 se llevó a cabo la “Primera Reunión Internacional en Tecnología de ICC” [20], en Nueva York. A los pocos años, científicos empezaron a utilizar esta tecnología para aumentar la comunicación de personas que tenían comprometido el uso de los músculos.

Cuarenta años atrás, controlar una silla de ruedas a partir de la actividad cerebral era impensado. Actualmente existen diversos dispositivos que utilizan la ICC para esta u otras aplicaciones como un medio alternativo de comunicación, neurorehabilitación y neuroprótesis, mejorando la calidad de vida de miles de personas.

2.2.2. Partes de una ICC

Si bien existen distintas alternativas al momento de esquematizar las partes de una interfaz cerebro computadora, en todos los casos se busca comunicar el cerebro de una persona con el mundo exterior, y todos los modelos coinciden en los siguientes módulos (ver imagen 2.2.1):

1. Adquisición de la señal
2. Preprocesamiento de la señal
3. Extracción de características
4. Clasificación
5. Control de la aplicación

La **adquisición** de la señal se hace por medio de sensores que se ponen en contacto con el cuero cabelludo de la persona. Estos sensores detectan la actividad eléctrica cerebral que en etapas posteriores será traducida. Se profundizará sobre esta etapa en la sección 2.3.

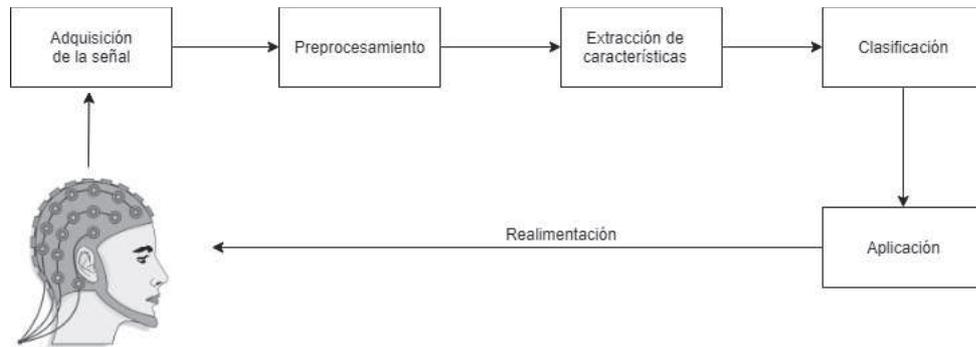


Figura 2.2.1: Diagrama en bloques de una ICC - Adaptado y modificado de [2]

Durante el **preprocesamiento** se deben amplificar las señales dado que las amplitudes de la señal son del orden de los micro Volts ($\times 10^{-6}$). Por otra parte, están inmersas en ruido y presentan artefactos tanto biológicos como del entorno siendo ejemplo de estos últimos los que surgen por un mal contacto de los electrodos, por la corriente alterna y cuando la persona tiene un marcapasos implantado. Por otra parte, como ejemplos de los artefactos biológicos se pueden encontrar aquellos generados por la contracción de músculos oculares, faciales y particularmente del cuello.

Luego se realiza la **extracción de características** específicas que diferencian unas señales de otras. Esto permite distinguir a la actividad cerebral espontánea de la actividad relacionada a potenciales evocados. Las técnicas para la extracción de características pueden ser en el dominio del tiempo, en el dominio frecuencial o una combinación de ellas. Algunos ejemplos son el análisis de amplitudes de la señal temporal, la amplitud de la potencia espectral [21], procesamiento mediante onditas [22], entre otros.

En la etapa de la **clasificación**, algoritmos toman los vectores de características que entregó el bloque anterior y los segmentan en clases o categorías específicas a partir de la identificación de patrones. Algunos de los clasificadores más frecuentes son el análisis discriminante lineal (LDA por sus siglas en inglés), máquinas de vectores de soporte (SVM por sus siglas en inglés), redes neuronales artificiales y redes neuronales convolucionales. Se profundizará sobre este tema en la sección 2.5.

Por último, la etapa de **control de la aplicación** es la que efectúa o plasma la intención de la persona. Esta etapa es la responsable de que haya una realimentación desde el dispositivo hacia quien usa la ICC. En esta etapa se efectiviza la ejecución del comando realizado: puede ser mover una silla de ruedas, seleccionar un pictograma, subir o bajar el volumen, etc.

2.2.3. Consideraciones

Las ICC permiten a las personas que tienen la movilidad y/o capacidad de comunicarse limitada, poder expresarse y manifestarse. Sin embargo para que estos sistemas funcionen se deben cumplir dos condiciones. Por un lado, la función cognitiva de la persona debe estar desarrollada y conservada. Por el otro, la persona que la usa debe tener la intención de comunicarse.

En relación a la función cognitiva, se requiere que la persona pueda comprender cómo funciona el dispositivo y cómo se maneja. También debe poder discernir entre las alternativas, es decir, poder elegir qué es lo que quiere. Por estos motivos, no suelen utilizar estos dispositivos niños pequeños, ni en personas cuya función cognitiva no sea alta.

Por otra parte, la necesidad de la intención para comunicarse radica en que si la persona no desea llevar a cabo la acción requerida para que el dispositivo funcione, los resultados obtenidos no serán de utilidad. Dependiendo del diseño del dispositivo se obtendrá información errónea o directamente no se obtendrá un resultado.

2.2.4. Aplicaciones

Desde que se descubrió que era posible descifrar la intención de comunicación de las personas al detectar distintas reacciones frente a estímulos, se comenzaron a desarrollar soluciones que pudieran mejorar la calidad de vida de las personas que no podían comunicarse, aún con el área cognitiva no afectada.

En 1999, por primera vez, una persona con parálisis cerebral/ECNE, que tenía la movilidad limitada, utilizó una ICC para deletrear. Desde entonces, se profundizó la tecnología en el ámbito médico. Las aplicaciones en este entorno pueden clasificarse en los siguientes 3 grupos [23]:

1. Para generar un canal alternativo de comunicación para las personas que no pueden comunicarse por otros medios debido a discapacidades neurodegenerativas como la ELA.
2. En la rehabilitación neurológica, para aumentar la función motora de algunas personas. A partir de la plasticidad neuronal se puede volver a aprender ciertos movimientos que pudieran estar limitados ya sea por una lesión en la médula espinal, luego de un ACV, u otro caso [24].
3. En neuroprótesis para personas que tienen grandes limitaciones en su función

motora, buscando que puedan realizar actividades de la vida diaria, como alimentarse o asearse, controlar una silla de ruedas, una prótesis o una órtesis.

En particular dentro del primer grupo se encuentran los dispositivos que trabajan con potenciales evocados (ver sección 2.3.3.1). Estos cumplen el rol de sistema de comunicación alternativo en personas con limitaciones en la motricidad y la comunicación.

2.3. Electroencefalografía

La electroencefalografía es una de las técnicas para la detección de actividad cerebral. Otras son la Electroencefalografía (EEG), la Magnetoencefalografía (MEG) y la Tomografía por Emisión de Positrones (PET por sus siglas en inglés). Tanto en la EEG como en la MEG las señales son adquiridas por medio de electrodos que son dispositivos capaces de detectar impulsos eléctricos neuronales en tiempo real. Estos biopotenciales registrados están compuestos por la actividad puntual en cada ubicación y tienen distintas frecuencias y amplitudes. Dentro de estos biopotenciales se pueden detectar señales esporádicas, caracterizadas en el dominio temporal, o señales caracterizadas en términos frecuenciales con patrones característicos. Estos últimos se clasifican según los rangos de frecuencias y amplitudes [25] de cada tipo de señal. Algunas de estas son:

- Ondas alfa (α): la frecuencia de estas ondas se encuentra en el rango de los 8 a 13Hz, con una amplitud entre 20 y 60 μ V. Estas son las ondas más abundantes, y aparecen durante el reposo con los ojos cerrados. Dentro de las áreas funcionales de la corteza cerebral predominan en las anteriores, centrales y posteriores.
- Ondas beta (β): tienen frecuencias que oscilan entre 14 y 26Hz, y amplitudes que van entre 2 y 20 μ V. Se pueden registrar en estados de atención o resolución de problemas, principalmente en regiones centrales y frontales.
- Delta (δ): las ondas que componen este grupo tienen frecuencias bajas, de entre 0,5 y 4Hz y amplitudes de 20 a 200 μ V.
- Theta (θ): con frecuencias entre 4 y 7,5Hz y amplitudes en un rango que va de 20 a 100 μ V, aparecen principalmente durante la infancia en estados de sueño.
- Gamma (γ): estas ondas tienen frecuencias superiores a los 30Hz y la amplitud oscila entre los 5 y 10 μ V.

2.3.1. Aplicaciones

La electroencefalografía es una herramienta diagnóstica muy utilizada en pacientes con epilepsia [26], encefalopatías, alteraciones en el sistema nervioso central (SNC), para diferenciar un estado de coma de una muerte cerebral, entre otras patologías. También se utiliza en el estudio del sueño [27]. Uno de los motivos por los cuales es una herramienta altamente utilizada se debe a que permite obtener información sin necesidad de recurrir a una alternativa invasiva o que exponga al paciente a radiación ionizante, como por ejemplo al hacer un estudio de tomografía computada [28]. Esto significa que no existen contraindicaciones para su uso incluso en pacientes embarazadas.

Además de estas aplicaciones clínicas, es un método muy utilizado en la investigación en neurociencias. Además, en el último tiempo se empezó a utilizar como una herramienta de comunicación por medio de interfaces cerebro computadora [29].

2.3.2. Electrodos

Como se mencionó anteriormente, los electrodos son dispositivos que sensan la actividad eléctrica cerebral. Existen distintos tipos de electrodos según el uso. A grandes rasgos, se pueden clasificar en los siguientes dos grupos:

- Dispositivos invasivos: también llamados implantables, consisten en electrodos que se sitúan directamente en la corteza cerebral mediante una neurocirugía. A pesar de que este método permite obtener una gran precisión en las señales, en la mayoría de los casos no se utiliza, pues requiere de intervenciones quirúrgicas, lo que podría derivar en riesgos a largo plazo [23]. Como ejemplo de este tipo de adquisición de señales se puede nombrar la electrocorticografía (ECoG). Estos dispositivos a su vez se pueden clasificar según su nivel de invasividad en:
 - Electrodo profundos: son los más invasivos, dado que se requiere realizar una neurocirugía para implantarlos. Al no tener que atravesar la parte ósea del cráneo, las señales obtenidas tienen amplitudes del orden de los mV.
 - Electrodo corticales: se colocan sobre la corteza cerebral, y se utilizan en los ECoG. Las amplitudes que detectan suelen ser del orden de los 20 a 1000 μ V.
- Dispositivos no invasivos: consisten en electrodos que se colocan sobre la piel,

y en particular para el EEG, sobre el cuero cabelludo. Si bien las señales que se obtienen no tienen alta resolución, para aquellos casos en que no se requiere de un alto nivel de precisión, se utilizan por su gran practicidad. Cabe aclarar que para el caso de la electroencefalografía, los registros que se obtienen no pertenecen a la actividad de una única neurona, sino a la superposición de la actividad de la región en la que se están tomando las señales [16]. La mayoría de los dispositivos de ICC, utilizan esta tecnología no invasiva.

Los electrodos superficiales, a su vez, pueden sub-clasificarse en distintos grupos: húmedos o secos.

Los **húmedos** (ver Figura 2.3.1a) incluyen un gel que actúa como conductor entre la piel y el cuero cabelludo, sin contacto directo entre estas partes. Una desventaja al utilizar el gel electrolítico, es que puede secarse o deshidratarse, por lo que no son aptos para monitorear la señal por largos períodos de tiempo. Por este motivo suelen ser descartables.

Los electrodos **secos** (ver Figura 2.3.1b) no requieren de la pasta electrolítica. Una de las ventajas es que se evitan las posibles alergias que podrían surgir por el contacto entre la piel y el gel conductor necesario para el uso de los electrodos húmedos. Generalmente, las señales detectadas tienen más ruido que las adquiridas con los húmedos. Estos electrodos se suelen colocar en cascos o vinchas, ofreciendo ventajas en la practicidad no solo para la colocación, sino que, ante un episodio de epilepsia, se pueden retirar muy rápidamente.



(a) Electrodos húmedos



(b) Electrodos secos [30]

Figura 2.3.1: Distintos tipos de electrodos

Otra de las ventajas de utilizar gorros o vinchas con los electrodos ya ubicados es que se reducen los posibles errores en el posicionamiento de los sensores. Esto permite también que quien coloque los electrodos no requiera un entrenamiento para la colocación, además de agilizar los tiempos. Las principales ventajas de trabajar con

un gorro o dispositivo con las posiciones de los electrodos ya fijas son las siguientes [31]:

- facilidad en la colocación
- disminución de errores por una mala colocación o ubicación asimétrica
- disminución del tiempo
- disminución del entrenamiento de quien hace la colocación

Esto trae como resultado que la colocación, y en consecuencia las señales adquiridas, sea menos operador-dependiente. La variabilidad entre personas e incluso entre distintas sesiones de uso de la misma persona disminuyen.

2.3.2.1. Sistema de posicionamiento

Dado que las distintas regiones del cerebro tienen asociadas distintas funciones, según dónde se coloquen los electrodos, se podrá analizar la actividad de cada área. Por otra parte, para que distintos procedimientos sean reproducibles y comparables entre sí es necesario que la ubicación de los electrodos se mantenga fija.

Existen estándares de posicionamiento con el fin de unificar todos los procedimientos que registran actividad eléctrica por medio de la EEG. Estos estándares son los sistemas 10-5, 10-10 y 10-20, y dependen de la distancia a la que se ubiquen los electrodos entre sí. En la figura 2.3.2 se puede ver el posicionamiento de los electrodos siguiendo el estándar 10-20 y la relación con las funciones de cada región.

Las letras representan las distintas áreas:

- Fp: Prefrontal
- F: Frontal
- C: Central
- P: Parietal
- T: Temporal
- O: Occipital

Los números que se encuentran en los subíndices de las letras se dividen en números pares (para los electrodos que se ubican del lado derecho) impares (para los del lado

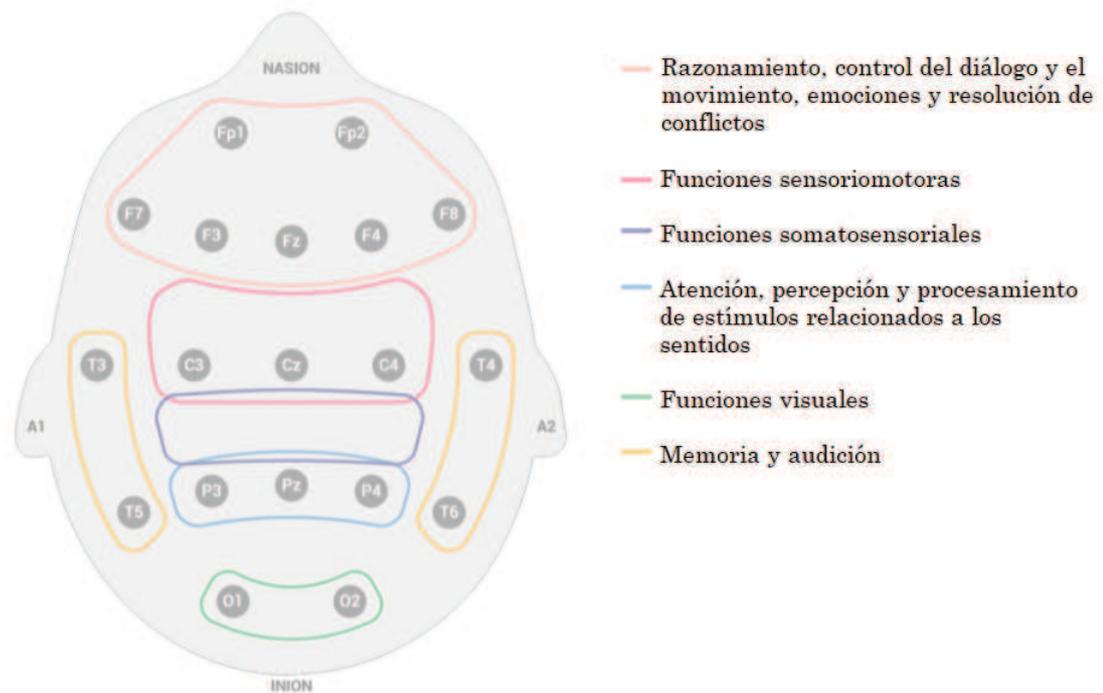


Figura 2.3.2: Sistema internacional de posicionamiento “10-20” y su relación con las distintas funciones cerebrales (Adaptado de [3])

izquierdo) y la letra z (para aquellos que se ubican sobre la línea media, es decir, el plano sagital).

2.3.3. Actividad cerebral

La actividad eléctrica cerebral está compuesta principalmente por registros espontáneos de EEG. Sin embargo, además de esta actividad también es posible evocar potenciales. A diferencia de las ondas espontáneas, los potenciales evocados (PE) son generados a partir de la presentación de un estímulo o de la realización o pensamiento de una tarea [32]. Es decir que es necesario que haya un suceso que evoque estos potenciales.

2.3.3.1. Potenciales evocados

Como se mencionó anteriormente, los PE son variaciones en la amplitud de las señales electroencefalográficas provocadas por sucesos. Estos pueden ser sensoriales [16], [23], motores o cognitivos, y en todos los casos producen cambios en el registro de EEG tanto en forma de picos como de valles. Cada uno de estos tipos de estímulos generan distintos tipos de ondas que se registran durante un electroencefalograma.

Existen distintas clasificaciones para categorizar los potenciales evocados. Una

distingue aquellos potenciales que se evocan antes de la ocurrencia de un suceso de aquellos posteriores. Por ejemplo, las ondas P300 son aquellas que se producen 300ms después de la ejecución de un suceso. Por el contrario, el potencial de preparación lateralizado (LRP por sus siglas en inglés) implica un aumento en la actividad cerebral que se relaciona con la preparación de actividad motora, antes de que ocurra.

La otra clasificación distingue los PE exógenos de los endógenos. La principal característica radica en que los exógenos son evocados a partir de un estímulo y se ven afectados según las características del mismo. Además suelen tener una latencia menor. Por otra parte, los endógenos dependen de factores como la atención o la intención de hacer un movimiento.

2.3.3.2. Potenciales evocados en ICC

Si bien los PE son ampliamente utilizados en el diagnóstico, porque permiten detectar alteraciones en las vías sensitivas, también son utilizados como una alternativa para aumentar la comunicación. Las ICC hacen uso de los PE y se pueden clasificar según el tipo de patrón de actividad eléctrica cerebral en el que se basan.

Las ICC detectan actividad cerebral que luego es procesada. Esto permite asociar determinadas características en las señales cerebrales con las intenciones de la persona que está utilizando la ICC. En particular, se hace uso de cuatro tipos de potenciales evocados: sincronización y desincronización relacionada a eventos (ERD/ESD por sus siglas en inglés), potencial P300, potenciales corticales lentos y potenciales evocados [33]. Estos últimos pueden clasificarse según distintos criterios:

Según el tipo de estimulación que los genera [34]:

1. Visuales
2. Acústicos
3. Somatosensoriales o táctiles
4. Cognitivos

Según la frecuencia de repetición [34]:

1. Transiente
2. Sostenidos
3. de estado estacionario

El proceso consiste en que se genere un potencial evocado que luego por medio de un procesamiento de la señal permita extraer características. Éstas son luego clasificadas y así se logra determinar qué intención tiene el usuario. Si bien existen distintos tipos de potenciales evocados para trabajar con las ICC, los potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP por sus siglas en inglés) son los más utilizados. Respecto a los otros tipos, éstos tienen un alto porcentaje de acierto y una alta tasa de transferencia de la información sin necesidad de requerir un gran entrenamiento [35]. En la sección 2.4 se profundizará sobre este tipo de potencial evocado, la implicancia de los distintos parámetros de diseño y sus restricciones.

2.4. Potenciales evocados visuales de estado estacionario

Estos potenciales, también conocidos como SSVEP por sus siglas en inglés (Steady Stationary Visual Evoked Potentials), son aquellos que se generan en respuesta a una estimulación visual. Se superponen formando así una señal de estado estacionario, con mayores componentes frecuenciales a la frecuencia de excitación y la de sus armónicos [36].

La estimulación suele ser de uno de los siguientes tipos:

- Con patrones como los tableros de ajedrez, que invierten sus colores (suelen ser cuadros blancos y negros); o
- por medio de flashes, generalmente diodos emisores de luz (LEDs por sus siglas en inglés), que centellean.

En cualquiera de estos casos se realizan a una determinada frecuencia. Este tema se analizará en profundidad en la sección 2.4.1.2.

Las señales adquiridas deben procesarse para obtener principalmente dos características: las *frecuencias* dominantes y las *amplitudes* de estas señales. Las frecuencias de las señales electroencefalográficas adquiridas van a depender de la frecuencia de centelleo del estímulo, y las amplitudes, que se busca que sean lo mayor posible para un procesamiento más sencillo, van a estar sujetas a los parámetros de diseño del estimulador. Algunos de estos parámetros son el tipo de estimulación, el color, la ubicación y la intensidad (ver sección 2.4.1). Para poder extraer correctamente las características de *frecuencia* y *amplitud* es fundamental que los parámetros de diseño sean los óptimos.

En la figura 2.4.1, se muestra en el espectro frecuencial una señal cerebral adquirida al estimular con un LED a 20Hz. El pico a esta frecuencia se debe al potencial evocado por el estímulo visual. Para este caso particular, se puede ver en el eje vertical que la amplitud obtenida de la señal es de $1,8\mu\text{V}$.

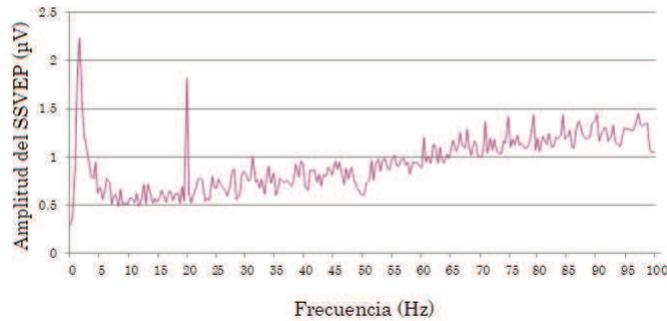


Figura 2.4.1: Amplitud de potenciales evocados al estimular con un LED centelleando a 20Hz en función de la frecuencia

2.4.1. Parámetros de diseño

Con el objetivo de generar potenciales que sean lo más fácilmente detectables es fundamental que los parámetros de diseño del estimulador sean seleccionados cuidadosamente [37].

Estos parámetros son:

- Tipo de estimulación
- Frecuencia
- Intensidad lumínica
- Color
- Tamaño y forma de la fuente
- Ubicación del estímulo

A continuación se profundizará la implicancia de la elección de cada parámetro y cuestiones que deben ser consideradas al momento del diseño.

2.4.1.1. Tipo de estimulación

La estimulación puede ser por medio de patrones en blanco y negro (ver figura 2.4.2), que se alternan con determinada frecuencia o por medio de LEDs (ver figura 2.4.3) que centellean [38].

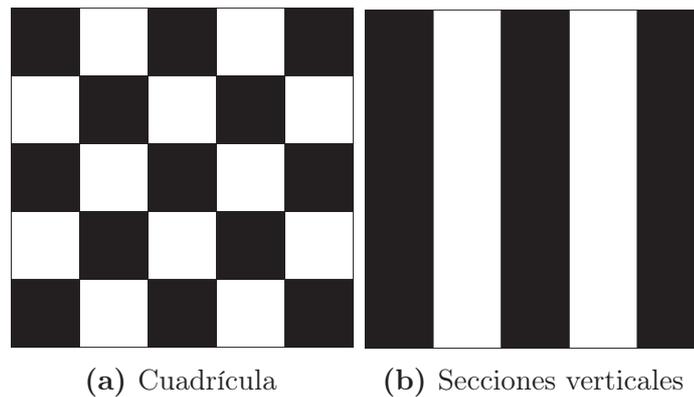


Figura 2.4.2: Ejemplos de estímulos con patrones

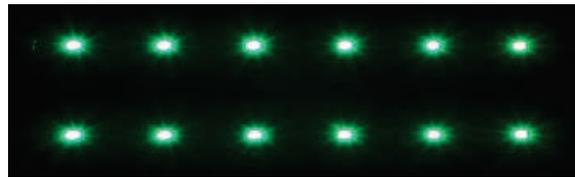


Figura 2.4.3: Ejemplo de estímulo con LEDs - Extraído de [4]

2.4.1.2. Frecuencia

La frecuencia, es uno de los parámetros más importantes para definir [39]. No solo se debe elegir una frecuencia que genere un potencial de una amplitud lo suficientemente grande como para poder detectarla, sino que además hay que considerar los efectos que puede ocasionar sobre la persona que está recibiendo el estímulo a determinadas frecuencias [37]. Por otra parte existe una limitación debida a la frecuencia máxima que permite el *hardware*. A continuación se analizarán más en detalle las consideraciones que deben realizarse al momento de seleccionar la frecuencia, y las implicancias de una incorrecta elección de este parámetro.

Como ya se mencionó, al presentarse una estimulación lumínica, se evoca un potencial con una mayor componente a la frecuencia del estímulo y también a las frecuencias de sus armónicos. Existen numerosos estudios en los que se analiza la respuesta obtenida al estimular con distintas frecuencias, y coinciden en que se consiguen mayores amplitudes de potenciales cuando se estimula con frecuencias en el rango

de los 6Hz hasta los 20Hz. A partir de este valor, la amplitud del potencial evocado tiende a disminuir conforme aumenta la frecuencia de la estimulación [40] (ver figura 2.4.4). Esto se cumple más allá de la elección del color, ubicación, forma o tamaño.

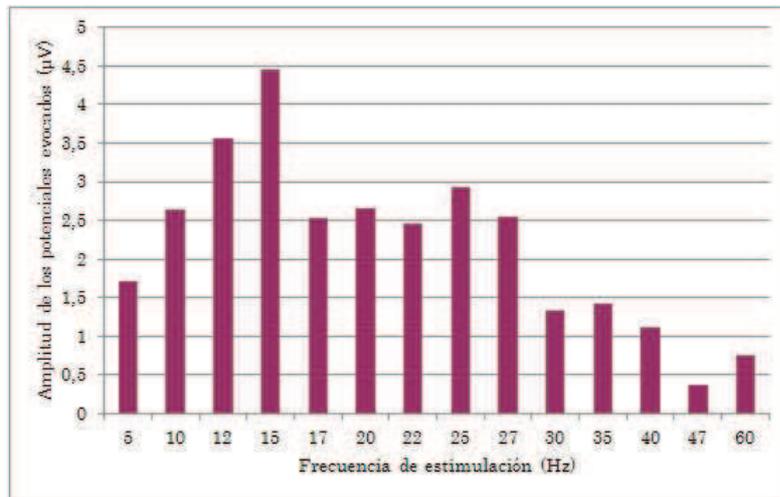


Figura 2.4.4: Valor promedio de la amplitud de la FFT de la frecuencia fundamental tomado en Oz, O1 y O2 con distintas frecuencias de estimulación (adaptado de [5])

Es fundamental conocer cuáles son los criterios que se deben tener al momento de la selección de la frecuencia, y qué restricciones existen.

Si bien a simple vista alcanzaría con seleccionar cualquier frecuencia de estimulación que genere un potencial, es decir frecuencias de estimulación desde 6Hz (y en algunos casos desde los 3,5Hz) [41], la selección debe ser muy cuidadosa, teniendo en cuenta varios aspectos:

- **Posibilidad de generar convulsiones epilépticas:** Estimular a frecuencias relativamente bajas puede generar convulsiones epilépticas. Existe cierta discrepancia en la literatura en relación a los umbrales para trabajar con frecuencias seguras, aunque por lo general, este valor suele estar cerca de los 20Hz, por lo que se recomienda estimular con frecuencias mayores a este valor [42], [43].
- **Evaluación de confort:** Varios estudios realizados muestran que las estimulaciones a frecuencias bajas generan incomodidad y fatiga [44].
- **Frecuencias armónicas:** Otra consideración que debe tenerse en cuenta al momento de elegir más de una frecuencia es que ninguna sea armónica de la otra. Dado que los potenciales evocados tienen picos en frecuencias del estímulo y sus armónicos [45], si se seleccionara una frecuencia y su

armónico, podría entenderse que está habiendo un potencial provocado por el otro estímulo, entregando así información errónea.

- **Relación señal ruido (NSR):** Dado que los potenciales evocados tienen amplitudes relativamente pequeñas comparadas con el resto de la actividad cerebral, si además la relación señal-ruido² es baja, resulta muy difícil distinguir estos PE. Existen diversos trabajos que analizan esta relación para distintas frecuencias [46], [47]. Idealmente se deberían elegir frecuencias con una relación señal-ruido alta.

2.4.1.3. Intensidad lumínica

Se debe garantizar que la intensidad lumínica del estímulo sea la suficiente para evocar un potencial. A mayor intensidad, mayor amplitud en el espectro frecuencial del potencial evocado [48]. Uno de los conceptos a tener en cuenta es el del efecto Stiles-Crawford [49], y hace que el brillo percibido dependa del ángulo con el que inciden los rayos lumínicos en la pupila: el ojo humano es más sensible a la luz que entra al centro de la pupila comparada con la que entra desde la periferia.

2.4.1.4. Color

Si bien para el caso de los estímulos con patrones se suele elegir el negro y el blanco para generar un contraste máximo, para el caso de estimulación por medio de LEDs existen varias alternativas. Se debe buscar que el estímulo pueda generar el potencial y que además no resulte incómodo ni riesgoso para la persona [50], [51].

2.4.1.5. Tamaño y forma

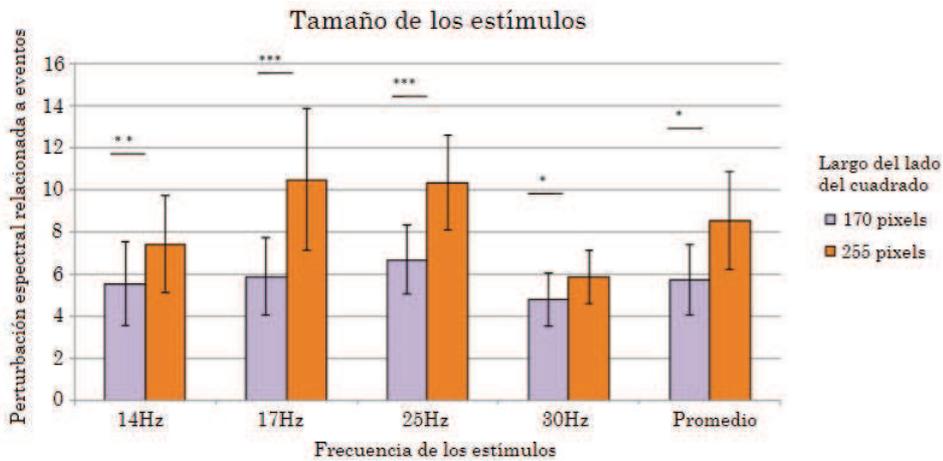
Para determinar tanto el tamaño como la forma del estímulo, los criterios a considerar son los mismos que para la elección del color: se busca que el potencial tenga la mayor amplitud posible en el espectro frecuencial para que pueda distinguirse del resto de las frecuencias, y debe resultar aceptable para el usuario. Estudios demuestran que a medida que aumenta el tamaño del estímulo, también lo hace la amplitud del pico en el espectro frecuencial [6], [52].

En la figura 2.4.5 se puede ver cómo varía la perturbación o potencia espectral relacionada al evento³, a cuatro frecuencias, para distintos tamaños (2.4.5a) y formas

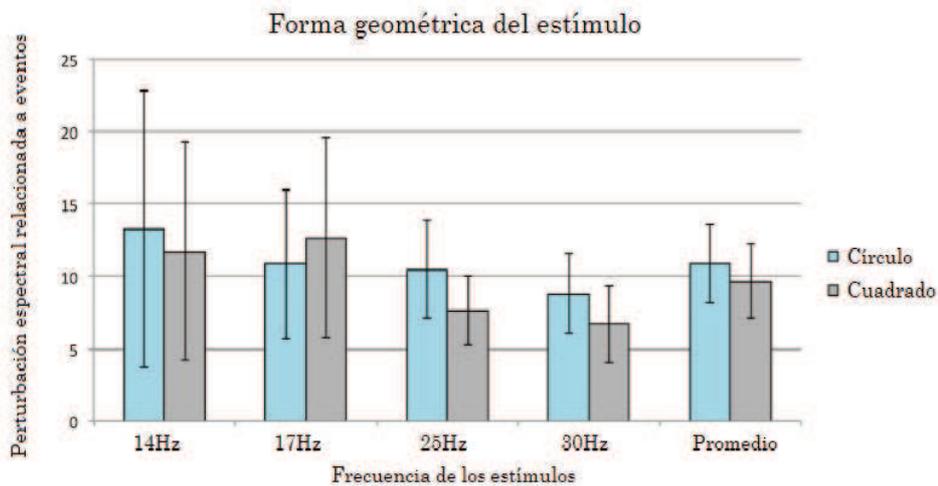
²En una señal, la relación señal-ruido se define como la proporción entre lo que se desea detectar respecto del ruido

³La perturbación o potencia espectral relacionada al evento (ERSP) mide los cambios de potencia espectral relacionados a un evento dado para un canal de EEG [53]

(2.4.5b) de estímulo.



(a) Variación del ERSP según el tamaño del estímulo



(b) Variación del ERSP según la forma del estímulo

Figura 2.4.5: Implicancia en la selección del tamaño y la forma del estímulo - Adaptado de [6]

2.4.1.6. Ubicación

La ubicación del estímulo está determinada por la distancia desde los ojos de la persona hasta el estímulo, y el ángulo respecto de la horizontal a la altura de los ojos. Se debe analizar el campo de visión humano, la separación respecto de otros estímulos que puedan interferir y la comodidad de la persona.

2.5. Redes neuronales artificiales

Las redes neuronales artificiales (RNA) son modelos computacionales que se inspiran en el funcionamiento del cerebro humano y buscan detectar patrones para clasificar información. Están englobadas dentro de lo que se conoce como Inteligencia Artificial (IA). La IA se puede definir como la ciencia encargada de hacer programas inteligentes que “aprenden” a partir de datos [54]. A diferencia de la programación convencional, en la que se definen instrucciones y se le indica al programa qué hacer en cada situación, las redes neuronales analizan información, aprenden de ella y luego hacen una predicción sobre nueva información, sin que el programador defina qué hacer en cada situación [55].

2.5.1. Objetivos de las RNA

El objetivo de las redes es que puedan clasificar entradas según algún criterio previamente establecido. Para esto se definen dos etapas: por un lado la fase del **entrenamiento** y por el otro la **validación**. En el entrenamiento la red es alimentada con un conjunto de datos llamado *set de datos de entrenamiento* [56]. La red procesa esos datos, detecta características y patrones y entrega a su salida parámetros (pesos y *bias*) que caracterizan a esa red, estableciendo un vínculo entre neuronas de una capa y la siguiente como se desarrollará más adelante [57]. En el entrenamiento se produce lo que se conoce como aprendizaje de la red. Si los datos de entrada y el diseño de la red son apropiados, cuando se parametrice la red con los pesos y *bias* que surgen de la etapa del entrenamiento, la red será capaz de clasificar de forma correcta datos nuevos. Por otra parte en la validación se evalúa el comportamiento de la red con señales nuevas para el modelo, distintas de las utilizadas para entrenarlo.

2.5.2. Arquitectura de una red neuronal artificial

El diseño de una red neuronal va a depender principalmente de la cantidad de entradas, salidas y de la complejidad de la tarea a realizar. Se pueden distinguir tres tipos distintos de capas: de entrada, ocultas y de salida [58]. Las conexiones entre los nodos (o neuronas) van a depender de ponderaciones o factores de peso. Así, la salida de cada nodo va a ser una combinación lineal de sus entradas. Estas ponderaciones son los que en gran parte caracterizan a la red [59].

En la Figura 2.5.2 se pueden identificar los siguientes componentes en relación a las neuronas [60]:

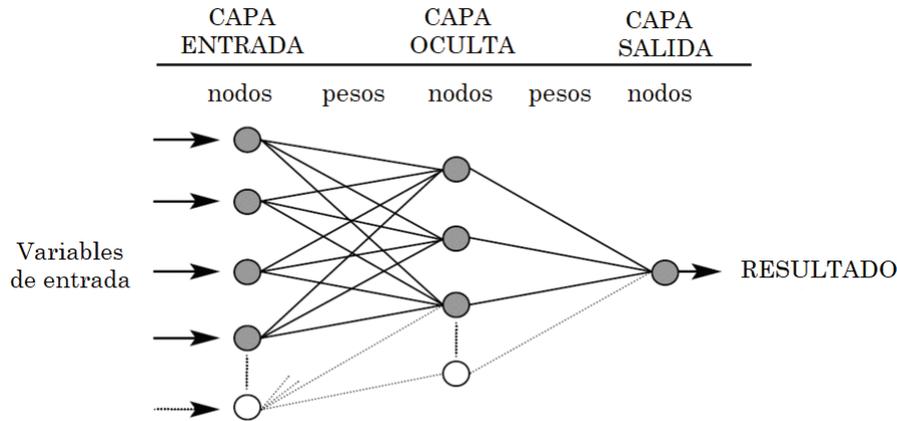


Figura 2.5.1: Esquema de una red neuronal artificial - Adaptado de [7]

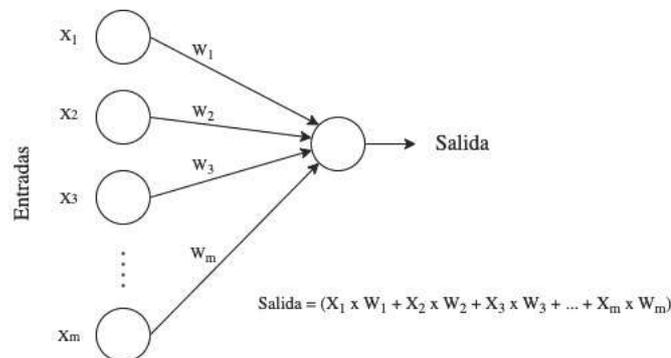


Figura 2.5.2: Esquema de una neurona artificial

Entradas: puede ser un dato de entrada, si se trata de la capa de entrada, o la salida de otra neurona artificial, para el caso de neuronas en capas ocultas o de salida. Esta entrada es “procesada” junto con las demás entradas en una neurona y se convierte en una salida.

Pesos: son factores por los que se multiplican las entradas, y permiten dar una mayor o menor ponderación a esa entrada, y por lo tanto la salida se verá modificada en función de los pesos que se hayan asignado.

Salida: La salida de una neurona puede ser la salida de la red (si se trata de la capa de salida), o funcionar como la entrada de otra neurona. Puede ser un valor discreto o real, dependiendo de la función de activación que se haya usado.

2.5.3. Funcionamiento de la RNA

Como se comentó anteriormente, la etapa del entrenamiento consiste en proveerle a la red datos, que pueden o no ya estar clasificados (ver sección 2.5.4). Durante el proceso

del entrenamiento o aprendizaje, la red detectará patrones y particularidades que ayuden a la clasificación. Estas características serán ponderadas según la importancia que tengan para diferenciar el dato de entrada entre una clase u otra. Estas ponderaciones son las que vinculan neuronas de una capa con la siguiente. En primer lugar la red asignará valores aleatorios a los pesos y evaluará el porcentaje de aciertos. Se volverá a ejecutar la red ajustando los pesos y *bias* y se volverá a evaluar el porcentaje de aciertos. Esto se repetirá hasta que se cumpla la cantidad de épocas o ciclos determinados a partir del diseño de la red. Idealmente la cantidad de ciclos debe ser tal que el porcentaje de aciertos entre una época y la siguiente sea similar, es decir que se llegue a una cierta estabilidad. Sin embargo, un valor muy alto en la cantidad de ciclos puede derivar en *overfitting* tal como se desarrollará en la sección 2.5.5. Una vez finalizado el entrenamiento se dice que la red ya aprendió y está lista para clasificar nuevos datos de entrada.

2.5.4. Tipos de entrenamiento

El proceso en el que una RNA aprende se llama entrenamiento de la red y puede ser **supervisado** o **no supervisado** [61]. El supervisado consiste en entregarle a la red un número significativo de señales, indicándole a qué clase pertenece cada señal, repitiendo este proceso para todas las clases. Luego del entrenamiento, cuando la red reciba una nueva señal de entrada (distinta de las que se usaron en el entrenamiento) debería poder clasificarla correctamente. Por otra parte el entrenamiento no supervisado ajusta su salida según la similitud de la información provista a la entrada sin que reciba un conjunto de datos de entrenamiento previamente clasificados.

2.5.5. *Underfitting* y *Overfitting*

Al diseñar una RNA se busca que tenga un alto poder de generalización detectando patrones y relaciones en los datos de entrada. Esto implica que luego de que la red sea entrenada, pueda clasificar correctamente una señal nueva desconocida, distinta a las utilizadas durante el entrenamiento y la validación. Para que esto se cumpla, se debe contemplar el tamaño del conjunto de datos a la entrada de la RNA junto con la complejidad de la misma. Su diseño debe ser elegido cuidadosamente buscando evitar tanto el *underfitting* como el *overfitting* [62]. A continuación se desarrollará brevemente qué es cada uno de estos términos, cuándo aparecen y cómo prevenirlos. El *underfitting*, o sub-ajuste, implica que la red no tiene la arquitectura suficiente

para detectar patrones en las señales de entrenamiento y por lo tanto tampoco podrá clasificar correctamente el set de datos de validación. Este fenómeno suele aparecer cuando la red no es capaz de detectar la variabilidad del set de datos, es decir que ocurre cuando el diseño de la red es demasiado simple. Para evitar el *underfitting* se puede probar aumentando la cantidad de épocas del entrenamiento de la red, y si no fuera suficiente, se debería aumentar la arquitectura de la red es decir sus neuronas y capas ocultas.

Por otra parte, el *overfitting* ocurre cuando el modelo de la red es tan complejo en relación al problema a clasificar que la red llega a aprender con un alto nivel de detalle todas las características del set de datos de entrenamiento. Lo que sucede es que cuando la red analiza el set de datos de validación, con señales distintas a las del entrenamiento, no es capaz de clasificar correctamente. Esto se debe a que la red aprendió detalles del set de entrenamiento, incluyendo ruidos e información no relevante [62], y al no encontrar estas características en las señales de validación, no logra clasificar correctamente. En otras palabras, pierde el poder de generalización.

Para evitar el *overfitting* se suele aumentar el tamaño del set de entrenamiento y disminuir la cantidad de capas ocultas de la red. Reduciendo la arquitectura se busca evitar que la red aprenda los detalles de la señal de entrenamiento y en cambio pueda generalizar en base al set de entrenamiento, así se logra que la red clasifique señales con las que no ha sido entrenada. Por el contrario sólo podrá aprender cuestiones más generales de las señales.

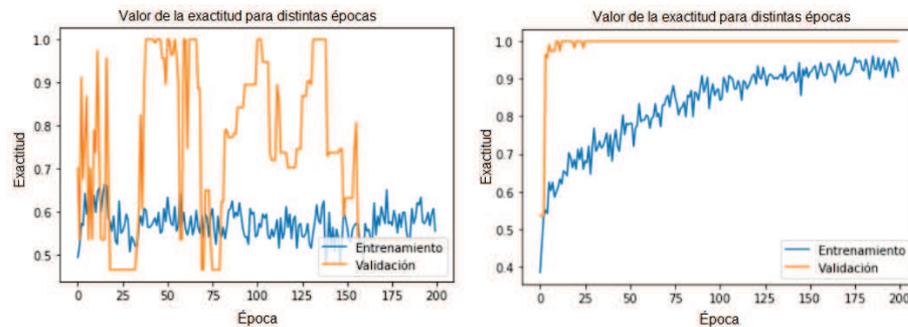
Como se mencionó, el incremento en la cantidad de señales ayuda también a eliminar el *overfitting*. Esto se relaciona con que al haber más datos para analizar, la red debe utilizar sus neuronas para detectar patrones de una mayor cantidad de datos, evitando que esas neuronas aprendan y memoricen detalles que terminan impidiendo la generalización.

2.5.6. Métricas del rendimiento de la red

Para evaluar el desempeño de la red se utilizan diversas métricas. A medida que se prueban ajustes en el diseño de la red se suelen comparar estas métricas para definir qué arquitectura y diseño son mejores. Las dos métricas más utilizadas en aprendizaje supervisado son las de *accuracy* (exactitud) y *loss* (vinculada a la función de pérdida) [63]. Sin embargo existen otras métricas como *precision*, *recall* y *F1* que surgen de la matriz de confusión [64].

La exactitud y la función de pérdida son las dos métricas que suelen utilizarse en una primera instancia para evaluar si el modelo es acertado o no. Sin embargo pueden existir casos en los que al analizar estas dos métricas parezca que el modelo es apropiado, pero en realidad no lo sea [65]. Para eso se utilizan la precisión, el *recall* y *F1* que se desarrollarán más adelante.

La exactitud mide las muestras clasificadas correctamente respecto del total de muestras (positivos y negativos) [66]. Como se mencionó anteriormente se suele evaluar la exactitud durante el entrenamiento para cada época y luego se suelen graficar estos parámetros (exactitud en función de cada época) (ver figura 2.5.3) y evaluar su comportamiento. Por ejemplo si la medida de la exactitud es errática (ver figura 2.5.3a), el modelo no está entrenando de forma correcta, pero si es una curva que va aumentando en cada época (ver figura 2.5.3b), es un indicador de que el modelo parecería ser apropiado, llegando idealmente a un valor del 100 %.



(a) Comportamiento errático de la curva de exactitud (b) Comportamiento deseado de la curva de exactitud

Figura 2.5.3: Gráficos de la exactitud en función de la época

A su vez, además de evaluar la exactitud en las distintas épocas, es muy frecuente analizar la *función de pérdida* que se puede definir como una función de costo que mide cuánto varían o se acercan las predicciones respecto al valor real [63]. A diferencia de la exactitud, la función de pérdida no se mide en porcentaje sino que es una suma de errores. Si bien existen distintas maneras de medir este error, la más usual es el error cuadrático medio [67]. Esta métrica se utiliza principalmente por dos motivos: en primer lugar es utilizada por el modelo para lograr un mejor entrenamiento. Es decir que para cada época analiza el desvío que existe entre la predicción y la observación y a partir de eso ajusta los valores de los pesos. Por ejemplo, si un modelo debe clasificar entre dos clases A y B, y determinara que una entrada corresponde a la clase A, podría estar clasificando con un 98 % de probabilidad o un 51 % y en ambos casos estaría clasificando la entrada a la misma clase. Sin embargo un modelo

que clasifique con una mayor probabilidad de acierto es superior a una que lo hace prácticamente con la mitad. Por este motivo es importante contemplar la función de pérdida. Además sabiendo que el valor de la pérdida debe tender a 0, resulta muy útil graficar la función de pérdida para detectar de forma simple y rápida si la función efectivamente se acerca a 0 o si diverge, oscila, o permanece constante aunque en valores muy superiores al ideal.

Este parámetro también resulta de suma importancia porque es utilizado por el modelo para lograr un mejor entrenamiento. En cada época se evalúa el valor de la función de pérdida y a partir de eso se ajustan los parámetros de los pesos entre neuronas [63].

Por otra parte, así como se explicó por qué medir únicamente la exactitud no resulta suficiente, tampoco basta con agregar la función de pérdida. A partir de esto se desarrollará brevemente qué es la matriz de confusión [55] y algunos parámetros que se desprenden fácilmente a partir de tener la información ordenada en la matriz. Esta consiste en organizar qué predijo la red respecto a lo que debería haber predicho. Los resultados de las clasificaciones se dividen dentro de los siguientes 4 grupos:

- Verdadero positivo (TP por sus siglas en inglés): la clase predicha coincide con la clase que figura en la etiqueta del dato.
- Verdadero negativo (TN por sus siglas en inglés): la clase predicha coincide con la clase que figura en la etiqueta del dato.
- Falso positivo (FP por sus siglas en inglés): según la etiqueta del dato, este no pertenece a determinada clase pero la red lo clasificó dentro de esa clase.
- Falso negativo (FN por sus siglas en inglés): según la etiqueta del dato, este pertenece a determinada clase pero la red no lo clasificó dentro de esa clase.

A partir de estos datos se arma la siguiente matriz de confusión:

		Predicción	
		Positivos	Negativos
Observación	Positivos	<i>TP</i>	<i>FP</i>
	Negativos	<i>FN</i>	<i>TN</i>

Cuadro 2.5.1: Matriz de confusión

Las métricas de precisión, *recall* y F1 se desprenden fácilmente de la matriz 2.5.1. La precisión mide la calidad del modelo indicando el porcentaje de casos positivos detectados, y se calcula de la siguiente manera [55]:

$$Precision = \frac{TP}{TP + FP}$$

Por otra parte el *recall* indica en qué medida los casos positivos fueron identificados correctamente por el modelo y cuántos fallaron [55].

$$Recall = \frac{TP}{TP + FN}$$

Si bien tanto la Precisión como el *Recall* brindan información sobre la capacidad de clasificación del modelo, existe una métrica adicional, F1, que combina las dos métricas mencionadas anteriormente [55]. La ventaja de trabajar con el F1 es que es un indicador más acertado del desempeño del modelo. La ecuación que define este parámetro es la siguiente:

$$F1 = \frac{2 \times Precision \times Recall}{Precision + Recall}$$

Para los casos de clasificación multiclase, la matriz de confusión y las métricas de precisión y *recall* se trabajan matricialmente aunque conceptualmente representan lo mismo [68].

A partir de lo demostrado resulta que para evaluar el desempeño de un modelo no basta con analizar un indicador, sino que lo ideal es hacer un análisis más profundo. Para esto es recomendable estudiar no solo la exactitud y la función de pérdida, sino también el F1. Si bien existen más métricas para evaluar un modelo, en particular para los modelos de clasificación se suelen utilizar las mencionadas en esta sección. Otras métricas que podrían utilizarse son la curva ROC [69] (característica operativa del receptor por sus siglas en inglés), su AUC (área debajo de la curva) y *Balanced accuracy* aunque estas son más utilizadas cuando los datos de cada clase no están balanceados [70].

2.5.7. Aplicaciones

El crecimiento del poder computacional en los últimos años, y la cantidad de datos disponibles, permitieron a la inteligencia artificial crecer exponencialmente. Dado que las RNA son capaces de resolver problemas que con la programación tradicional sería muy complejo, son cada vez más y más diversos los ambientes en los que estos sistemas están brindando soluciones. Dentro de sus aplicaciones podemos encontrar

los siguientes:

- Análisis financieros
- Procesamiento de imágenes
 - Resultados de desarrollos de reactivos
 - Automatización en el reconocimiento de un objeto
 - Detección de fallas en imágenes industriales
- Diagnóstico
 - Enfermedades
 - Fallas en la industria automotriz
- Procesamiento de voz
 - Reconocimiento de voz
 - Texto a voz

Estas son solo algunas de las áreas donde la IA está creciendo. En particular dentro del área de la salud está siendo cada vez más utilizada en diagnósticos clínicos, análisis e interpretación de imágenes y señales en general e incluso en el desarrollo de drogas [71]. En particular, dentro del análisis y la interpretación de señales, aparece el uso de la IA en interfaces cerebro-computadora [72], [73] que buscan encontrar patrones para clasificar aspectos de la actividad eléctrica cerebral con el objetivo de asociarlo a una intención de comunicación tal como se desarrolló en la sección 2.2.

Capítulo 3

Materiales y funcionamiento

En el presente capítulo se describirán las herramientas utilizadas y cómo funcionan en conjunto. En primer lugar se desarrollarán las herramientas utilizadas, explicando por qué se las seleccionó. Luego se detallará cómo se vinculan esas herramientas para el proyecto presentado en este informe. Por último se expondrá el esquema de trabajo utilizado para el desarrollo del trabajo propuesto.

3.1. Herramientas

A lo largo del trabajo se utilizaron distintas herramientas y dispositivos para la ejecución del proyecto. Para la adquisición de las señales se utilizó una vincha o *headband* con electrodos secos y una placa **Ganglion**, compatible con la plataforma **OpenBCI**. Para generar la luz centellando a las frecuencias definidas, se utilizó un **estimulador** con 2 LEDs, desarrollado por la empresa OTTAA Project.

En cuanto al *software*, se programó en **Python** y en **Processing**. Este último es un lenguaje de código abierto, orientado a objetos y basado en Java aunque tiene algunas simplificaciones que facilitan su uso. Se utilizó Processing para la interfaz gráfica y para el procesamiento en línea de las señales adquiridas. Por otra parte, los módulos vinculados la red neuronal y el procesamiento de las señales para obtener los pesos de la red se programaron en Python utilizando **Jupyter Notebook** y **Spyder**.

3.1.1. Ganglion

La placa Ganglion es un dispositivo de sensado de OpenBCI, de relativamente bajo costo, compatible con el *software* de código abierto de OpenBCI. Esta placa tiene 4 entradas diferenciales de alta impedancia, una tierra, una tensión de alimentación positiva (Vdd) y otra negativa (Vss). En las entradas se pueden medir señales de electromiografía (EMG) o electrocardiografía (ECG), o pueden ser conectadas individualmente a electrodos de referencia para medir EEG. En cada uno de los 4 canales la frecuencia de muestreo es de 200Hz.

Estas placas octogonales miden 6,12cm x 6,12cm entre los centros de los lados diagonalmente opuestos, y fueron embebidas dentro de *headbands*, que son vinchas diseñadas e impresas en 3D por la empresa OTTAA Project en termoplástico poliuretano. Estas *headbands* tienen electrodos en posiciones prefijadas y permiten adquirir, por medio del uso de OpenBCI, señales electroencefalográficas. Estos electrodos están ubicados en P_Z , PO_z , PO_7 y PO_8 (recordar la figura 2.3.2), y conectados con otros dos electrodos, de tierra y de referencia, a ser ubicados uno en cada lóbulo auricular.

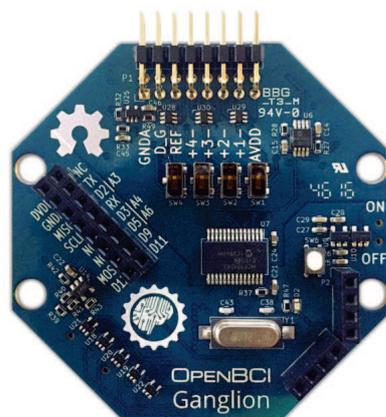


Figura 3.1.1: Placa Ganglion de OpenBCI - Imagen obtenida de [8]

3.1.2. OpenBCI

OpenBCI es una plataforma de código abierto que permite la adquisición de actividad eléctrica por medio de sistemas de sensado. Se pueden obtener biopotenciales de actividad muscular, electrocardiográfica, movimiento corporal, electroencefalografía, entre otros. Tiene como objetivo la colaboración de distintas partes para acelerar la innovación en las interfaces tecnológicas entre el humano y la computadora.

Para la predicción del pictograma elegido y la modificación en la interfaz gráfica se

trabajó en esta plataforma en su versión 3.5.4. Se realizaron cambios en el código en Processing que tenía anteriormente la empresa OTTAA Project, dado que estaba preparado para dos estímulos.

Al inicio del proyecto, la interfaz gráfica se veía como en la imagen debajo:

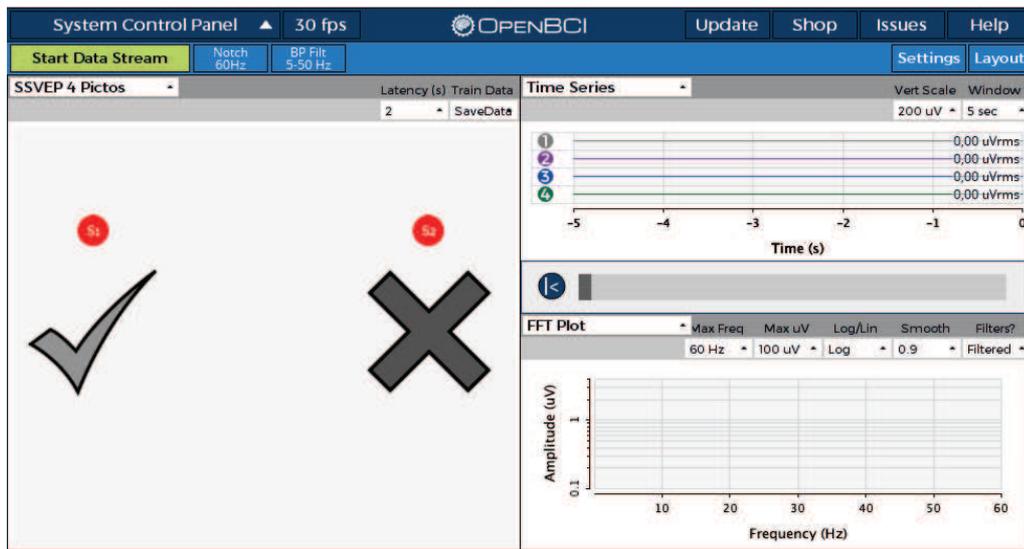


Figura 3.1.2: Interfaz gráfica en OpenBCI para 2 estímulos

Una vez hechas las modificaciones, pasaron a mostrarse cuatro pictogramas en simultáneo, como se puede ver en la siguiente imagen:

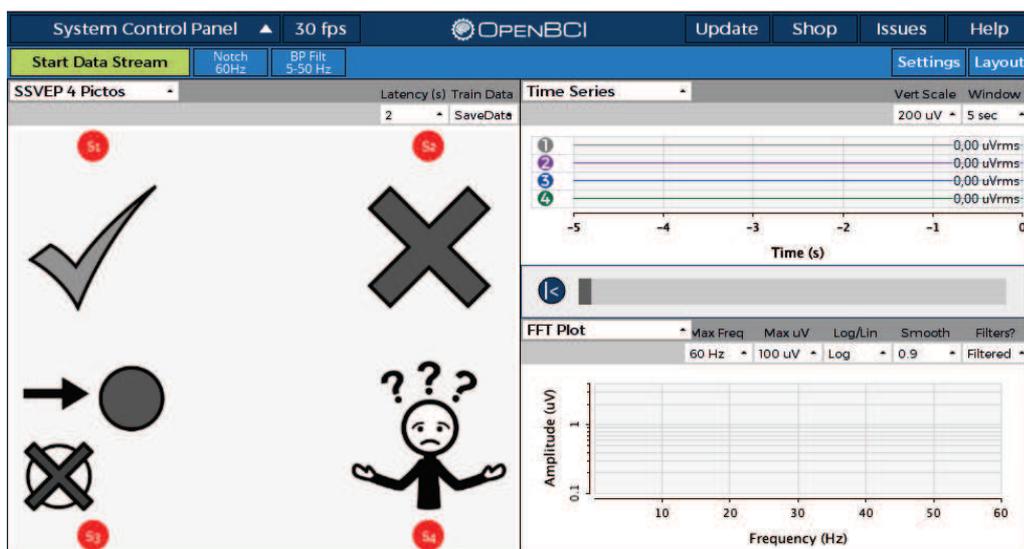


Figura 3.1.3: Interfaz gráfica en OpenBCI para 4 estímulos

Además de la interfaz gráfica se hicieron modificaciones en los datos de entrada y salida del programa: por un lado, para entrenar el modelo, los datos de entrada tenían otra estructura. Además, como se comentará más adelante, se cambió el modelo de la

red, por lo que también debieron ser modificadas en el código de *Processing*. La salida del programa, es decir, la predicción de qué pictograma eligió la persona, también sufrió modificaciones para contemplar el aumento en el número de pictogramas disponibles. Considerando que había varias modificaciones por hacer, se aprovechó la oportunidad para realizar mejoras en el código y prepararlo para que a futuro sea mucho más sencillo agregar nuevos posibles pictogramas y sus respectivos estímulos.

3.1.3. Estimulador

Para generar los potenciales evocados se utilizó un estimulador con 2 LEDs. La frecuencia de centelleo de estos LEDs se podía variar por medio de un código provisto por OTTAA. En la figura 3.1.4a se muestra el estimulador mientras que en la 3.1.4b se puede observar cómo quedan ubicados los LEDs en la tablet.

Se utilizó un estimulador como el de la figura 3.1.4a en todas las pruebas. Para la prueba de verificación (ver secciones 4.6 y 5.5), se utilizaron dos estimuladores con 2 LEDs cada uno, logrando así las 4 estimulaciones en simultáneo.



(a) Estimulador



(b) Estimulador y tablet

Figura 3.1.4: LEDs que conforman el estimulador

3.1.4. Anaconda y Jupyter Notebook

Anaconda es una plataforma libre y gratuita orientada a la ciencia de datos y el aprendizaje de datos o Machine Learning. Su impulsor es Jupyter, un proyecto que surgió de IPython con el objetivo de servir como plataforma en la ciencia de datos y la ciencia computacional creado para desarrollar software de código abierto, y soporta los lenguajes Julia, Python y R. Anaconda incluye un administrador de entorno virtual, Anaconda Navigator. Ésta es una GUI (Interfaz Gráfica de Usuario) que puede ser usada en sistemas operativos Linux, Windows y Mac.

Dentro de las aplicaciones de Anaconda, Jupyter Notebook es un entorno computacional interactivo, basado en la web, que permite crear documentos Jupyter con extensión .ipynb. Otras aplicaciones dentro de Anaconda son la consola QTconsole, Spyder, VisualStudioCode, entre otras. En particular, Jupyter Notebook tiene como grandes ventajas que dentro de la misma interfaz se puede escribir código, documentar, realizar cálculos, entre otros. Dado que el código se estructura en celdas, se puede ejecutar cada una y obtener el resultado de esa única celda, tornándolo sencillo y altamente flexible.

3.1.5. Esquema de conexiones

Las herramientas previamente descritas se conectaron tal como se muestra en la figura 3.1.5.

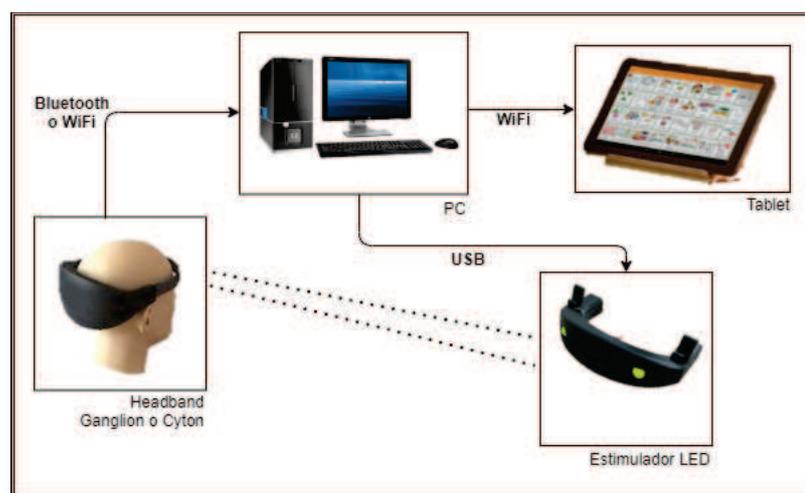


Figura 3.1.5: Esquema de conexión - Estimulación LED

Dentro de la *headband* se coloca una placa Ganglion que detecta actividad eléctrica. La conexión entre la placa y la computadora es inalámbrica vía Bluetooth. La placa

Ganglion tiene una frecuencia de muestreo de 200Hz, 4 canales para detectar las señales, y en muchos casos se puede conectar directamente a la computadora, sin necesidad de agregar un módulo de Bluetooth.

Por otra parte, la computadora se conecta por WiFi a la tablet que muestra la interfaz gráfica para el usuario. A su vez el estimulador puede estar conectado también por USB a la computadora, brindando así la alimentación necesaria para su funcionamiento, y enviando los datos necesarios para que se enciendan los estímulos. En caso de querer trabajar sin esta última conexión, es necesario agregar una batería que dé alimentación al estimulador y cargar previamente los programas de los estímulos a utilizar.

Si bien en el proyecto se buscó trabajar por medio de un estimulador con LEDs embebidos, el objetivo final es prescindir del estimulador por lo que la pantalla de la tablet directamente deberá mostrar los estímulos luminosos. Para este caso el esquema de conexión corresponde al que se muestra en la figura 3.1.6.

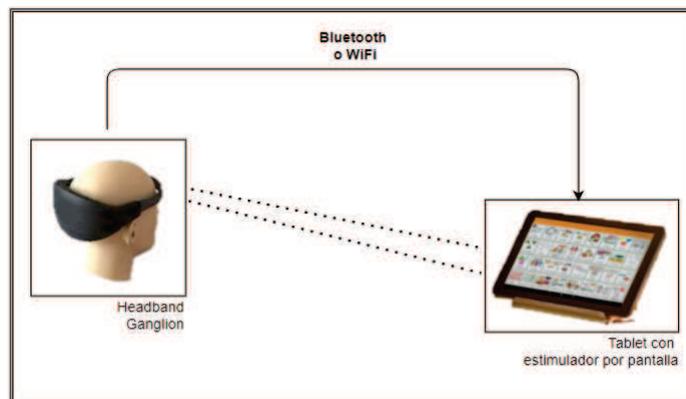


Figura 3.1.6: Esquema de conexión - Estimulación por pantalla

3.2. Modo de funcionamiento

El dispositivo sobre el cual se trabajó puede desglosarse en distintas partes. Por un lado el uso de un *software* para que al realizarle una pregunta a quien use el programa, se muestren en pantalla distintos pictogramas que podrían responder a dicha pregunta. Así por ejemplo si se le pregunta a una persona qué quiere comer, en pantalla se mostrarán cuatro pictogramas con comidas. Mientras se muestran estos pictogramas habrá también un LED asociado a cada pictograma que titilará a una frecuencia distinta de las otras. Una vez que la persona que usa el dispositivo elija una de esas opciones deberá mirar al LED asociado durante cierto tiempo. Al mirar

este estímulo luminoso se generarán potenciales evocados que serán registrados por electrodos en la vincha. Esa señal se procesará y el *software* predecirá cuál de los LEDs miró la persona, y por ende, qué pictograma había elegido la persona.

La predicción estará influenciada por la parametrización de una red neuronal artificial a la cual se habrá entrenado previamente de manera *offline* con una gran cantidad de señales. Esta red tiene como entradas vectores de características de distintas señales, luego se entrenará, y finalmente dará como salida pesos o ponderaciones que serán entregadas al *software* principal. Este entrenamiento se hace una única vez y es transparente para quien usa el programa.

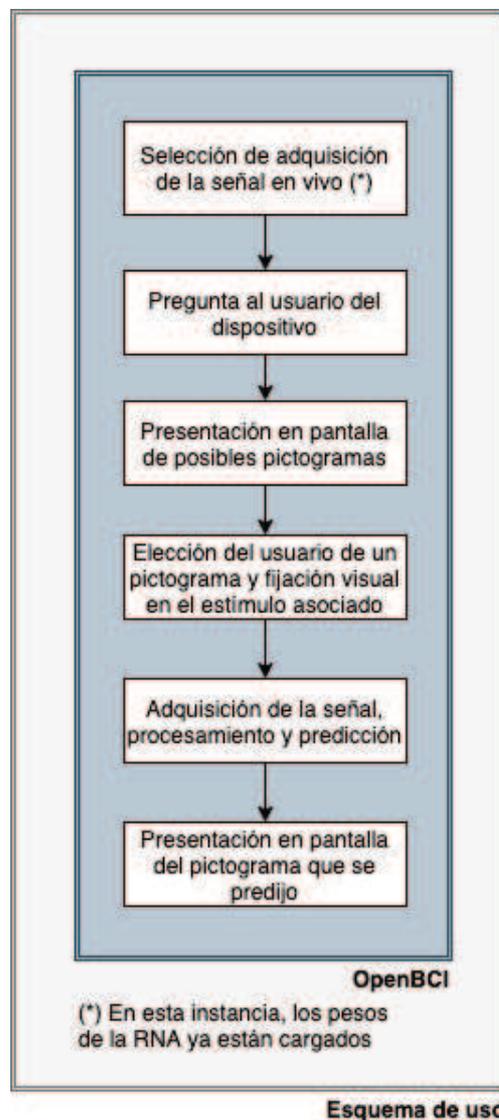


Figura 3.2.1: Esquema del uso para la comunicación de la intención de la persona

3.3. Esquema de trabajo para el diseño y la implementación

Para explicar las distintas etapas del proyecto, se detalla en la figura 3.3.1 el esquema de trabajo para el diseño e implementación de la optimización del sistema.

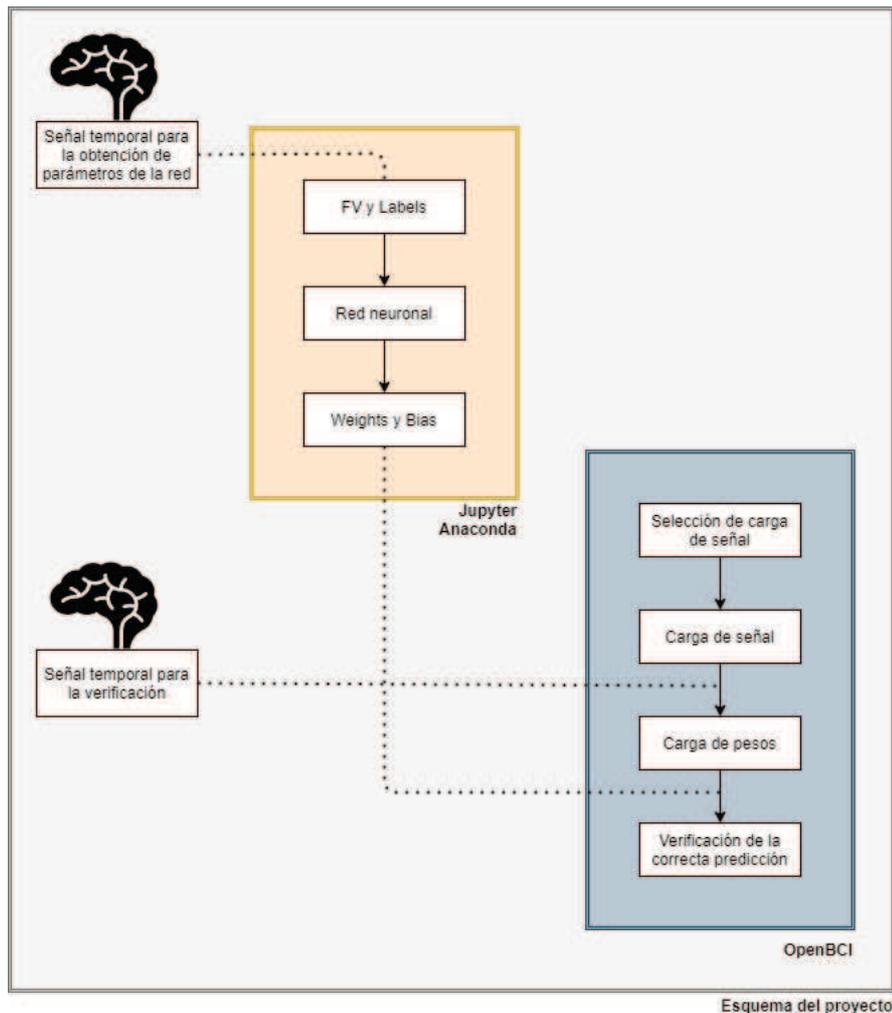


Figura 3.3.1: Esquema de la implementación del proyecto

El objetivo del dispositivo es que pueda predecir en tiempo real la intención de comunicación de quien lo utiliza. Esta predicción está afectada por la salida de la red neuronal que fue previamente entrenada de manera *offline* con una gran cantidad de datos. El entrenamiento tiene como salida parámetros (pesos y *bias*) que caracterizan la red. A continuación se describe en mayor profundidad el esquema de la figura 3.3.1.

Con el fin de obtener los parámetros que caracterizan la RNA se lleva a cabo al

entrenamiento de la red. Para esto se adquieren señales de distintos sujetos. Los datos de la señal adquirida representan las amplitudes de los potenciales eléctricos detectados por los electrodos de la vincha. Junto con las amplitudes hay otro dato, la etiqueta o *tag* o *label*, que representa a qué LED estaba mirando la persona. Este dato se usa en el entrenamiento supervisado. Luego estas señales se procesan obteniendo vectores de características junto con las etiquetas de valores (*feature vectors* y *labels*). Estos son los datos de entrada a la RNA para el entrenamiento. El mismo consta de un proceso iterativo en el que se ajustan dos parámetros: peso y *bias* (ver sección 2.5). Esos valores van a caracterizar la RNA que luego será utilizada para predecir en tiempo real las señales que se estén adquiriendo durante el uso del dispositivo.

Para evaluar la capacidad de clasificación del sistema se carga una señal temporal, luego se cargan los pesos y *bias* obtenidos durante el entrenamiento de la red y finalmente se procesa esa señal con la red (igual a la del entrenamiento pero ya caracterizada con los parámetros que surgieron del entrenamiento). Conociendo a qué LED había mirado la persona se puede saber si el sistema predijo correctamente o si no acertó.

La diferencia entre lo descrito en el párrafo anterior y el uso real del dispositivo radica en que en este último caso, no se carga una señal temporal sino que se adquiere una en tiempo real. Por otra parte no se verifica si la predicción fue la correcta sino que la salida del sistema es el pictograma que el *software* determina a partir de la clasificación que hace la RNA.

Cabe destacar que si bien lo relacionado a la red neuronal es transparente para el usuario, su diseño constituye una de las piezas fundamentales del proyecto. Para el desarrollo del proyecto se tuvieron en cuenta las siguientes etapas, que se irán detallando en las próximas secciones.

- Estimulación
- Adquisición de la señal
- Procesamiento de la señal
- Predicción del pictograma elegido
- Modificación en la interfaz gráfica
- Re-diseño de la red neuronal artificial

Para las dos primeras etapas se siguió un protocolo propio con el fin de dejar registrada

toda la información que pudiera ser útil tanto para este estudio como para otros posteriores. Además, todos los participantes debieron antes leer, completar y firmar un documento (ver Anexo A) en el que declaraban su consentimiento para poder trabajar y publicar la información obtenida.

Capítulo 4

Protocolo experimental

En las siguientes secciones se detallará el criterio para la selección de los participantes y el protocolo experimental utilizado en las distintas etapas. Se describirán las variables y consideraciones tenidas en cuenta para cada etapa de los ensayos, desde la selección de frecuencias hasta el funcionamiento integral del dispositivo.

Los ensayos se dividieron en dos etapas bien definidas: en primer lugar se llevaron a cabo pruebas *offline* para la selección de parámetros a utilizar tanto en la estimulación, como en la adquisición, el procesamiento de las señales y la arquitectura de la red. En esta etapa se tomaron señales conociendo la frecuencia de la estimulación a la que el participante estaba mirando, y luego estas señales fueron procesadas y utilizadas para entrenar la red. En segundo lugar, una vez definidos todos los parámetros que permitieran un desempeño optimizado, se realizaron pruebas integrales de funcionamiento y desempeño *online*. En esta segunda etapa los participantes ya no debían mirar un estímulo en particular, sino que elegían a cuál mirar, y se verificaba la correcta clasificación del sistema.

El objetivo fue encontrar determinados comportamientos que se detallarán en el próximo capítulo.

4.1. Protocolo para la adquisición de señales

Si bien conceptualmente las pruebas son distintas, para la adquisición de señales de las pruebas *offline* se utilizó siempre el mismo protocolo. A continuación se mencionarán las consideraciones abordadas y luego se hará un repaso del protocolo elegido.

4.1.1. Sujetos

Para el análisis de este proyecto se decidió trabajar con 10 sujetos. Dado que no se busca validar el producto sino probar la tecnología se eligió un número relativamente bajo de sujetos. Este número fue suficiente para encontrar patrones, similitudes generales y algunas diferencias particulares que se desarrollarán en el capítulo de la discusión (ver capítulo 6). De los 10 participantes, 5 fueron mujeres y los 5 restantes hombres. En cuanto a las edades de los sujetos se buscó incluir sujetos desde los 20 hasta los 75 años. Los requisitos de sexo y edad surgieron a partir de la población a la que está dirigido el producto y considerando también la disponibilidad de sujetos voluntarios. Si bien podría ser utilizado por gente menor a 20 años o mayor a 75, esta muestra abarca una gran porción de la población.

Crterios de inclusión y exclusión

Las personas a las que se le hizo la adquisición de señales debían ser voluntarios mayores de 18 años y no debían tener antecedentes de epilepsia, ftofobia o hipersensibilidad a la luz ni tener discapacidad motriz. Antes de empezar con la adquisición se evaluó a los participantes por medio del MMSE (ver Anexo B) [74] quedando excluidos aquellos que obtuvieran un puntaje menor a 20. Se utilizó la Escala de Montgomery-Asberg [75] como un indicador del estado de ánimo. Si del resultado de la evaluación surgiera que la severidad de los síntomas de depresión fueran altos (obteniendo en la escala un puntaje igual o superior a 35), tornando al dispositivo no funcional, ese sujeto quedaría excluido. Si bien para esta etapa inicial se utilizó únicamente esta evaluación, cuando el equipo que acompaña a la persona con discapacidad en la comunicación decide qué ayudas técnicas proponer, se realiza un análisis más exhaustivo e integral en el que participan distintos profesionales incluyendo psicólogos.

Por otra parte, antes de iniciar la adquisición de las señales, los participantes y/o sus representantes debieron firmar un consentimiento informado en el que se explicaba en qué consistiría el protocolo. También se le pidió a los participantes que firmen una autorización de uso de imagen (de uso privado y público) acorde a la legislación vigente, siendo esta condición no necesaria para su participación.

4.1.2. Estimulación

La estimulación es uno de los puntos más críticos para el correcto funcionamiento del dispositivo. Una estimulación adecuada generará potenciales evocados bien definidos, que luego de ser procesados, podrán ser vinculados con valores de frecuencia que se relacionarán directamente con el pictograma elegido. Como se mencionó anteriormente, existen varios parámetros que definen la estimulación como por ejemplo las frecuencias, los colores, la ubicación y el tipo de estímulo (por LEDs, figuras geométricas en la pantalla, patrones), entre otras.

En el presente trabajo se decidió utilizar LEDs como **tipo de estimulación**. Los potenciales evocados a partir de este tipo de estímulos son considerablemente mayores a los generados en estimulación por pantalla. Dado que se buscará pasar a un sistema más portable en el que se pueda prescindir del estímulo LED, se realizaron evaluaciones estimulando con figuras en una pantalla y se compararon los potenciales evocados generados por ambos estímulos. Sin embargo por el momento se decidió mantener la estimulación por LEDs, tal como se estaba trabajando anteriormente en el proyecto.

Por otra parte, se mantuvo el **color** de los LEDs con el que ya veía trabajando OTTAA Project a partir de un análisis de la literatura y por ensayos realizados por dicha empresa, buscando disminuir las incomodidades para la persona que usara el dispositivo y logrando potenciales evocados bien definidos. Si bien la mayoría de la bibliografía menciona generalmente los colores azul, rojo y verde, se descartó el uso de dos de éstos. El azul se descartó porque hay evidencias que demostraron que en el rango de longitudes de onda entre 415nm y 455nm se podían inducir Especies de Oxígeno Reactivo (EOR o ROS por sus siglas en inglés) y fototoxicidad en la retina [76]. Por otra parte el color rojo fue descartado también, pero en este caso por resultar incómodo para quien debe mirar los estímulos según la literatura [77] y luego constató en estudios propios de OTTAA Project.

Los estímulos luminosos utilizados son de forma circular y de 20mm de diámetro, separados a una distancia de 17,5cm entre sí. Todo este sistema estaba embebido en un módulo impreso en 3D por la empresa OTTAA Project.

4.1.3. Barrido en frecuencia

Se realizó un barrido en frecuencia desde 20 hasta 40Hz. Se decidió trabajar con las frecuencias previamente mencionadas debido a que en personas con antecedentes de fotosensibilidad, el riesgo de una convulsión disminuye para frecuencias de

estimulación superiores a 20Hz. Además se concluyó a partir de ensayos realizados por OTTAA Project a 6, 12,5, 23 y 30Hz, que con estímulos a 23Hz o frecuencias superiores resultaba más tolerable el parpadeo de los LEDs. En estas pruebas, además se detectó que estimulando a 6Hz no se generaban potenciales y que a 30Hz no todas las personas los generaban.

La prueba consistió en estimular durante 10 segundos a 20Hz, luego otros 10 segundos de descanso, y a continuación se repitió el proceso para la frecuencia siguiente, de 1Hz superior, repitiendo este ciclo hasta llegar a los 40Hz. La decisión de utilizar este esquema de trabajo 10 segundos de estimulación seguidas por pausas se basó en el protocolo generado por OTTAA Project y considerando también bibliografía que coincidía con esta decisión [78], [79].

4.1.4. Posicionamiento del sujeto y los electrodos

El posicionamiento de la persona respecto del estimulador se definió a partir de evaluaciones previas y considerando el efecto *Stiles-Crawford* (descrito en la sección 2.4.1.3), para fijar un ángulo máximo. Además se buscó que los sujetos no tuvieran que inclinarse, dado que esto activaría el músculo deltoides, porque se generarían potenciales no deseados, disminuyendo la calidad de las señales obtenidas. Más allá del efecto Stiles-Crawford, se buscó que los sujetos no tuvieran que inclinarse, activando el músculo deltoides, porque se generaba ruido eléctrico no deseados, disminuyendo la calidad de las señales obtenidas. Para esto se buscó que el asiento tuviera respaldo aumentando la comodidad del participante y evitando generar tensiones. Se ubicó el estímulo a 60cm de distancia, a la altura de los ojos del voluntario.

En relación al posicionamiento de la vincha y en particular de los electrodos se ubicaron en las posiciones PO_7 y PO_8 , conectados a los canales 1 y 2 respectivamente de la placa de adquisición, y los otros dos en la línea media del cráneo en las posiciones P_z y PO_z , conectados a los canales 3 y 4 respectivamente.

Por otra parte, en todo momento se registró la actividad con la vincha y se procuró que la impedancia de los electrodos no superara los $50k\Omega$. Para esto se utilizó alcohol para limpiar la zona del cuero cabelludo donde se apoyaron los electrodos. Además se utilizó una pasta conductora sobre los electrodos.

4.1.5. Tipo de electrodos

Para la adquisición de las señales se utilizaron electrodos secos. Si bien la amplitud de las señales detectadas es menor a las que registran los electrodos húmedos, resultan lo suficientemente eficaces para el propósito de este trabajo, otorgando una mayor usabilidad. Durante la ejecución de las pruebas se adquirieron las señales en todo momento, es decir, tanto en presencia de un estímulo LED como cuando se apagaba.

4.1.6. Resumen del protocolo para la adquisición de señales

Participaron 5 mujeres y 5 hombres de entre 20 y 75 años de edad que cumplieran con lo desarrollado en la sección 4.1.1. Se les colocó una vincha con 4 electrodos secos ubicados en posiciones específicas (ver sección 4.1.4) procurando mantener una impedancia inferior a los $50k\Omega$ entre el electrodo y el cuero cabelludo. Luego se ubicó al sujeto a una distancia de 60cm respecto del estímulo visual. Este estaba conformado por LEDs verdes centellando a frecuencias específicas y diferentes entre sí. El participante debía estar sentado en una silla con respaldo y apoyado sobre la misma tal como se detalla en la sección 4.1.4. Una vez que el sujeto se encontraba correctamente ubicado, con los electrodos bien posicionados y a la distancia indicada desde el estimulador a los ojos, se procedía al inicio de la adquisición. Las frecuencias de estimulación utilizadas *offline* fueron de 20 hasta 40Hz tal como se detalla en el punto 4.1.3. En todos los casos las señales adquiridas siguieron este protocolo para formar la base de datos a utilizar en todos los ensayos que se desarrollarán más adelante.

4.2. Procesamiento de señales

Con el objetivo de diseñar un sistema robusto, que pueda predecir con un alto porcentaje de aciertos, se probaron distintas alternativas de procesamiento de las señales temporales, siempre cumpliendo con el protocolo descrito en el punto 4.1.6. Se utilizaron más de 400.000 datos provenientes de los 10 sujetos con 21 valores distintos de frecuencias de estimulación. Con cada ensayo se buscó entender y mostrar la problemática, y determinar parámetros en busca de la optimización del sistema. Se analizaron los resultados obtenidos para distintos tipos de procesamiento. A continuación se describirán los ensayos realizados para el procesamiento de las señales, con el objetivo de mejorar su calidad, y más adelante en la sección 4.3, aquellas correspondientes al diseño de la RNA.

4.2.1. Relación entre amplitud y frecuencia

Sabiendo la importancia de la frecuencia de estimulación para un correcto desempeño del sistema, en primer lugar se estudió el comportamiento de los potenciales evocados en función de la frecuencia de estimulación. Con este objetivo se promedió la amplitud de las muestras de las señales de los 4 electrodos en los 10 segundos de estimulación. Por lo tanto para cada sujeto y cada frecuencia se obtuvo un valor representativo de amplitud.

4.2.2. Selección de frecuencias

Con el objetivo de elegir las frecuencias con las que trabajar se procedió a buscar cuáles eran aquellas que evocaban mayores potenciales en los sujetos. Dado que a frecuencias más bajas hay una mayor actividad cerebral espontánea, que no aporta información útil a la hora de detectar potenciales evocados pero eleva las amplitudes, y que a mayores frecuencias la actividad espontánea disminuye, se decidió estudiar la relación entre la amplitud a la frecuencia de estimulación y la amplitud a frecuencias vecinas. Se estudiaron dos posibles alternativas para determinar la calidad de los picos generados por los potenciales evocados. Por un lado se calculó la división entre la amplitud del pico a la frecuencia de estimulación y la amplitud promedio de cuatro frecuencias vecinas. A este indicador se lo llamó en este trabajo “**índice relación**”. Por el otro se hizo la resta entre los valores previamente mencionados y se definió ese concepto como “**índice resta**”.

En primer lugar se promediaron las amplitudes del espectro frecuencial durante los 10 segundos de estimulación para cada sujeto y cada frecuencia, en los 4 canales. Luego para cada frecuencia de estimulación se tomó el promedio las amplitudes de la señal en frecuencias adyacentes a la frecuencia central, considerando 2 valores de frecuencias por debajo de la central y dos por encima. Este promedio representaba lo que ocurría en frecuencias vecinas a la de estimulación, en las que había actividad espontánea pero no potenciales evocados. Posteriormente, para cada sujeto y cada frecuencia se calculó tanto la división como la resta entre la amplitud de la señal a la frecuencia de estimulación y el promedio de las amplitudes a frecuencias adyacentes. Para cada una de las alternativas planteadas (división y resta) se seleccionaron las cuatro frecuencias que daban valores más altos entre los valores analizados. Luego se compararon los valores que surgieron de cada análisis para finalmente elegir con qué frecuencias trabajar.

4.2.3. Procesamiento temporal de señales

Por otra parte se analizó la posibilidad de reducir el **tiempo de estimulación** necesario, manteniendo porcentajes de predicciones correctas de alrededor del 85%. Para esto, se tomaron señales de 10 segundos de estimulación y se evaluó el comportamiento de la red al eliminar los últimos segundos de la señal adquirida. Primero se evaluó lo que sucedía al eliminar 1 segundo y se lo comparó con la señal completa de 10 segundos. Luego se repitió el proceso pero eliminando 2 y 3 segundos. Se comparó el desempeño de la red de estas 4 alternativas.

Luego con la alternativa que dio mejores resultados se analizó si el rendimiento de la red mejoraba al desestimar los datos de los primeros segundos de la señal. El motivo por el cual se decidió hacer este ensayo se fundamenta en que al realizar las adquisiciones se observó que los potenciales evocados demoraban algunos segundos en aumentar su amplitud, aunque esto podría estar vinculado con un tema de presentación de los datos. También se hizo un análisis comparativo para evaluar qué opción resultaba conveniente.

Para estos ensayos se tomaron señales del grupo de participantes que genera mejores potenciales a menores frecuencias. El indicador utilizado para la selección de los segundos a recortar fue el *índice relación*.

4.2.4. Análisis de los PE en frecuencias armónicas

Dado que la bibliografía sugiere que al estimular, los potenciales son evocados a las frecuencias armónicas (además de las frecuencias de estimulación) se decidió analizar gráficamente este fenómeno. En primer lugar se promediaron las señales adquiridas por los 4 electrodos durante los 10 segundos de estimulación y se las transformó al dominio de la frecuencia, obteniendo así las amplitudes de las señales adquiridas para cada frecuencia. Luego se graficaron esos PE en función de la frecuencia.

Por otra parte se analizó la capacidad de predicción de la red tanto considerando los potenciales en frecuencias armónicas, como sin considerarlos. Se evaluó la métrica de la exactitud para cada caso, para definir si a la red se le pasarían los datos de los PE evocados en los armónicos o no.

4.3. Red Neuronal Artificial

En relación a la Red Neuronal Artificial existen numerosos parámetros que se pueden modificar en busca de un mejor resultado, es decir, que permita segmentar datos con un alto nivel de acierto. Algunos de estos parámetros son la cantidad de capas ocultas y la cantidad de nodos o neuronas en cada capa oculta. Estos conforman lo que se conoce como **arquitectura de la red** dado que son la estructura de la misma. Otros parámetros son más específicos y permiten ajustar y mejorar el comportamiento de la red. Dentro de estos se encuentran la tasa de aprendizaje (*Learning Rate*), Optimizador, cantidad de épocas, entre otras.

En este trabajo se modificaron los parámetros vinculados a la estructura o arquitectura de la red, es decir, cantidad de capas ocultas y de neuronas en cada una de estas capas. Para esto se evaluó el desempeño de la red para distintas combinaciones en la cantidad de neuronas y capas en relación a la cantidad de señales para el entrenamiento. Para la verificación, una vez ya entrenada la red, se utilizaron siempre las mismas señales. De esta forma se pudo descartar que hubiera variaciones en el comportamiento de la red debido al uso de distintas señales de validación.

Se buscó utilizar una arquitectura pequeña, de pocas neuronas y capas. Luego se fue incrementando el tamaño de la red hasta encontrar una arquitectura que permitiera un ajuste correcto para las señales de entrenamiento. Para las distintas arquitecturas se evaluó el desempeño de la red con los parámetros explicados en la sección 2.5.6. Si bien se probaron decenas de combinaciones, en la sección 5.2.1 se mostrarán las métricas obtenidas para un caso de *underfitting*, un caso de *overfitting* y luego un caso de ajuste apropiado.

4.4. Selección de señales de entrenamiento

Durante la adquisición de señales se pudo detectar que no todos los sujetos generan potenciales evocados de gran amplitud a las mismas frecuencias. Si bien la mayoría de los sujetos generan PE de mayor amplitud a frecuencias cercanas a los 20Hz, muchos otros generan mayores potenciales a frecuencias cercanas a los 30Hz. En la literatura no se encontraron estudios al respecto. Por este motivo se decidió analizar esta particularidad: se segmentaron aquellas señales que generaban potenciales de mayor amplitud a frecuencias alrededor de los 25Hz (a las que se llamó “señales grupo 1”), separadas de las que lo hacían a frecuencias cerca de los 32Hz (consideradas

como “señales grupo 2”).

A partir de un análisis cuantitativo de las señales, se definieron 2 grupos de personas: “Grupo 1” y “Grupo 2”. Se buscó determinar si había alguna mejora al entrenar la red con los distintos tipos de señales. Para esto en primer lugar se tomó una señal, a la que se llamó “señal de verificación” y se evaluó a qué grupo de señales correspondía. Luego se entrenó la red con las *señales grupo 1* y se evaluó el porcentaje de acierto en las predicciones al verificar con la nueva señal. Por otro lado se repitió el mismo procedimiento pero habiendo entrenado la red con *señales grupo 2*. Finalmente se evaluó si había diferencias entre ambas pruebas para determinar si se obtenían mejores resultados al entrenar la red con un grupo de señales similares a la señal de evaluación. Estos resultados se resumen en el cuadro 5.3.1.

4.5. Evaluación de la robustez del sistema

Dado que resulta imprescindible que el sistema sea robusto, y su funcionamiento no dependa de la persona a la que se le adquieren señales, el lugar o momento del día, se hicieron una serie de pruebas. Por un lado se eligió a uno de los sujetos y se adquirieron señales para todas las frecuencias de estimulación ya mencionadas, de 20 a 40Hz en dos momentos del día, y a su vez en distintos lugares. Se analizó la variabilidad en los PE obtenidos respecto al ruido de cada instancia de adquisición. Además se analizó otro aspecto de la robustez que se relaciona con el poder de generalización de la red: se buscó conocer cuán bien predice el sistema cuando se tiene la red entrenada y se prueba con las señales de un nuevo sujeto.

4.5.1. Variabilidad en un mismo sujeto y capacidad de generalización del sistema

Una de las cuestiones más importantes es determinar si los resultados obtenidos son reproducibles. Si bien esto ya había sido demostrado en las evaluaciones preliminares, se procedió a hacer un análisis más exhaustivo en el que se tomaron las señales de una misma persona en distintas situaciones para estudiar si los resultados finales eran similares entre sí.

Se buscó estudiar la variabilidad en un mismo sujeto y el poder de generalización del modelo propuesto. Para esto en primer lugar se procedió a la adquisición de las señales (instancia A). Luego se hizo una pausa y se repitió la adquisición (instancia B). Se le quitó la vincha a la persona y se hizo otra pausa. Se le volvió a colocar la vincha se

repitió el proceso, quitando nuevamente la vincha al finalizar la adquisición (instancia C). Por último, se dejaron pasar 5 horas, se colocó nuevamente la vincha y se hizo una última adquisición (instancia D). En todos los casos se adquirieron las señales siguiendo el protocolo experimental detallado en las secciones de “Estimulación” (ver 4.1.2) y “Adquisición de las señales” (ver 4.1.6)

Para cada adquisición de señales se procedió a hacer el procesamiento correspondiente para cada una de las 4 instancias. Dado que en cada momento había distintos niveles y fuentes de ruido¹ [80], se analizó la división entre la amplitud a la frecuencia de estimulación y el promedio de las 4 frecuencias adyacentes.

Se analizaron los cocientes (*índices relación*) y se estudió la variabilidad entre los 4 momentos. Se graficaron los resultados obtenidos en la figura 5.4.1.

4.6. Pruebas de verificación

Por último y ya habiendo seleccionado parámetros como las frecuencias con cuales estimular, descartando las señales a las frecuencias armónicas de la de estimulación, habiendo elegido cuántos segundos de la señal se usan y cuántos se descartan, con qué entrenar la red, qué arquitectura debe tener la red, etc., se procedió a hacer una prueba *online* para evaluar el poder de predicción real del sistema. Para esto se utilizaron los parámetros definidos en las secciones anteriores ya mencionadas en este capítulo.

La prueba se realizó en 2 sujetos. Se le mostraron 4 LEDs titilando a las frecuencias definidas y el participante debía elegir a cuál mirar. El sistema predecía y luego se verificaba si esa predicción coincidía con el LED que se estaba mirando. Se le pidió a cada sujeto que eligiera y mirara por 7 segundos al LED elegido. Esto se repitió 20 veces, con 10 segundos de pausa entre una estimulación y la siguiente. Se registró la cantidad de aciertos y a partir de este dato se calculó el porcentaje de acierto general. Finalmente se comparó este valor con lo que habían arrojado las pruebas *offline*.

El diseño de todos estos ensayos permitió individualizar parámetros. Los resultados obtenidos a partir de estas definiciones se muestran en el Capítulo 5.

¹Electromagnético (proveniente de la iluminación, artefactos eléctricos) y artefactos propios de la persona (por la actividad eléctrica cardíaca, movimientos oculares y musculares en general)

Capítulo 5

Resultados

En este capítulo se exponen los resultados obtenidos para cada prueba. La metodología empleada se encuentra en el capítulo 4 y allí se describen tanto las cuestiones generales como los pasos que se siguieron para cada prueba en particular. A continuación se hará un análisis de los resultados obtenidos, sus implicancias y hallazgos.

5.1. Procesamiento de señales

En una primera instancia se procesaron las señales con el objetivo de obtener datos que aporten la mayor información posible. Primero se estudió la relación entre la amplitud de la actividad cerebral y la frecuencia, tanto en un estado basal como al generar potenciales evocados. Considerando esos resultados se procedió a la selección de las frecuencias de estimulación. Luego se realizaron pruebas haciendo recortes en las señales temporales para determinar si había segmentos dentro de las señales de 10 segundos que brindaran más información acerca del potencial evocado. A partir de observaciones hechas durante la adquisición de señales en presencia de estímulos lumínicos se decidió evaluar si se detectaban picos en las frecuencias de los primeros armónicos respecto de la frecuencia de estimulación.

5.1.1. Relación entre amplitud y frecuencia

El objetivo del estudio de la amplitud de la actividad eléctrica cerebral en función de distintas frecuencias fue definir qué valores de frecuencia tendría cada uno de los 4 estímulos. Idealmente en las frecuencias a elegir, la actividad basal debía ser relativamente baja y constante mientras que los potenciales a esa frecuencia fueran

lo más altos posible.

En el gráfico 5.1.1 se muestra la amplitud promedio durante los 10 segundos de estimulación en cada frecuencia para distintos sujetos. Si bien hay algunas excepciones, se puede observar una tendencia en la disminución de la amplitud conforme aumenta la frecuencia de estimulación.

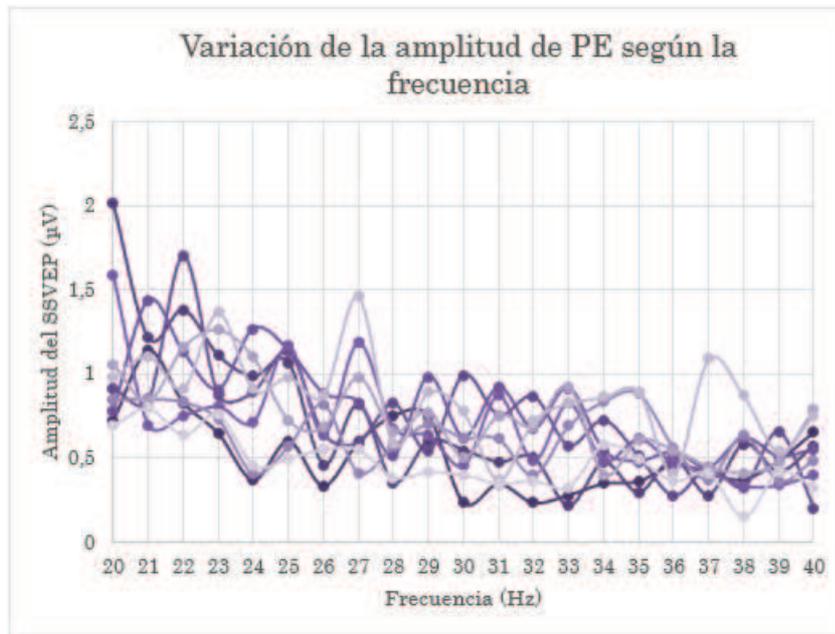


Figura 5.1.1: Análisis de la la amplitud de potenciales evocados a distintas frecuencias de estimulación en distintos sujetos

Al promediar las amplitudes de los 10 sujetos se obtuvo el gráfico 5.1.2 en el que se ve de forma sintetizada esta disminución en las amplitudes de los potenciales evocados para valores más altos de frecuencia de estimulación. De todos modos cabe destacar que de por sí la actividad cerebral adquirida por los electrodos disminuye a mayores frecuencias como se mostrará en la figura 5.1.3.

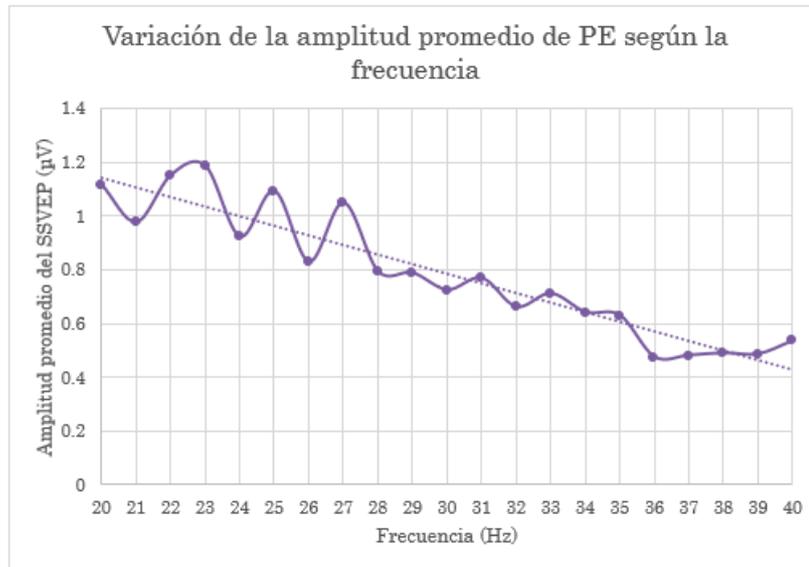


Figura 5.1.2: Análisis de la disminución en la amplitud promedio de potenciales evocados frente a estimaciones de mayor frecuencia

Se observó que la actividad cerebral registrada en un estado basal (sin la presencia de estímulos visuales) varía en función de la frecuencia. A frecuencias bajas existen ondas conocidas por la comunidad científica, dentro de las que se encuentran las delta, theta, alpha y beta, con frecuencias entre 1 y 21Hz según el caso. Se puede observar en la figura 5.1.3 que la actividad disminuye a medida que la frecuencia aumenta.

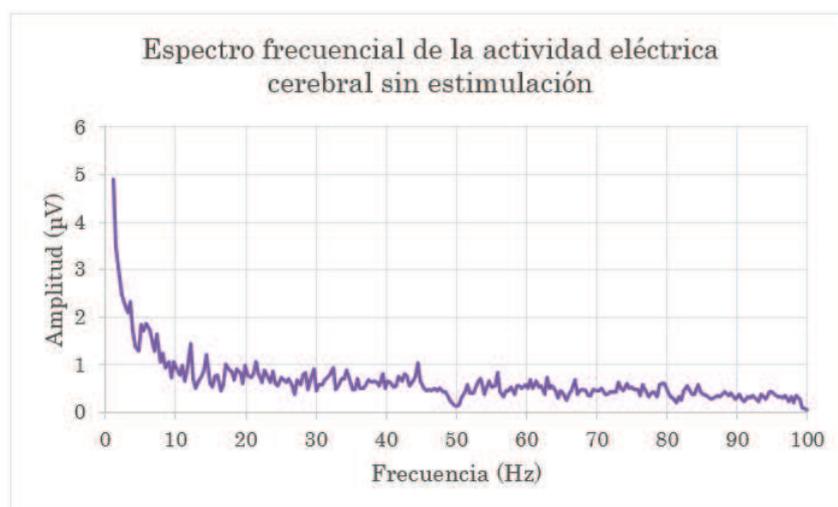


Figura 5.1.3: Espectro frecuencial de la actividad cerebral sin estímulos lumínicos, con un filtro notch aplicado a los 50Hz

Para frecuencias superiores a 20Hz, la amplitud de las señales cerebrales sin

estimulación permanece relativamente constante para todas las frecuencias. Además, para estos valores de frecuencia, la amplitud en función del tiempo tampoco tiene variaciones asociadas a movimientos, cambios entre estados de atención y relajación, u otros. Esto indica que al utilizar frecuencias de estimulación superiores a los 20Hz, se estaría superponiendo únicamente la actividad cerebral eléctrica basal, que es relativamente baja en amplitud y estable en el tiempo. Si bien la amplitud de las señales se mantiene por debajo de $1\mu\text{V}$, se puede observar que para frecuencias aún mayores, la amplitud disminuye más, por lo que si se pudieran generar potenciales de amplitud considerable a estas frecuencias, se podrían discriminar fácilmente del resto de la actividad registrada.

5.1.2. Selección de frecuencias

Tal como se mencionó en diversas oportunidades la selección de las frecuencias es un tema central para el correcto funcionamiento del sistema. Según lo descrito en la sección 4.2.2 se procedió a la selección de las frecuencias de estimulación. Para esto se consideró necesario contar con un método con el cual definir a qué frecuencias se generaban mayores potenciales, o potenciales de mayor “calidad”¹. Se propusieron dos indicadores de la calidad de los picos: *índice relación* e *índice resta*, tal como se desarrolló en la sección 4.2.2. Se pudo determinar que ambos métodos eran consistentes (ver tabla 5.1.2). A partir de esto se decidió trabajar con *índices relación*. En la tabla 5.1.1 se puede observar para cada sujeto el *índice relación* promedio del pico generado a cada frecuencia durante los 10 segundos de estimulación.

Los colores en dicha tabla se vinculan con este parámetro, asignando el color rojo a los valores más pequeños, pasando por los amarillos, y luego los verdes para los valores mayores, aumentando la intensidad a medida que aumenta el valor.

¹En este informe se asigna el concepto de mayor calidad de un pico a aquel cuyo índice relación es mayor a otro. El índice relación se define como la división entre la amplitud del pico a la frecuencia de estimulación y el valor promedio de las amplitudes a frecuencias vecinas.

Frec. (Hz)	Sujeto									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
20	2,262	4,082	1,051	1,799	1,391	1,029	3,366	1,175	1,543	1,170
21	1,337	1,564	1,885	1,177	1,024	2,138	1,785	0,942	1,254	1,266
22	3,226	1,306	2,138	2,150	2,099	2,085	2,407	1,469	1,643	1,101
23	4,253	1,701	2,085	2,240	1,688	1,308	1,991	1,069	2,082	1,583
24	2,740	1,942	2,124	1,889	2,142	1,224	2,075	0,800	1,916	1,085
25	3,608	2,699	2,308	1,244	1,761	1,514	2,009	0,882	1,549	1,291
26	2,137	1,555	1,514	1,357	1,234	0,830	1,074	1,352	1,388	1,053
27	3,630	2,860	1,560	1,818	1,128	1,859	1,780	0,649	2,181	1,920
28	3,604	2,473	1,301	1,384	3,003	2,453	0,849	1,261	0,974	0,785
29	1,879	2,150	2,064	1,884	1,096	2,270	1,772	1,517	1,731	1,082
30	3,097	1,786	1,551	1,528	2,671	0,738	1,283	1,379	1,434	1,444
31	3,111	2,220	2,248	2,228	1,864	1,102	1,492	1,158	0,734	0,788
32	3,063	1,643	1,401	2,123	2,747	0,690	1,312	1,083	1,069	0,714
33	2,254	2,195	2,052	1,853	1,413	1,065	0,753	1,199	1,358	0,902
34	2,369	1,419	1,117	0,997	2,298	0,902	1,286	2,267	2,029	1,718
35	2,026	1,632	0,913	1,432	1,425	1,217	0,836	1,787	1,495	1,970
36	1,184	1,664	1,400	1,251	1,216	1,547	1,852	1,249	1,097	1,478
37	0,812	1,018	0,872	1,267	1,264	1,469	1,184	0,775	1,867	1,738
38	0,978	0,605	1,058	1,112	1,602	1,151	1,801	1,302	2,037	0,504
39	1,028	0,970	1,383	1,316	1,249	1,457	1,448	0,793	0,932	1,803
40	1,089	1,108	1,326	2,119	0,866	1,959	1,887	1,111	1,764	1,227

Cuadro 5.1.1: Índices relación promedio durante el tiempo de estimulación, de los potenciales evocados por sujeto para cada frecuencia de estimulación

A partir de estos resultados se observó que hay personas que generan picos de mejor calidad en frecuencias más bajas mientras que otras lo hacen a frecuencias más altas. Se detectó que los sujetos identificados como A, B, C, D, E y F generaron mejores potenciales en frecuencias entre 23 y 32Hz. Se llamó a este grupo “Grupo 1”. Por otra parte, los sujetos G, H, I y J, conformando el “Grupo 2”, no obtuvieron buenas respuestas a esas frecuencias pero sí lo hicieron a frecuencias entre 34 y 40Hz, aunque con picos no tan altos como los del primer grupo.

Se decidió buscar las frecuencias que generaban mayores potenciales para cada uno de estos grupos. En la tabla 5.1.2 se muestran los *índices relación* y *resta* para cada grupo. Se marcaron los *índices relación* e *índices resta* de las frecuencias que conformarían las frecuencias de estimulación para cada grupo. Las frecuencias asociadas a estos *índices* fueron las seleccionadas para ser utilizadas como frecuencias de estimulación para cada grupo.

Frec.	Grupo 1		Grupo 2	
	Índice relación	Índice resta	Índice relación	Índice resta
20	2,16178	0,62272	1,38378	0,23801
21	1,59138	0,37595	1,10213	0,06481
22	2,13659	0,64313	1,70458	0,45870
23	2,23736	0,78911	1,64502	0,34497
24	1,98729	0,55773	1,47896	0,23173
25	2,13318	0,68915	1,29466	0,16643
26	1,40773	0,31339	1,24902	0,13555
27	2,24107	0,73776	1,37862	0,13661
28	1,86249	0,42333	1,60810	0,18613
29	1,96426	0,43033	1,39467	0,17001
30	1,63087	0,32720	1,75534	0,27169
31	1,87639	0,42622	1,50937	0,18849
32	1,61461	0,27821	1,66684	0,19910
33	1,64726	0,33799	1,34176	0,16807
34	1,44561	0,19787	1,82021	0,27892
35	1,36454	0,18117	1,65348	0,24187
36	1,42777	0,13911	1,29827	0,09659
37	1,21300	0,08622	1,26098	0,06299
38	1,24876	0,08491	1,12983	0,04150
39	1,21909	0,07180	1,29016	0,08395
40	1,60748	0,22224	1,33091	0,12360

Cuadro 5.1.2: Índices *relación* y *resta* de ambos grupos de señales

En cuanto a la selección de las frecuencias, si bien dentro del Grupo 1 el *índice relación* para la frecuencia de 22Hz es levemente superior al de 25Hz, se optó por

trabajar con este último porque la placa de Arduino, que controla la frecuencia de la estimulación LED, tiene una limitación y no puede resolver entre frecuencias con 1Hz de diferencia. Por este motivo se debió evitar el uso de 2 frecuencias consecutivas. Se descartó la frecuencia de 22Hz y se buscó la que tuviera el siguiente *índice relación*, que de hecho coincidió con una de las frecuencias con mayor *índice resta* conformando así las 4 frecuencias de estimulación para el Grupo 1: 20, 23, 25 y 27Hz.

Algo similar ocurrió para el Grupo 2. Al analizar las frecuencias con mayor *índice relación* surgieron 22, 30, 32 y 34Hz. Sin embargo al observar los índices resta en lugar de 32, el *índice* de 23 era mayor. Sin embargo se decidió descartar este último por ser adyacente a la frecuencia de 22Hz. Las frecuencias seleccionadas para el Grupo 2 por lo tanto fueron 22, 30, 32 y 34Hz.

5.1.3. Procesamiento temporal de señales

En esta sección se buscó evaluar si hay alguna implicancia al variar el tiempo de estimulación. Por otra parte se hizo un análisis para conocer si hay algún efecto al descartar datos de los primeros segundos de estimulación.

En la tabla 5.1.3 se muestran los valores de *índices relación* promedio de los 10 sujetos para los siguientes casos:

- Caso 1: Procesamiento de la señal completa abarcando los 10 segundos de la estimulación.
- Caso 2: Procesamiento de la señal descartando los datos del último segundo de la estimulación
- Caso 3: Procesamiento de la 8señal descartando los datos de los últimos 2 segundos de la estimulación
- Caso 4: Procesamiento de la señal descartando los datos de los últimos 3 segundos de la estimulación

	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4
Índice relación	2,1942	2,2286	2,2278	2,2358
Diferencia porcentual respecto al <i>Caso 1</i>	-	1,6 %	1,5 %	1,9 %

Cuadro 5.1.3: Índices relación para los sujetos del Grupo 1 en las 4 frecuencias seleccionadas en la sección 5.1.2 y diferencia porcentual de los índices en casos 2, 3 y 4 respecto de considerar los 10 segundos de estimulación

Se puede observar en el cuadro 5.1.3 recortando los últimos segundos de la señal adquirida, los *índices relación* no varían considerablemente aunque en promedio para todos los casos hubo una leve mejora. Si bien este valor es relativamente pequeño, considerando que descartar el tiempo necesario de estimulación implicaría una mayor velocidad para formar frases, se decidió disminuir el tiempo necesario de estimulación a 7 segundos.

El hecho de que al recortar la señal el *índice relación* aumente, y considerando que el ruido a frecuencias distintas de la de estimulación se mantienen relativamente constantes implica que hay una caída en la amplitud del PE que hace disminuir el promedio. Es decir que la amplitud de las señales de los últimos segundos en promedio es igual o levemente inferior que la de los primeros 7 segundos. En la sección 6.2 posibles explicaciones de este fenómeno.

Por otra parte se decidió descartar la parte inicial de la señal durante el tiempo de estimulación. En la siguiente tabla se muestra cómo varía el *índice relación* promedio de los sujetos del Grupo 1 al descartar 1, 2 y 3 segundos, respecto a considerar la señal desde el instante inicial de la estimulación.

Análogamente a la tabla anterior se definen 4 casos:

- Caso 1: Procesamiento de la señal completa: abarcando los 10 segundos de la estimulación (igual al caso 1 de la tabla anterior, cuadro 5.1.3)
- Caso 2: Procesamiento de la señal descartando los datos del primer segundo de la estimulación
- Caso 3: Procesamiento de la señal descartando los datos de los 2 primeros segundos de la estimulación
- Caso 4: Procesamiento de la señal descartando los datos de los 3 primeros segundos de la estimulación

	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4
Índice relación	2,1942	2,2426	2,2368	2,2358
Diferencia porcentual respecto al <i>Caso 1</i>	-	2,2 %	1,9 %	1,9 %

Cuadro 5.1.4: *Índices relación* para los sujetos del grupo 1 en las 4 frecuencias seleccionadas en la sección 5.1.2 y mejora porcentual de los índices en los casos 2, 3 y 4 respecto de considerar la señal desde el segundo inicial de estimulación

Comparando los tres casos en los que se recortó la señal temporal se puede observar que la mayor diferencia porcentual se correspondió al recortar 1 segundo. Al recortar más segundos, los *índices relación* mejoraron respecto al *índice* obtenido al considerar la señal completa, pero no fueron superiores al Caso 2. Si bien la diferencia porcentual no es muy alta podría contribuir a la identificación del pico del PE.

A partir de estos resultados se decidió descartar datos del primer segundo de la estimulación. En cuanto a los últimos segundos se decidió descartar los datos de los últimos 3 segundos dado que se consideró que no aportan gran información adicional que pudiera ayudar a la red a clasificar mejor, y reducen el tiempo necesario para la elaboración de frases.

5.1.4. Análisis de las frecuencias armónicas

Se evaluó el desempeño de la red cuando en la entrada se incluían los datos de las frecuencias de estimulación sumadas a las del primer armónico en relación al desempeño cuando a la entrada sólo se consideraban los datos de lo que sucedía en la frecuencia fundamental (frecuencia de estimulación). A diferencia de lo que se esperaba, se identificó una mejora en los resultados de la red al ignorar los datos de las frecuencias del primer armónico. En la tabla 5.1.5 se pueden observar los indicadores de precisión, *recall* y F1 al considerar los armónicos y sin considerarlos.

Armónicos	Precisión	<i>Recall</i>	F1
Sin armónicos	91,03 %	90,45 %	90,73 %
Con armónicos	77,54 %	63,32 %	69,71 %

Cuadro 5.1.5: Indicadores del desempeño de la red al descartar la actividad en frecuencias del primer armónico y al incluirla

La ausencia de picos en los armónicos en el espectro frecuencial se puede ver en

los gráficos de la figura 5.1.4. Allí se muestra el espectro frecuencial de la actividad cerebral para los 10 sujetos al estimular lumínicamente a una frecuencia de 20Hz.

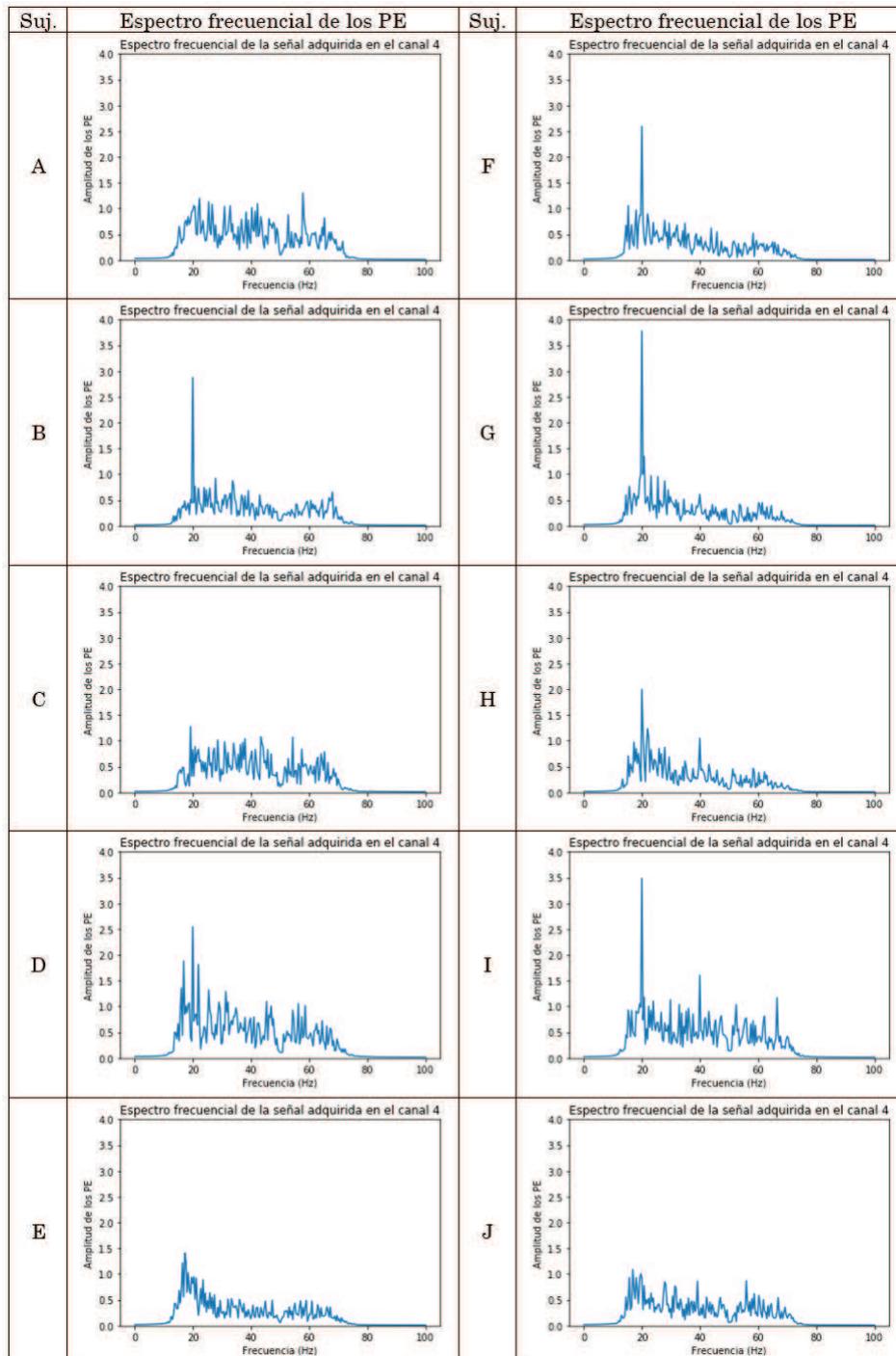


Figura 5.1.4: Espectro frecuencial de las señales adquiridas por el canal 4 para cada sujeto al estimular a 20Hz

Se puede observar que son muy pocos los sujetos que generan potenciales en las frecuencias armónicas. Según se muestra en la figura 5.1.4 sólo los sujetos H, I y

J muestran de forma visible picos a 40Hz. Además se verificó que estos sujetos no siempre generan potenciales en las frecuencias armónicas para cada frecuencia de estimulación. Por este motivo se decidió no entregarle a la red la información de la amplitud de los PE en frecuencias armónicas como parámetro de entrada.

Si bien se esperaba detectar picos en las frecuencias del primer armónico para cada frecuencia de estimulación, esto no sucedió. No se pudo encontrar a qué se debe esta diferencia respecto a lo expresado en la bibliografía.

5.2. Red Neuronal Artificial

Con el objetivo de encontrar una red que sea apropiada y se ajuste al problema a resolver, sin generar *overfitting* ni *underfitting*, se procedió a realizar pruebas con distintas arquitecturas de la red considerando siempre la misma cantidad de señales de entrada para el entrenamiento.

1. Caso 1: Pocas capas y pocas neuronas (arquitectura pequeña)
2. Caso 2: Muchas capas y muchas neuronas (arquitectura grande)
3. Caso 3: Cantidad equilibrada de capas y neuronas²

En la siguiente tabla se resumen los valores de precisión, *recall* y F1 al entrenar la RNA con distintas arquitecturas para un mismo set de datos de entrada. Se puede observar que en la primera fila se produce el fenómeno de *underfitting* debido a que la arquitectura es simple en relación a la complejidad del problema, o a la cantidad de datos. Por otra parte en la segunda fila se ve el efecto del *overfitting* en el que la arquitectura planteada es demasiado compleja para lo que requiere analizar.

	Precisión	Recall	F1	Efecto
Caso 1	62,39 %	61,57 %	61,98 %	<i>Underfitting</i>
Caso 2	55,46 %	55,46 %	55,46 %	<i>Overfitting</i>
Caso 3	91,77 %	90,06 %	90,91 %	Ajuste adecuado

Cuadro 5.2.1: Indicadores del desempeño de la RNA para distintas arquitecturas frente a las mismas señales de entrada

²El diseño de la red permanece como secreto empresarial.

5.3. Selección de señales de entrenamiento

A partir de detectar que distintos sujetos generan mayores PE a distintas frecuencias se analizó el desempeño de la red al entrenarla con señales del mismo grupo que la señal de verificación y se la comparó con el desempeño de la misma red pero entrenándola con otras señales. Al igual que antes se denominó “Grupo 1” a las señales de sujetos que generan mejores potenciales a menores frecuencias, y “Grupo 2” a las señales de quienes generan mejores potenciales a mayores frecuencias. Se evaluó si había diferencias atribuibles a esta segmentación de sujetos.

En primer lugar se entrenó la red con señales del “Grupo 1” y se evaluó el desempeño al testear con otra señal, también del “Grupo 1”. Luego se repitió esto pero para el “Grupo 2”. En tercer lugar se entrenó la red con señales de “Grupo 1” pero se testó con una señal del “Grupo 2”. Finalmente se repitió la última prueba pero con todas señales del “Grupo 2”.

En el cuadro 5.3.1 se muestran los valores de precisión, *recall* y F1 para cada combinación de grupos de señales de entrenamiento y testeo.

Señales de entrenamiento	Señal de verificación	Precisión	Recall	F1
Grupo 1	Grupo 1	92,45 %	90,18 %	91,30 %
Grupo 1	Grupo 2	84,91 %	78,60 %	81,63 %
Grupo 2	Grupo 1	90,76 %	85,20 %	87,89 %
Grupo 2	Grupo 2	92,11 %	89,29 %	90,67 %

Cuadro 5.3.1: Indicadores del desempeño de la RNA al entrenar y verificar con señales de su mismo grupo y del otro

A partir de esto se concluye que se obtienen mejores resultados al entrenar la red con señales del mismo grupo que la señal de verificación. Esto se cumple para ambos grupos. Cabe aclarar que tal como se desarrollará más adelante, para el entrenamiento señales del “Grupo 2” se utiliza una arquitectura de RNA diferente a la del “Grupo 1”.

Por otra parte, con la combinación elegida se probó si había mejoras al incorporar señales propias del sujeto con el que se testaría la red. Es decir, para un sujeto A con señales del “Grupo 1”, además de entrenar la red con señales de otros sujetos de ese mismo grupo, se sumaron señales propias del sujeto A. En el cuadro 5.3 se muestran indicadores del desempeño de la RNA para ambos casos.

	Precisión	Recall	F1
Entrenamiento sin señales del sujeto A	92,45 %	90,18 %	91,30 %
Entrenamiento con señales del sujeto A	94,78 %	95,61 %	95,20 %

Cuadro 5.3.2: Indicadores del desempeño de la RNA al incluir dentro de las señales para el entrenamiento, señales propias del sujeto en el que se evalúa la red

Como muestra el cuadro hay una leve mejora en la precisión al incluir en el entrenamiento señales propias de la persona con la que se evalúa la red. Además no solo mejora la precisión sino que también el *recall*, generando en consecuencia un aumento en el porcentaje del F1. A partir de estos resultados se decide incorporar señales propias de la persona con la que se utilizará la red dentro del set o conjunto de señales de entrenamiento.

5.4. Evaluación de la robustez del sistema

Dado que resulta indispensable que un sistema sea robusto se buscó evaluar el desempeño del sistema en distintas situaciones. Para evitar sesgos debidos a las diferencias entre los potenciales evocados de distintas personas se realizaron pruebas en una única persona, en 4 situaciones distintas. Esto permitió también evaluar la robustez del sistema desde el punto de vista de su capacidad para generalizar y clasificar correctamente las intenciones de la persona que use el dispositivo. El análisis se hizo con las frecuencias elegidas en el punto 5.1.2, con los tiempos definidos en 5.1.3 y entrenando la red sin incluir los armónicos tal como se definió en el punto 5.1.4. A continuación se expondrán los resultados obtenidos para las distintas evaluaciones.

5.4.1. Variabilidad en un mismo sujeto

En primer lugar se estudió si había variaciones en los PE por una misma persona en dos adquisiciones distintas. En la tabla 5.4.1 se muestran los *índices relación* para estas dos instancias y la diferencia porcentual entre ambas para las 4 frecuencias de estimulación³.

³Las frecuencias corresponden a las del Grupo 1 (mayores potenciales a frecuencias más bajas) dado que la persona a la que se le hizo la prueba pertenece a dicho grupo.

	Frecuencias de estimulación			
	20Hz	23Hz	25Hz	27Hz
Instancia A	4,17	4,39	4,67	3,49
Instancia B	3,67	4,24	3,66	4,77
Diferencia porcentual	-11,9 %	-3,3 %	-21,7 %	+36,7 %

Cuadro 5.4.1: *Índices relación* a partir de la adquisición de señales de una misma persona, sin quitar el casco, en el mismo lugar y con una diferencia temporal entre ambas pruebas de menos de 60 segundos

Se puede observar que hay una diferencia porcentual considerable, principalmente teniendo en cuenta que las circunstancias externas entre ambas pruebas eran prácticamente las mismas. Es decir, no hubo una modificación en la ubicación en la que se colocaron los electrodos a la que se pueda atribuir un aumento o disminución en la amplitud del PE. Tampoco se podría atribuir la diferencia en los *índices relación* a un aumento en el ruido de fondo, dado que ambas instancias de adquisición se realizaron con sólo 60 segundos de diferencia en el que no se apreciaron cambios considerables de ruidos o campo electromagnético presente. También se puede observar que si bien para 3 de las 4 frecuencias hubo una disminución en el *índice relación*, hubo un incremento para la estimulación a la frecuencia restante. Estas observaciones podrían sugerir que el *índice relación* (que para este caso podría ser análogo a la amplitud por tratarse de dos instancias con ruido de fondo similar) depende en gran medida de factores propios de la persona como por ejemplo la atención.

Luego se le quitó el casco a la persona y se lo volvió a colocar (instancia C). Se volvieron a adquirir señales y se calcularon los *índices relación* para esta nueva instancia. En la tabla 5.4.2 se muestran los *índices* de las instancias A y C y sus diferencias porcentuales.

	Frecuencias de estimulación			
	20Hz	23Hz	25Hz	27Hz
Instancia A	4,17	4,39	4,67	3,49
Instancia C	3,86	2,93	3,15	4,60
Diferencia porcentual	-7,4 %	-33,3 %	-32,5 %	+31,8 %

Cuadro 5.4.2: *Índices relación* a partir de la adquisición de señales de una misma persona, usando el casco (instancia A), retirándolo y volviendo a colocarlo (instancia C) con una diferencia temporal entre ambas pruebas de menos de 60 segundos. Diferencia porcentual de los *índices relación* obtenidos en la instancia C respecto a la A.

Por último se volvió a repetir la adquisición de datos de la misma persona, con las mismas frecuencias de estimulación pero 5 horas más tarde (instancia D). Se resumen los resultados en la tabla 5.4.3:

	Frecuencias de estimulación			
	20Hz	23Hz	25Hz	27Hz
Instancia A	4,17	4,39	4,67	3,49
Instancia D	3,12	3,70	4,00	3,41
Diferencia porcentual	-25,1 %	-15,6 %	-14,4 %	-2,4 %

Cuadro 5.4.3: *Índices relación* a partir de la adquisición de señales de una misma persona en dos momentos distintos del día. Diferencia porcentual de los *índices relación* obtenidos en la instancia D respecto a la A.

Los resultados previamente detallados se resumen en la figura 5.4.1 en la que se muestra el promedio entre los 4 *índices relación* y las diferencias porcentuales máximas de todas las instancias.

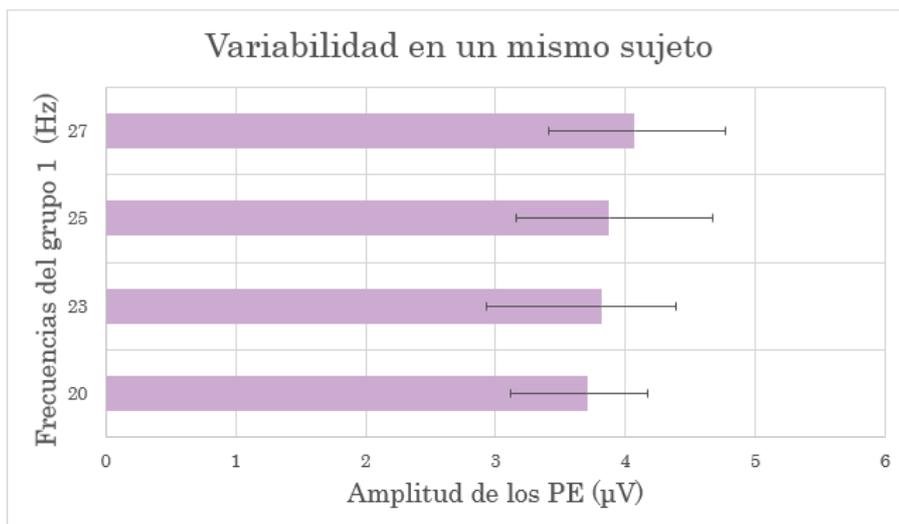


Figura 5.4.1: *Índices relación* promedio de las señales adquiridas en las 4 instancias y su variación porcentual máxima

Por otra parte se estudió el comportamiento de la RNA para estas 4 instancias manteniendo siempre el mismo conjunto de datos para el entrenamiento buscando así evitar algún *bias*. En la tabla 5.4.4 se pueden observar los indicadores de precisión, *recall* y F1 obtenidos para cada instancia.

	Precisión	Recall	F1
Instancia A	96,9 %	96,9 %	96,9 %
Instancia B	95,6 %	95,6 %	95,6 %
Instancia C	91,2 %	90,8 %	91,0 %
Instancia D	94,8 %	94,8 %	94,8 %

Cuadro 5.4.4: Indicadores de la RNA al evaluar su desempeño con las señales de las 4 instancias descritas anteriormente

Analizando en conjunto los resultados de la tabla 5.4.4 y las tablas 5.4.1, 5.4.2 y 5.4.3 se observan dos cuestiones. Por un lado, coincide que a mayor *índice relación* de la señal, también hay una mejora en las métricas de la red al validarla con la señal de mayor *índice*. Esta coherencia que se guarda entre el análisis de la señal y el de la red se condice con la idea de utilizar un indicador para detectar la calidad de un pico.

De todos modos, analizando cuantitativamente los resultados se observa que si bien las diferencias porcentuales en los índices son de hasta un 30 %, al analizar la exactitud

de la red en la evaluación, estos valores tienen una variación sumamente inferior, cercana al 7%. Esto implica que la red es capaz de generalizar de forma adecuada a pesar de tener señales con distintos *índices*. Además, con picos más fácilmente distinguibles, el desempeño de la red mejora.

5.5. Pruebas de verificación

La última prueba realizada buscó conocer el comportamiento del sistema y su capacidad para predecir correctamente en tiempo real. Se consideraron todas las conclusiones que surgieron de las pruebas mencionadas anteriormente buscando optimizar el sistema. Tal como se mencionó en la sección 4.6, se le pidió a 2 sujetos que fijaran la vista por 8 segundos en uno de los 4 LEDs y la red debía clasificar y mostrar en pantalla el pictograma asociado al LED elegido. Esto se hizo 20 veces con cada persona. En la siguiente tabla se muestran los porcentajes de acierto de cada sujeto.

Porcentaje de aciertos	
Sujeto 1	80,63 %
Sujeto 2	81,88 %
Promedio	81,25 %

Cuadro 5.5.1: Porcentaje de aciertos en pruebas en tiempo real

Comparando estos porcentajes obtenidos con el porcentaje de exactitud de la red se puede observar que hay una diferencia del 13,3% entre el valor F1 promedio de la tabla 5.4.4 y la verdadera tasa de acierto al utilizar el sistema *online*.

El motivo de esta diferencia seguramente esté relacionada con diferencias entre las señales. Mientras que las a señales de validación se les había hecho una limpieza en el procesamiento, las otras incluían también la parte de pausa entre un estímulo y el siguiente. Estos fragmentos de la señal incluyen datos erróneos que el modelo no es capaz de clasificar y por ende la exactitud del sistema disminuye. Se profundizará sobre este tema en la sección 6.6.

Capítulo 6

Discusión

En este capítulo se reflexionará sobre los resultados obtenidos, los métodos utilizados, cuestiones y criterios para el procesamiento de señales. Se hará un recorrido por el proceso del trabajo en el que se buscará explicar el significado de algunos resultados, el alcance de las pruebas y se propondrán ideas para seguir trabajando en el proyecto. Se respetará el orden de los capítulos anteriores para facilitar la lectura.

6.1. Uso de potenciales visuales evocados de estado estacionario

La decisión de utilizar PEVEE se debe a que un estudio [13] de OTTAA Project dio como resultado que este tipo de potenciales tenía ciertas ventajas frente a otros. En este estudio se analizaron las velocidades de transmisión de datos, el tiempo de entrenamiento requerido y el nivel de dependencia del estado cognitivo de la persona que utilizaría el dispositivo. A diferencia de potenciales no generados a partir de estímulos visuales, los PEVEE suelen tener pocas restricciones al momento de analizar si sería apropiado su uso. Básicamente la persona no debe tener trastornos neurológicos fotosensibles y debe tener intención de comunicar. Otros sistemas por ejemplo no están indicados en personas con nistagmo. Un caso de estos son los “*eye trackers*” que hacen que un cursor en una pantalla siga el recorrido de la mirada para su operación. Estos sistemas requieren un posicionamiento estricto para el seguimiento ocular y no siempre está indicado para personas con un compromiso sustancial. En el caso de los PEVEE sólo se requiere un control muscular ocular grueso.

Otro motivo por el cual se decidió avanzar con los PEVEE es porque en principio, y si el diseño es el apropiado, este tipo de dispositivos pueden resultar lo suficientemente robusto como para poder funcionar incluso en ambientes ruidosos. Por lo general el ruido y los potenciales artefactos que puedan surgir, tanto internos como del entorno, resultan fáciles de filtrar.

Sin embargo, a pesar de estas ventajas, esta forma de generar potenciales evocados tiene algunos inconvenientes. Al estimular visualmente durante períodos largos de tiempo se produce fatiga. Lo mismo sucede cuando se utilizan los potenciales P300. Además, como ya se mencionó, puede resultar nocivo para personas con fotosensibilidad.

6.2. Procesamiento de señales

A partir del procesamiento de las señales adquiridas se pudieron obtener desde conclusiones técnicas relevantes hasta aportes para aumentar la practicidad en el uso del dispositivo gracias a la reducción de tiempo de estimulación necesario. A continuación se hará un recorrido por los resultados obtenidos.

Cabe destacar que una cuestión fundamental para la *performance* de una RNA es el pre-procesamiento de las señales. Esto incluye la elección de la frecuencia de muestreo, aplicación de diversos filtros y la limpieza de datos para luego ser procesados. En este trabajo no se hicieron modificaciones en el preprocesamiento respecto al protocolo ya establecido por OTTAA Project, sino que se partió desde esa base y las pruebas se hicieron considerando dicho protocolo, tal como se mencionó en el capítulo anterior.

Por otra parte, las pruebas realizadas fueron diseñadas a partir de cuestiones mencionadas en la bibliografía y de observaciones propias. Para cada caso y según qué se buscaba evaluar, se diseñaron las evaluaciones y formas de medir los resultados de cada prueba.

Si bien la bibliografía es muy contundente en que hay mayor actividad eléctrica cerebral a frecuencias bajas y que los PE también son mayores a estas frecuencias [46], [5] (más allá de que se sumen a la actividad que de por sí hay habitualmente sin estimulación), se buscó conocer en qué medida el rango de frecuencias utilizadas afectaba a la amplitud de los PE y cuál es el valor máximo de frecuencia al que se siguen detectando PE con la configuración elegida. A partir de las pruebas realizadas se comprobó que había una disminución de cerca del 50% en amplitudes de PE

por estimulación a 40Hz con respecto a las evocadas por estimulación a 20Hz. Esta variabilidad puede ser aún mayor dependiendo de cada persona.

Estos valores dependen, entre otras variables, del posicionamiento y del tipo de electrodos. A partir de observaciones durante la adquisición de las señales para las pruebas que componen este trabajo, se detectaron diferencias en las amplitudes de las señales registradas en distintas ubicaciones de colocación de los electrodos (recordar figura 2.3.2). Por lo general se registraron, para todos los sujetos, PE de mayor amplitud en los electrodos posicionados en la línea sagital (Pz y Oz). Podría evaluarse de manera cuantitativa en qué ubicaciones los potenciales son mayores y obtener indicadores. A partir de esto, y si se buscara diseñar un dispositivo más sencillo que incluyera menos electrodos, podría reducirse la cantidad de electrodos. Las observaciones de este trabajo sugieren que las ubicaciones en las que se detecta una mayor amplitud son Pz y Oz (figura 2.3.2).

Como se comentó anteriormente, el tipo de electrodos también afecta a la amplitud. Cabe destacar que las señales adquiridas de los PE tienen amplitudes muy pequeñas, del orden de los pocos microvolts, por lo que es fundamental que los electrodos a utilizar tengan la capacidad de detectar dichas amplitudes. OTTAA Project decidió trabajar con electrodos secos por su practicidad en la colocación y retiro de la vincha. Sin embargo estos sensores podrían ser reemplazados por otros superficiales similares o electrodos húmedos, o incluso implantables. Dado que varios sujetos manifestaron un cierto nivel de disconformidad al usar la vincha por sentir la presión de los electrodos rígidos sobre el cuero cabelludo una alternativa sería utilizar otros sensores, también superficiales y secos pero de un polímero que no resulten tan rígidos [81]. Sin embargo deberían realizarse pruebas para verificar que la calidad de las señales adquiridas con estos electrodos no sea inferior a la actual, o evaluar la relación costo-beneficio que pudiera existir. Otra alternativa pensando a futuro podría ser incluso trabajar con electrodos corticales con los que se esperaría tener amplitudes mayores y con menor ruido. Sin embargo esto aumentaría exponencialmente el costo y mantenimiento del sistema. Por eso sería sumamente importante evaluar la relación costo-beneficio considerando los costos y riesgos asociados a la implantación de electrodos y posibles futuras complicaciones.

En cuanto a la selección de las frecuencias a utilizar en las pruebas, la decisión de trabajar con frecuencias entre 20 y 40Hz se puede descomponer en dos partes. Por un lado la frecuencia de 20Hz se tomó a partir de la bibliografía que establece que frecuencias inferiores podrían aumentar el riesgo de episodios de convulsiones. Si bien

se le consultó a cada voluntario si había tenido alguna vez un episodio de convulsión, para en ese caso, no realizarle la prueba, se trabajó con frecuencias consideradas más seguras, es decir, no menores a 20Hz.

Por otra parte, para la selección de la frecuencia máxima a utilizar, la decisión se basó en la observación: se realizó un barrido en frecuencia del estímulo lumínico y se observó cómo iban disminuyendo las amplitudes promedio de los PEV hasta llegar a amplitudes que quedaban inmersas en ruido, asumiendo que a la RNA le resultaría complicado detectar patrones de tan baja amplitud, y del mismo orden de magnitud que otras señales electroencefalográficas, no originadas por un estímulo visual sino basales.

Muy en relación con lo mencionado anteriormente, la selección de frecuencias de estimulación puede hacer que la capacidad de predicción del sistema final varíe. Por un lado se buscó que la frecuencia más alta no fuera mayor a los 35Hz para que los picos de los PE pudieran ser detectados. Por otra parte, se buscó que la frecuencia mínima no fuera inferior a los 20Hz porque tal como se comentó en la sección 2.4.1.2 aumenta la posibilidad de convulsiones resultando potencialmente perjudicial, más allá de la incomodidad que genera. Esta restricción limita las frecuencias con las que se puede trabajar y se debe hacer un análisis de costo-beneficio para la selección de las mismas.

Sin embargo, si se llegara a la conclusión de que con frecuencias de estimulación cercanas a los 15Hz los resultados que se obtienen pueden ser más beneficiosos, se podría por ejemplo plantear una alternativa para sujetos sin antecedentes de convulsiones que puedan usar el sistema con estimulaciones a frecuencias bajas. Si bien para este trabajo se decidió descartar esta alternativa, resulta una opción probar cómo se desempeña el sistema con frecuencias de estimulación menores. Esto permitiría también trabajar con estímulos desde la pantalla directamente, pudiendo prescindir entonces de los LEDs.

Un tema de interés en cuanto a las frecuencias se vincula con los resultados mostrados en en cuadro 5.1.2. Si bien la muestra no es grande, se llegó a detectar que se podría segmentar a la población según a qué frecuencias de estimulación genera mayores PE. A partir de estas observaciones se hizo una búsqueda en la bibliografía y hasta el momento no se encontraron trabajos publicados que mencionaran este tema. Si bien se buscaron relaciones entre los dos grupos, no se encontró ningún patrón con el que se correspondiera la segmentación (edad, sexo, lugar de la adquisición, antecedentes

u otros).

A partir de esta observación se propuso evaluar si había diferencias significativas en el desempeño de la RNA si ésta se entrenaba con señales de sujetos del mismo grupo que la persona que potencialmente usaría el dispositivo en relación, o con señales de sujetos de ambos grupos. Este punto se retomará más adelante.

Otra cuestión sobre la que se trabajó se relaciona con los tiempos de estimulación y sobre qué partes de la señal tienen información más valiosa y menos ruido. Sin embargo nuevamente surgió otra disyuntiva porque si bien los datos adquiridos en los segundos 1 a 7 aportan información más útil, reducir la duración de las señales implica también tener una cantidad de datos menor. Esto haría que al momento de la predicción se cuente con menos datos para analizar, pudiendo resultar en una insuficiencia de datos. Por lo tanto el dilema reside en encontrar un balance entre la cantidad de datos que se descartan y la calidad (amplitud) de los mismos.

Si bien no había diferencias significativas al descartar los datos de los primeros y los últimos segundos, se priorizó eliminar los últimos porque esta modificación implicaría una disminución en el tiempo necesario de estimulación. Por el contrario eliminar los datos iniciales no mejoraba considerablemente la amplitud promedio del PE y además disminuía la cantidad de datos disponibles tanto si se utilizara esa señal para entrenamiento de la red o para el testeo al momento de clasificar.

Como se mostró en la tabla 5.1.3 hubo una mejora al descartar los últimos segundos de la señal adquirida. Se podría pensar que la fatiga que genera focalizar la vista en un estímulo parpadeante sería una posible causante de esta disminución hacia el final de la estimulación [82], [83]. Por otra parte, considerando que el nivel de atención podría estar vinculado con la capacidad de generar PE de mayor amplitud [78], se podría pensar que si una persona desvía o disminuye su atención durante la estimulación, generaría así una disminución en la amplitud del PE.

Existen numerosos estudios que mencionan que aparece un pico en el primer armónico de la frecuencia de estimulación [45], [84], [85], [78]. Se podría suponer que este fenómeno ayudaría a la RNA a detectar la frecuencia del estímulo a la que se está mirando por dos motivos: por un lado porque así como puede detectar un pico en la frecuencia fundamental, ahora tendría otro conjunto de datos correspondientes al segundo pico. Por el otro, y quizás más importante aún, este segundo pico siempre se encontraría en el doble de la frecuencia principal. Si bien esta es la definición de las

frecuencias armónicas, dado que las RNA detectan patrones, el pico de la frecuencia armónica colaboraría en gran medida a la detección de la frecuencia principal.

A partir de esto se procedió a observar si en las señales adquiridas efectivamente aparecían picos en la frecuencia del primer armónico. Resultó sorprendente no encontrar picos claros, contrariamente a lo reportado en la bibliografía. Sólo se encontraron picos en las frecuencias armónicas de algunos sujetos.

Podría pensarse que si el pico a la frecuencia fundamental es relativamente bajo, la amplitud en el armónico podría quedar inmerso en el ruido de esa frecuencia. Sin embargo esta hipótesis se descarta al observar las señales de los sujetos F y H de la figura 5.1.4. En la señal del sujeto H se observa que la amplitud a 20Hz es de $2,1\mu\text{V}$ aproximadamente, y a 40Hz se detecta otro pico de amplitud cercana a $1,1\mu\text{V}$. Cabe destacar que en las frecuencias cercanas a los 40Hz hay actividad eléctrica basal de $0,35\mu\text{V}$. Por otra parte, en la señal del sujeto F, la amplitud a 20Hz es mayor a la del sujeto H (superior a los $2,5\mu\text{V}$) y sin embargo a 40Hz no se detecta ningún pico respecto a la amplitud de la actividad a frecuencias vecinas, que similar a la del sujeto H tienen una amplitud de $0,4\mu\text{V}$.

Se evaluó el comportamiento de la RNA al contemplar la actividad a las frecuencias armónicas y al descartarlas. Es decir, la red se alimenta con datos de la señal que se supone que le permitirán clasificar las distintas señales. La opción que se estaba considerando implicaba que la RNA tuviera a su entrada información de la señal en las frecuencia principal y otras vecinas ($\pm 1\text{Hz}$) sumado a lo que ocurría a la frecuencia del primer armónico y sus frecuencias vecinas. Sin embargo, a partir de lo hallado en las señales adquiridas se decidió desestimar el segundo conjunto de datos, es decir, aquellos relacionados con lo que ocurre en el armónico y frecuencias vecinas. Si bien para algunos sujetos incluir estos datos podría ayudar al desempeño de la RNA, como regla general se decidió desestimarlos.

Una observación a partir de estos dos grupos de sujetos, los que generan un potencial a frecuencias armónicas y los que no lo hacen, es que justamente los sujetos que generan este segundo pico coinciden con los que tienen PE de mayor amplitud a frecuencias más altas. Podría investigarse si esta relación se cumple para la mayoría de los casos. De ser así, y si la RNA se entrenara con distintas señales según la persona que utilizaría el dispositivo, podría configurarse que para este grupo, la red tome como entrada no sólo lo que ocurre en la frecuencia fundamental, sino también aquello que sucede a frecuencias del primer armónico.

6.3. Red Neuronal Artificial

El uso de las redes neuronales artificiales brinda un gran aporte en la clasificación de señales a partir de un aprendizaje previo de la red. En los últimos años, el uso de la inteligencia artificial (IA) para detectar patrones en la actividad eléctrica cerebral fue creciendo y actualmente numerosos trabajos científicos resaltan la ventaja de trabajar con IA [86], [87]. De todos modos cabe destacar que es posible crear un clasificador sin utilizar redes neuronales. Sin embargo, a partir de un ensayo interno previo de OTTAA Project [13] se decidió seguir avanzar con el uso de esta herramienta.

Algunas de las ventajas de trabajar con RNA radican en su gran capacidad para detectar patrones y su poder de clasificar correctamente señales de un sujeto cuyas señales no están incluidas dentro de la base de datos del entrenamiento previo. Aplicado en este trabajo en particular esto significa que teniendo la red ya entrenada con varias señales puede utilizarse en principio por cualquier persona sin necesidad de hacer modificaciones para adaptarlo específicamente a cada sujeto en particular.

De todos modos tal como se comentó anteriormente se detectó una mejora al agregar señales propias de la persona que utiliza el dispositivo aunque no sería necesario sino conveniente. Por otra parte, las RNA pueden detectar patrones que el ojo humano o un clasificador que se basa en las amplitudes de cada sujeto en particular no podrían llegar a reconocer. En varios casos, particularmente a frecuencias relativamente altas de más de 30Hz, en el espectro frecuencial no se llegaba a detectar un pico a la frecuencia de estimulación pero de todos modos la red clasificaba correctamente la intención de comunicación. Por otra parte, estudios que no utilizan IA en sus clasificadores mostraron una limitante en la cantidad de tareas entre las que el sistema puede clasificar. Dado que los resultados obtenidos para 4 estímulos fueron satisfactorios podría pensarse que es factible agregar más opciones.

6.4. Selección de señales de entrenamiento

Considerando que las señales varían notablemente entre distintos sujetos y teniendo en cuenta que hay sujetos que generan mayores potenciales (con mejores índices) a frecuencias bajas y otros a frecuencias más altas se decidió evaluar si había mejoras en la capacidad de clasificación de la red al entrenar con distintos grupos de señales. Se esperaba que la red tuviera mejores resultados al entrenarla y evaluarla con señales pertenecientes al mismo grupo.

Se verificó que efectivamente mejora el desempeño de la red al clasificar si las señales con las que se entrena la red corresponden a personas que generan potenciales de mayor calidad en el mismo conjunto de frecuencias que la señal con la que se va a verificar el desempeño. Estos resultados indican que el sistema podría estar preparado para que la red se parametrize con señales de sujetos pertenecientes al mismo grupo que la persona que vaya a usar el producto. Podría hacerse una adquisición de señales la primera vez que una persona utiliza el equipo y que automáticamente se determine a qué grupo pertenece. Con esa información se haría algún análisis para que la red se entrene con el tipo de señales de sujetos que evocan potenciales más parecidas a los de la persona que lo va a utilizar. Así el dispositivo sería universal y a su vez optimizado para cada persona.

Por otra parte, una vez ya determinado con qué frecuencias se va a trabajar para esa persona, se podrían adquirir señales de la persona en esos 4 valores de frecuencia para luego sumarlas a las señales con las que se entrena la red. Se podría decir que el equipo está calibrado u optimizado para esa persona. A partir de esto resulta natural cuestionarse si tiene sentido tomar señales de un banco o si sería mejor entrenar la red únicamente con señales propias de quien va a utilizar el dispositivo. Para responder esto es importante considerar que la red funciona mejor con una gran cantidad de señales de entrenamiento. De lo contrario se produciría el efecto de *overfitting* y el desempeño de la red disminuiría tornándola inservible. Esto podría solucionarse si se adquiriera una gran cantidad de señales de la persona. Sin embargo, esto implicaría un esfuerzo considerable de la misma al tener que repetir la adquisición una gran cantidad de veces. Por esto se optó por utilizar un set de señales previamente adquiridos.

6.5. Evaluación de la robustez del sistema

Al analizar los índices relación de un mismo sujeto en distintas instancias se pudo observar que la variabilidad era considerable. Estas diferencias no sólo se observaron al quitar el casco y colocarlo horas después, sino también en un intervalo muy corto de tiempo sin mover los electrodos. A partir de esto se puede deducir que los PE dependen en gran medida de cuestiones propias de la persona. Podría pensarse que la amplitud de los PE depende entre otros de la concentración y el cansancio.

Si bien los índices relación registrados a la frecuencia de estimulación respecto a las amplitudes promedio a frecuencias vecinas varió hasta en un $\pm 21\%$, al analizar el

desempeño de la RNA, los resultados obtenidos no variaron en la misma magnitud entre las distintas instancias. Esto significa que a pesar de que las señales de entrada de la red sean considerablemente diferentes en cuanto a amplitud, la RNA tiene la capacidad de clasificar correctamente en un amplio porcentaje de los casos. Es decir que la red reconoce patrones más allá de la amplitud promedio de los PE o de la relación entre las amplitudes a la frecuencia de estimulación y aquellas a frecuencias vecinas.

Además, si se entrena la red con un número N de señales y luego se verifica su capacidad de clasificación en una nueva señal, que sería la $N+1$, es evidente que la red pudo clasificar correctamente la señal $N+1$ en la mayoría de los casos. Esto también se vincula con la robustez del sistema en cuanto a que cuando la red reciba a la entrada una señal desconocida, de un nuevo sujeto, va a clasificar con un alto nivel de exactitud.

6.6. Pruebas de verificación

Muchos trabajos muestran como resultados finales los obtenidos durante la validación de la red. Sin embargo, al hacer pruebas con señales en vivo, la exactitud del modelo disminuye considerablemente. Una de las diferencias radica en que la señal que se adquiere en tiempo real, tal como va a ser cuando sea utilizado por una persona como sistema de comunicación, tiene segmentos que no corresponden a ninguna de las 4 clases correspondientes a los 4 estímulos. Cuando se hace la adquisición de señales *offline* los momentos en los que se registra la actividad cerebral pero sin estímulos son eliminados para hacer el entrenamiento. Sin embargo esta estrategia no es viable en las pruebas *online*: por cómo fue diseñado el dispositivo, no hay una conexión entre el estimulador y el sistema de adquisición.

Otro motivo que pudo haber generado la diferencia se vincula con que al hacer pruebas de validación, se terminaron de hacer ajustes modificando ciertos parámetros para aumentar la exactitud del modelo, pero específicamente para los datos utilizados en la validación. Por este motivo, al evaluar la capacidad de clasificación para una nueva señal, distinta de las del entrenamiento y de las de validación, la exactitud tiende a disminuir.

Sabiendo que la capacidad de la red para clasificar no es la que surge de la validación, resulta importante hacer una medición independiente. Esto permite medir realmente qué porcentaje de aciertos tiene el sistema en su uso, y no solo en condiciones de

prueba.

Los valores obtenidos muestran que efectivamente existe una diferencia considerable comparado con lo que se había observado al analizar la red. Si bien la cantidad de aciertos es relativamente alta, se podría trabajar en mejorar estos valores haciendo cambios en algunos hiperparámetros de la red. De todos modos como una primera aproximación se considera aceptable.

6.7. Abordaje integral

¿Por qué es tan importante un abordaje integral? ¿Se puede dejar de lado? ¿Qué aporta el trabajo interdisciplinario? Si bien habitualmente se recomienda que haya un equipo de profesionales que acompañe a la persona usuaria del SAAC, en esta sección se busca desarrollar algunas de las razones en las que se basa esta necesidad, y en particular para el SAAC propuesto en este proyecto.

En primer lugar es fundamental la evaluación inicial de un profesional que pueda indicar qué SAAC resulta más apropiado para cada caso, o incluso a veces para distintas instancias dentro de un proceso de intervención. Luego de la evaluación inicial, también es esencial el entrenamiento para el uso del SAAC y el seguimiento. Este acompañamiento va a estar centrado en la motivación, el interés y las expectativas de la persona que dependerán de sus características y tendrán relación con el contexto y la ocupación (ver Apéndice A). En particular para el dispositivo planteado en este informe se pudo observar una mejora en el desempeño a raíz del aprendizaje de cada sujeto. Los potenciales evocados obtenidos fueron de mayor amplitud al realizar por segunda vez la prueba respecto a la primera. Esto posiblemente se debe a que se logra una mayor comodidad y concentración a medida que pasa el tiempo. Por este motivo, el correcto acompañamiento de un grupo de profesionales que pueda ayudar a colocar de manera correcta el casco con los electrodos, que ubique los estímulos a la distancia indicada y pueda explicar de forma clara y precisa qué debe tenerse en cuenta para el correcto funcionamiento hará la diferencia entre un dispositivo que ayude a la persona y un dispositivo que sólo genere frustración al no poder cumplir el objetivo de la comunicación.

Otro motivo por el que resulta estratégico contar con un abordaje en el que participe un terapeuta ocupacional es que en todo momento esta disciplina trabaja con un enfoque centrado en la persona: se busca que el dispositivo se pueda adaptar a la persona según sus preferencias y que no sea a la inversa. Esta mirada en la que la

persona está en el centro es propio de la Terapia Ocupacional y resulta fundamental para una correcta evolución. Un terapeuta ocupacional tendrá en cuenta este enfoque en todo el proceso de manera de que la persona que use el SAAC no deba hacer grandes esfuerzos en tener que adecuarse al nuevo dispositivo, sino que se buscará que todo funcione realizando las modificaciones necesarias sobre el dispositivo.

Otra relación entre el uso de estos dispositivos y la TO radica en la importancia de equiparar oportunidades. Éste es uno de los pilares de dicha disciplina, y los productos de apoyo tienen como objetivo compensar las dificultades que presenta el entorno para lograr una mayor inclusión por medio de la interacción social que se relaciona también con la participación social.

Por otra parte, una vez que el dispositivo esté ya funcionando, el equipo profesional podrá comunicarse con la persona y pedir su *feedback*. Esta retroalimentación es fundamental para evaluar en qué medida el SAAC está ayudando a la persona tanto en la comunicación como en su percepción del nivel de calidad de vida, la interacción y participación social.

La participación desde el área de la ingeniería biomédica puede resultar interesante si se plantea la posibilidad de realizarle modificaciones a un dispositivo como el desarrollado en este informe. Considerando su rol de vínculo entre las necesidades del personal de salud y cuestiones técnicas podría participar haciendo adaptaciones a partir de resultados obtenidos para cada persona con el fin de optimizar el uso y logrando un mayor nivel de usabilidad. Nuevamente aparece el concepto que se propone desde la TO de buscar que el dispositivo de apoyo se adapte a la persona y que no sea a la inversa, situación en la cual se requeriría un esfuerzo adicional.

A partir de lo expresado se busca dejar reflejada la importancia de trabajar desde un abordaje integral con un equipo de rehabilitación para la realización de tratamientos de salud. Las distintas áreas pueden participar aportando según sus competencias e incumbencias en pos de una mejora en la calidad de vida de las personas.

Un punto fundamental al momento de proponer utilizar un SAAC es evaluar la intención de comunicación de la persona. Para poder determinar si existe o no esta intención, en muchos casos se le pide a la persona que señale un punto o haga algún gesto. En caso de que la persona no pueda hacer voluntariamente estos movimientos, como por ejemplo en el caso de una persona con síndrome de enclaustramiento, una alternativa es pedirle que mire hacia un lado u otro. Hay que establecer un acceso motor para que la persona pueda demostrar que entiende. Ese acceso debe

ser consistente, es decir, repetirse de manera constante (por ejemplo mirando un cartel con las palabras o pictogramas “sí” o “no”). Resulta fundamental que de alguna manera la persona pueda manifestar su intención. Un equipo interdisciplinario conformado entre otras profesiones por psicólogos, neurólogos y psiquiatras puede hacer evaluaciones para determinar si la persona se encuentra deprimida. Puede ocurrir que la falta de intención en la comunicación mencionada anteriormente se deba a un estado de depresión que le impida o dificulte desear comunicarse. En caso de que haya un estado de depresión, esta puede deberse a una situación anterior al inicio de la patología que impide la comunicación verbal, o puede surgir luego, quizás a raíz de esta situación. Por este motivo es importante registrar todos los datos de la historia clínica donde figure cuál es la patología principal (que es el diagnóstico del médico clínico) y luego el diagnóstico secundario (que podría ser la depresión por ejemplo). Probablemente la terapia sea distinta dependiendo de cuál es el diagnóstico principal y cuál el secundario. Por este motivo es fundamental que en la evaluación inicial de la TO, que incluye indagar y conocer acerca de la persona, figure además de los datos como nombre, edad, sexo, también cuál es el diagnóstico principal y si hay algún otro diagnóstico secundario. En cualquier caso, un equipo de profesionales puede detectar las distintas situaciones y trabajar para mejorar el estado de ánimo de la persona, buscando aumentar su nivel de calidad de vida, al punto de que la persona recupere esa intención de comunicar. Sin esta evaluación tal vez no tendría sentido disponer de un SAAC. Por todo lo aquí expuesto se puede ver la relevancia de un equipo de trabajo alrededor de quien usa un SAAC.

Cabe aclarar que la importancia de un equipo interdisciplinario con psicólogos no aparece únicamente en casos de posibles depresiones. Es fundamental que haya un acompañamiento periódico de un terapeuta que pueda evaluar, entre otros parámetros, el nivel de calidad de vida, el nivel de ansiedad de la persona y el estado cognitivo. Para esto, tanto los psicólogos como otros profesionales de la salud suelen hacer uso de cuestionarios con escalas ya estandarizadas. En muchos casos suelen hacer estas evaluaciones antes de empezar a utilizar un SAAC y luego de una determinada cantidad de sesiones o de meses, repetir las para evaluar si hubo alguna modificación por ejemplo en la percepción de la persona respecto a su calidad de vida. Algunos de los cuestionarios que se puede sugerir que se utilicen son el STAI o la escala de Depresión de Montgomery-Asberg (MADRS, por sus siglas en inglés). Se propone que se utilicen estos u otros cuestionarios para determinar si hay alguna variación en estas escalas. Otra evaluación que se propone es el SF-36 (ver apéndice A.2.5). La importancia de realizar este tipo de evaluaciones radica principalmente en que

más allá de permitir la comunicación hay también un propósito de fondo que es lograr una mejora en la calidad de vida. Por otra parte, los distintos profesionales de la salud pueden hacer uso del SAAC para poder comunicarse con la persona. Este dispositivo puede ayudar a responder situaciones muy específicas que serían muy difíciles de conocer sin un producto de apoyo.

Un punto importante es definir la versatilidad de la aplicación para las distintas ocupaciones. Éstas dependerán de los roles que tenga la persona que usará el SAAC. Algunos ejemplos podrían ser un estudiante que desea usar una computadora para así poder participar de clases a distancia, un político que quiera votar a favor o en contra de un proyecto o incluso redactar un texto, o un científico que desee documentar teoría de la física cuántica. En cada caso habrá distintas ocupaciones según el rol de la persona.

Considerando que las ocupaciones tienen un fin en sí mismo y que están al servicio de desempeñar roles, lo que se propone con este dispositivo es que se realice una intervención del tipo *bottom-up* en la que se puedan desarrollar habilidades individuales para mantener dicho rol. Para este caso en particular esto podría traducirse en adquirir la habilidad de controlar de forma correcta la ICC para poder mantener el rol de estudiante, ama de casa o el que fuere.

Existen diversas evaluaciones estandarizadas muy utilizadas por profesionales de la salud. Sin embargo no todas resultan apropiadas para todos los casos. Por ejemplo para valorar posibles evoluciones al utilizar dispositivos como el propuesto en este informe se podría trabajar sobre algunas en particular enfocadas en el bienestar, la calidad de vida y la participación. Se propone que podría trabajarse con la *COPM* dado que está focalizada en el nivel de satisfacción alcanzado en el desempeño de una actividad y en cómo se realiza. Busca responder si la persona logró realizar ciertas actividades y cómo se siente al realizarlas. Otra evaluación interesante es la *AMPS* en la que la persona elige las actividades con las que se siente motivado y se busca evaluar tiempos y esfuerzos. Una de estas actividades podría ser vinculada a la interacción por medio del dispositivo desarrollado. La evaluación *SF36* es otra que podría utilizarse para evaluar la percepción en la calidad de vida al utilizar el dispositivo comparado con no utilizarlo. A partir de esto podría determinarse si resulta beneficioso el uso del sistema de comunicación o si se siente más cómodo al no utilizarlo.

Un tema fundamental que en gran medida va a hacer que los resultados de las evaluaciones sean positivos se relaciona directamente con el aspecto motivacional y

el deseo de salir de la situación en la que se encuentre que muchas veces puede ser de duelo o enojo. Además de las evaluaciones estandarizadas resulta central conocer cuánto usa una persona un dispositivo de ayuda, para qué lo usa y si se siente satisfecho con lo que realiza. La mirada de un equipo integral en el que participen psicólogos y terapeutas ocupacionales aporta información valiosa más allá de las preguntas correspondientes a las distintas evaluaciones ya conocidas.

A modo de resumen, los SAAC son un medio para que una persona que no utiliza el lenguaje oral para comunicarse pueda desarrollar sus capacidades, desempeñar roles y participar en su entorno pero lo verdaderamente importante es el nexo entre este dispositivo y quien lo va a usar: la selección del SAAC, el asesoramiento, entrenamiento y el acompañamiento de un equipo de profesionales de la salud hacen la diferencia entre una solución que será dejada de lado por no saber cómo usarla, y una solución que pueda mejorar la calidad de vida de una persona, siendo funcional para alcanzar un mayor grado de integración social en una sociedad en igualdad de derechos y oportunidades.

6.8. Normativa vigente

En relación con lo desarrollado en el Apéndice de Normativa vigente sobre los derechos de las personas con discapacidad, se considera necesario aclarar que si bien existen leyes y programas que buscan facilitar la obtención de productos de apoyo, no siempre es sencillo que efectivamente se cumplan dichas leyes. En muchos casos es necesario contar con un abogado que defienda a la persona con discapacidad o su familia para que las obras sociales y prepagas accedan a brindar los productos de apoyo a sus afiliados. Algunas empresas como OTTAA Project ofrecen de manera gratuita servicios de asesoramiento legal para exigirle a las coberturas que cumplan con las obligaciones de la legislación vigente. Todavía queda pendiente seguir trabajando en esta dirección para asegurar el cumplimiento de los derechos de las personas con discapacidad y avanzar hacia una sociedad inclusiva.

6.9. Trabajos futuros

Habiendo concluido con el objetivo planteado, se considera necesario dejar esbozadas algunas propuestas con las que se podría continuar. Se presentan dos posibles trabajos de carácter técnico para mejorar la usabilidad tornando al dispositivo más simple y cómodo. Luego se propone que se desarrolle un método para determinar la calidad de

las señales con las que se trabaja, antes de utilizarlas como señales de entrenamiento de la RNA. Por último, y con el objetivo de conocer cómo puede evolucionar una persona que utilice este dispositivo, se propone que se diseñe un protocolo que permita medir si hay cambios en la percepción de la calidad de vida al contar con un sistema de comunicación alternativo como el desarrollado en este trabajo.

6.9.1. Estimulación por pantalla

Una posible mejora en el dispositivo sería pasar a tener el estimulador integrado en la misma pantalla. De esta forma el dispositivo sería más portable al poder prescindir del una parte externa que contiene los estímulos visuales. Para esto se podría hacer que dentro de la misma pantalla en la que aparecen los pictogramas, además haya círculos (o la forma que se defina) alternando entre dos colores para generar el estímulo.

Esta modificación trae asociados algunos temas a resolver vinculados con la frecuencia. Por un lado, la mayoría de los monitores tienen una frecuencia de muestreo de 60Hz. Para evitar conflictos de *aliasing*¹ se debería trabajar con frecuencias de estimulación menores a la mitad de la frecuencia de refresco de la pantalla. Esto implica una restricción al tener que utilizar frecuencias de estimulación no mayores a 30Hz limitando entonces este parámetro. Una alternativa sería utilizar monitores con una tasa de refresco de pantalla de 144Hz.

Por otra parte a partir de algunas pruebas preliminares realizadas por OTTAA, se pudo observar que los potenciales evocados tenían menores amplitudes que aquellos obtenidos al mirar un LED. Al igual que con la estimulación por LED, los mayores picos se registraron a menores frecuencias de estimulación, cercanos a los 12Hz. Recordando lo comentado anteriormente, frecuencias de esta magnitud pueden resultar epileptogénicas por lo que sería ideal evitarlas.

6.9.2. Cambio de electrodos

Muchos de los voluntarios a los que se les realizaron pruebas manifestaron cierta molestia física por la presión de los electrodos. Si bien todas las pruebas fueron realizadas con electrodos de un plástico rígido, cubiertos de una capa de Ag/AgCl llamados Dry EEG Comb Electrodes (ver figura 6.9.1a), se propone reemplazar

¹También conocido como solapamiento, el *aliasing* es un fenómeno por el cual una señal digital no puede distinguirse de otra distinta debido a una selección en la frecuencia de muestreo que no cumple con el Criterio de Nyquist.

estos electrodos por otros que sean flexibles como por ejemplo los SoftPulse™ Datwayer Comb Electrodes (ver Figura 6.9.1b) que prometen mayor comodidad y flexibilidad gracias a su material de tipo polímero conductivo flexible, manteniendo su biocompatibilidad. Al ser menos molestos se podría alcanzar un mayor grado de relajación posiblemente obteniendo mejores resultados.

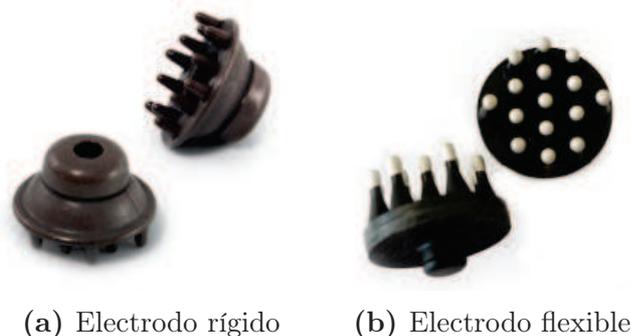


Figura 6.9.1: Electrodo rígido (a) Electrodo flexible (b)

Se propone hacer pruebas para verificar que la impedancia entre los electrodos y el cuero cabelludo se mantenga igual o por debajo de los valores que se alcanzan con los electrodos rígidos. Por otra parte habría que hacer pruebas durante varios minutos con distintas personas y evaluar tanto su confort como también que no genere reacciones sobre el cuero cabelludo.

6.9.3. Desarrollo de un método para la evaluación de la calidad de los picos de los PEVEE

Hasta el momento no se encontraron métodos probados para obtener una indicación cuantitativa de los picos de los potenciales evocados visuales. Sería de gran utilidad poder contar con un método que pueda determinar cualitativamente si un pico sería clasificado de forma correcta por una red neuronal, sin necesidad de hacer todo el proceso completo. De esta forma podrían simplificarse varias pruebas obteniendo resultados de una manera más sencilla y rápida. Por otra parte sería de gran utilidad contar con un método cuantitativo de detección de la “calidad” de un potencial evocado.

6.9.4. Pruebas con personas con discapacidad

Si bien existen trabajos científicos en los que se realizaron pruebas con personas con discapacidad y se obtuvieron resultados satisfactorios en cuanto a los potenciales

evocados [88], [89], [90], se propone que se realice un análisis a partir de la experiencia con el dispositivo desarrollado en este trabajo. Para esto se plantea como trabajo futuro que un equipo interdisciplinario de profesionales de la salud incluyendo terapeutas ocupacionales, fonoaudiólogos, psicólogos, entre otras profesiones, desarrolle un protocolo para realizar pruebas. Es necesario que los participantes de las pruebas satisfagan los criterios de inclusión mencionados en la sección 4.1.1. Podrían realizarse pruebas que brinden parámetros útiles para luego medir cómo evolucionan. Por ejemplo podría hacerse la prueba SF-36 y evaluar la percepción de la calidad de vida de la persona antes de usar este dispositivo, y luego de varias sesiones utilizándolo repetir la evaluación. De esta manera se acercaría aún más lo realizado al uso final que se prevé para el dispositivo.

Capítulo 7

Conclusión

Se cumplió con el objetivo general del proyecto de agregar un nuevo estímulo asociado a un tercer pictograma para disminuir los tiempos necesarios de elaboración de frases. Además se pudo superar este objetivo agregando un cuarto estímulo y pictograma adicional. Esto permite una reducción en los tiempos de hasta un 50 %.

Se logró un porcentaje de acierto de 81,25 % con la nueva configuración en su uso normal en pruebas *online*, en ambientes no controlados.

Los resultados reportados demuestran que a diferencia de lo que se encuentra en la literatura, no todas las personas generan potenciales evocados en la frecuencia del primer armónico de la frecuencia de estimulación. Esto implicó un cambio respecto a lo que se había planteado como un supuesto.

Por otra parte se detectó que hay personas que prácticamente no generan potenciales a frecuencias cercanas a los 25Hz, pero sí lo hacen a 30Hz. Si bien se esperaba que todos los sujetos generaran potenciales de mayor amplitud a frecuencias más bajas, y que estas amplitudes disminuyan a medida que se analizan frecuencias más altas, esto no se cumple para todos los casos. No se encontró en la literatura información sobre este fenómeno.

En relación a los tiempos de estimulación y adquisición de señales se pudo reducir a 7 segundos el tiempo de estimulación, disminuyéndolo 3 segundos en relación al modelo con el que se estaba trabajando anteriormente. Esto implica que la modificación realizada no solo disminuye hasta un 50 % los tiempos por el agregado de los 2 pictogramas en pantalla, sino que además los tiempos disminuyen un 30 % adicional por el recorte en los tiempos de estimulación.

Se analizó la importancia del abordaje desde la Terapia Ocupacional para el uso correcto de SAACs, su seguimiento y evaluación. También se discutió el rol del ingeniero biomédico y el trabajo interdisciplinario con otras profesiones.

Se realizó un estudio de la normativa vigente para poder registrar un dispositivo como el desarrollado en este informe, en el mercado europeo y en Argentina por medio de la Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica. Por otra parte se estudiaron y resumieron las leyes que obligan a las obras sociales a poner productos de apoyo a disposición de las personas con discapacidad.

El diseño de las distintas pruebas realizadas permitió una sistematización en el procesamiento de los datos. Además, algunos de los resultados obtenidos y métodos propuestos pueden ser utilizados para otros desarrollos, como por ejemplo la elección del tiempo necesario de estimulación, la idea de segmentar a la población según las frecuencias a las que genera mayores potenciales evocados, o la posibilidad de contar con un método para conocer la calidad de las señales.

Anexo A

Consentimiento informado

Protocolo de validación de Interfaz Cerebro-Computadora Basada en Potenciales
Evocados Visuales

FORMULARIO PARA EL CONSENTIMIENTO INFORMADO ESCRITO E INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE

Se le solicita al participante que lea detenidamente el siguiente material, para asegurar que está correctamente informado acerca del propósito y naturaleza de este estudio y de la forma en la que usted participará en el mismo, en caso de dar su consentimiento para hacerlo.

Usted ha sido invitado a participar en el proyecto "Diseño y validación de una interfaz cerebro-computadora como sistema alternativo de comunicación". Desde ya, el equipo de OTTAA Project le agradece su valiosa participación.

OBJETIVO: El objetivo del mismo es validar el funcionamiento de un sistema alternativo de comunicación, que utiliza una interfaz cerebro-computadora basada en patrones visuales para permitir la comunicación funcional en personas con algún grado de afasia y discapacidad motriz severa. Durante su participación, el equipo de desarrollo le explicará en detalle cómo funciona el sistema y en qué consistirá la prueba que usted realizará.

PARTICIPACIÓN: La participación en este estudio es estrictamente voluntaria y no remunerada. Puede retirarse del mismo en cualquier momento sin que eso lo perjudique en ninguna forma. Usted es libre de negarse a responder cualquier pregunta en particular que no desee responder por cualquier motivo. La participación en esta prueba le requerirá un tiempo máximo de 1 hora.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN: Los participantes de la pruebas deberán cumplir las siguientes condiciones para participar:

1. Manifestar intención comunicativa.
2. Ser capaces de responder a consignas simples para ser guiados durante la prueba.
3. No tener antecedentes de epilepsia y/o crisis convulsivas de cualquier tipo, ni ningún familiar de primer grado (padres, hermanos) con antecedentes.
4. Tener capacidad visual (normal o corregida) suficiente para observar una luz LED puntual.

PROTOCOLO DE PRUEBA: Durante la prueba se le pedirá completar el presente formulario y realizar una prueba con un prototipo verificado del sistema en evaluación. La misma consiste en la colocación de una vincha de material plástico flexible que registra la actividad eléctrica del cerebro. Previamente se limpiará la zona de contacto de los electrodos con alcohol y algodón. Luego se le indicará que mire a un estimulador visual, que consiste en dos luces LED que parpadean a distintas frecuencias, en distintos momentos, para interactuar con el sistema alternativo de comunicación conectado al mismo. Esta etapa tiene una duración aproximada de 15

minutos.

RIESGOS: El prototipo registra su actividad cerebral utilizando electroencefalografía, una técnica no invasiva utilizada ampliamente, considerada un procedimiento seguro. Los electrodos serán apoyados en su cuero cabelludo, y no producen ninguna sensación ni efecto sobre la piel. No existe ningún riesgo de recibir una descarga eléctrica, ya que el sistema de adquisición de señal se alimenta mediante una batería de 3.7 V y la transmisión de datos se realiza via Bluetooth, encontrándose aislado de cualquier instalación eléctrica de línea. La estimulación visual sostenida a ciertas frecuencias puede desencadenar, en casos poco frecuentes, convulsiones en una persona con un trastorno convulsivo subyacente, por lo es un requisito excluyente que usted no presente antecedentes de epilepsia o crisis convulsivas de ningún tipo.

PRIVACIDAD: El equipo de desarrollo se compromete a asegurar la confidencialidad de la información declarada así como a resguardar la identidad, el anonimato y la privacidad de las personas participantes mediante la autorización de uso de imagen consensuada durante la prueba. Este resguardo será garantizado tanto en la obtención y elaboración de la información como en la divulgación de publicaciones científicas.

CONTACTO: Si tiene alguna duda durante las pruebas puede hacer las preguntas que necesite a los integrantes del equipo de desarrollo en cualquier momento. Este proyecto es coordinado por Juan Manuel López. Usted puede contactarlo en cualquier momento si siente que no ha sido tratado de acuerdo con las descripciones de este formulario, o que sus derechos como participante en una investigación no se han respetado durante el curso de este proyecto, o si tiene alguna pregunta, inquietud o queja, enviando un email a juanma.lopez@ottaaproject.com

Una copia de este formulario le será enviado a su e-mail al finalizar la prueba.

Desde ya agradecemos su participación.

Consentimiento escrito del participante:

Por favor complete con su información. Tenga en cuenta que sus respuestas tienen carácter de declaración jurada. Si tiene alguna duda consulte con el equipo antes de responder.

1. Nombre completo del participante: _____
2. Fecha de nacimiento: _____
3. Sexo: _____
4. Máximo nivel de educación: por favor marcar con una cruz según corresponda

Primario incompleto	
Primario completo	
Secundario incompleto	
Secundario completo	
Terciario incompleto	
Terciario completo	
Universitario incompleto	
Universitario completo	

5. Profesión: _____
6. ¿Utiliza corrección visual de forma diaria? (Anteojos, lentes de contacto):
SI ___ / NO ___
7. ¿Ha consumido alguna de las siguientes sustancias psicoactivas en las últimas 24hs.? Marcar con una cruz según corresponda.

Antidepresivos	
Ansiolíticos	
Antipsicóticos	
Tabaco	
Alcohol	
Otras drogas psicoactivas	
No he consumido sustancias psicoactivas en las últimas 24hs	

-
8. ¿Tiene antecedentes de epilepsia y/o crisis convulsivas? SI ___ / NO ___
9. ¿Existen en su familia directa (Abuelos, padres, hermanos, tíos) antecedentes de epilepsia o crisis convulsivas? SI ___ / NO ___
10. La fotofobia, o sensibilidad a la luz, es la intolerancia a la luminosidad. Fuentes como la luz del sol, la luz fluorescente y la incandescente pueden causar incomodidad, junto con una necesidad de entrecerrar o cerrar sus ojos. La sensibilidad a la luz también puede estar acompañada de dolores de cabeza. ¿Ha padecido hipersensibilidad a la luz o fotofobia en el último año? SI ___ / NO ___

La firma del formulario de consentimiento informado indica que:

- Ha leído y comprendido la información anterior.
- Ha respondido a las preguntas con información verdadera.
- Usted acepta voluntariamente participar.

Firma del participante o tutor legal: _____

Aclaración: _____

DNI: _____

Fecha: _____

Firma del responsable de la prueba: _____

Aclaración: _____

Fecha: _____

Anexo B

Mini-Mental State Examination

Orientación

Se le deben realizar las siguientes 10 preguntas. Por cada respuesta correcta corresponde 1 punto.

1. ¿En qué año estamos?
2. ¿En qué estación estamos?
3. ¿Qué fecha es hoy?
4. ¿Qué día de la semana es hoy?
5. ¿En qué mes estamos?
6. ¿En qué país estamos?
7. ¿En qué provincia estamos?
8. ¿En qué ciudad estamos?
9. ¿Cuál es el nombre de este lugar (hospital)?
10. ¿En qué piso estamos?

Fijación

Se le deben nombrar 3 objetos, una cada segundo. Luego se le debe preguntar a la persona cuáles eran los 3 objetos que se nombraron. Se debe otorgar 1 punto por cada palabra correcta.

Atención

Se debe elegir entre una de las siguientes alternativas:

1. Que la persona cuente desde 100 hacia atrás, de 7 en 7. Frenar luego de 5 respuestas.
2. Que la persona deletree la palabra “MUNDO” de atrás hacia adelante. Se debe dar un punto por cada respuesta correcta.

Recuerdo

Se le debe pedir a la persona que repita las 3 palabras de “Fijación”. Se debe otorgar 1 punto por cada palabra correcta.

Lenguaje

Se le debe mostrar a la persona un reloj y luego un lápiz y preguntarle cómo se llama cada elemento. Por cada respuesta correcta se le debe asignar un punto.

Repetición

Se le debe decir a la persona que repita una frase. Si logra repetirla en hasta 10 segundos corresponde asignarle un punto.

Habilidad

Se le debe dar a la persona una instrucción de 3 pasos a realizar en una hoja. Por ejemplo, agarrar una hoja, doblarla a la mitad y apoyarla en la mesa.

Lectura

Se le debe mostrar a la persona un papel con la siguiente orden: “CIERRE SUS OJOS”. Si la persona cierra los ojos se le debe asignar un punto.

Escritura

Se le debe dar a la persona un papel en blanco y pedirle que escriba una oración (no se le debe dictar una, debe ser espontánea). La oración debe tener un sujeto, un verbo y ser coherente.

Copia

Se le debe mostrar a la persona una imagen con dos pentágonos que se intersectan y pedirle que lo copie exactamente. Para obtener el punto, el dibujo debe tener 10 ángulos (de los dos pentágonos) y dos de ellos deben intersectarse.

Apéndice A

Terapia ocupacional

A.1. Introducción

El *Marco de Trabajo para la Práctica de Terapia Ocupacional: Dominio y Proceso* [91] es un documento que describe conceptos fundamentales de la práctica en la terapia ocupacional (TO por sus siglas) a partir de principios básicos de la profesión. “El Marco”, como se autodenomina dicho documento, está destinado no solo a profesionales de terapia ocupacional, y en general de la salud, sino también a investigadores, educadores y consumidores entre otros, y busca establecer las bases de las prácticas de la TO.

Este documento está dividido en dos grandes secciones que son el **dominio** y el **proceso**. El dominio refiere al ámbito en el que los profesionales trabajan. Por otra parte, el proceso consiste en las acciones que toman los profesionales. Se centra en la persona que hace uso de la TO y busca la participación en las ocupaciones, es decir, en el involucramiento de las distintas situaciones de la vida.

Los distintos aspectos del dominio interactúan y tienen efecto en la salud, el bienestar y la participación. En la figura [A.1.1] se resume la interacción entre las ocho ocupaciones definidas en el Marco y las características, las destrezas (motoras, de procesamiento y de interacción social) y los patrones de ejecución de la persona.

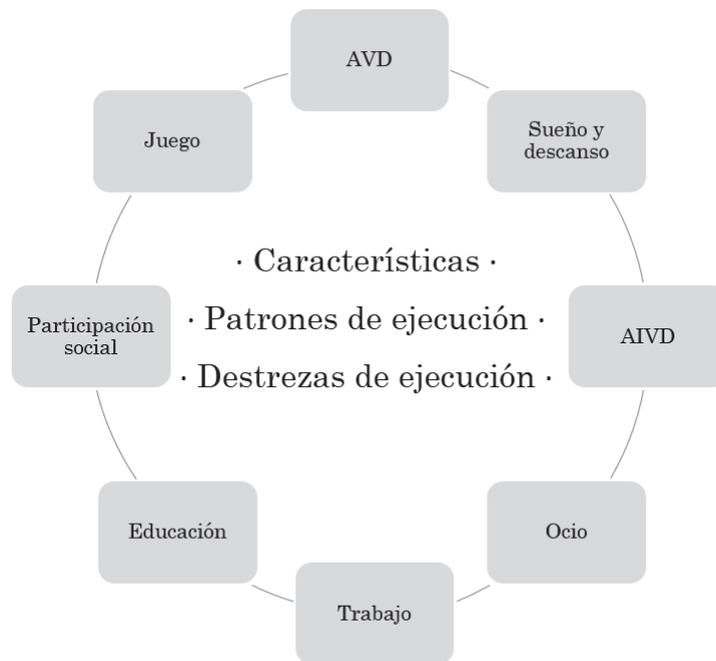


Figura A.1.1: Interacción de las ocupaciones - Adaptado de [10]

Dependiendo del rol que tenga la persona, es decir, de las habilidades que tenga que desarrollar en cada momento, realizará distintas actividades. Cada una de las ocupaciones estará relacionada con los roles que tenga la persona. Por ejemplo dentro de las AVD (Actividades de la Vida Diaria) se encuentran las actividades relacionadas a higienizarse, vestirse y alimentarse. Por otra parte, las AIVD (Actividades Instrumentales de la Vida Diaria) son aquellas que son un apoyo a la vida cotidiana y que suelen requerir interacciones más complejas que las AVD como el cuidado de otras personas o mascotas, la gestión de la comunicación, la gestión financiera, de la salud, del hogar y la expresión religiosa o espiritual. La ocupación de descanso y sueño refiere precisamente a aquellas actividades relacionadas con conciliar el sueño y poder descansar procurando cuidar las necesidades para que esto ocurra. La ocupación de la educación incluye aquellas actividades que se requieren para el aprendizaje tanto académico como no académico, extracurricular (deportes, música, bailes) y vocacional. La ocupación del trabajo incluye desde la búsqueda de empleo, la adquisición, el rendimiento en un empleo, su preparación y ajuste para la jubilación, entre otras, para actividades con o sin recompensa económica. El juego abarca las actividades referidas a la exploración y a la participación que genere disfrute, entretenimiento y diversión. El ocio también incluye tanto la exploración como la participación, pero de actividades durante un tiempo que no está sometido a otras obligaciones. Finalmente la participación social es la ocupación que tiene como objetivo involucrarse con la

comunidad, la familia, compañeros y amigos.

En la segunda sección se profundizan las distintas partes del proceso que realizan los terapeutas ocupacionales en las intervenciones. Estas son la evaluación, la intervención y la focalización de los resultados. Cabe mencionar que si bien en el Marco se desarrollan estos tres aspectos linealmente, en la práctica esto es dinámico y no secuencial.

La **evaluación** consta de la realización de un perfil ocupacional y un análisis del desempeño ocupacional. En esta etapa también se llevan a cabo diversas evaluaciones que ayudan a diseñar la siguiente etapa. La **intervención** abarca el plan de intervención, la implementación y la revisión de la misma. La etapa de **resultados** implica la selección de correctos indicadores para las mediciones y la aplicación de estos indicadores en el resultado. Es fundamental en todo momento la colaboración entre el profesional que lleva adelante el proceso y la persona con la que se trabaja (ver Fig. A.1.2) además del contexto y el entorno.

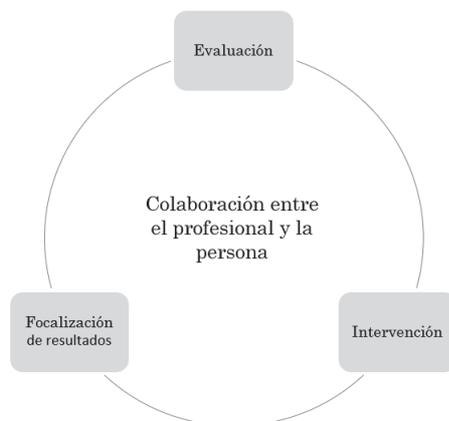


Figura A.1.2: Proceso de la terapia ocupacional - Adaptado de [10]

En la instancia de **evaluación** se define lo que la persona quiere y necesita. Se considera también qué es lo que puede hacer y cuáles son las barreras del ambiente. En la realización del perfil ocupacional, se utiliza un enfoque centrado en la persona [92] para conocer su historia ocupacional: por qué acude a la TO, dónde vive, con quién vive, si trabaja, etc. Conociendo las situaciones y necesidades específicas de cada persona, y considerando también factores sociales y del entorno en general, los terapeutas pueden individualizar el tratamiento para cada persona buscando que se ajuste para alcanzar metas personalizadas y lograr un cambio. Por otra parte se analiza el desempeño, donde se observa cómo la persona realiza una actividad.

Se suelen usar evaluaciones estandarizadas para respaldar la recolección de datos. Algunas de estas son propias de la TO, como COPM ¹, AMPS ², COTE ³, y otras son utilizadas en distintas disciplinas, como *Mini-Mental State Examination*, FIM ⁴ y WEEFIM ⁵. Más adelante se detallarán algunas de las ellas.

A partir de esta recolección de datos se procede a la instancia de la **intervención**. Se desarrolla un plan de intervención, luego la implementación y finalmente la revisión. En el plan se profundiza sobre las necesidades que tiene la persona para luego definir objetivos en la terapia. Dentro del plan de intervención se debe definir cómo se va a dirigir el proceso de intervención. Esto incluye qué *modelos o abordajes*, qué *tipos de enfoque* (ver A.1.1) y qué *tipos de intervención* (ver A.1.2) se utilizarán en la implementación. El terapeuta puede optar por utilizar distintos dispositivos tanto para las sesiones como para la vida cotidiana. En paralelo o al finalizar la intervención se debe hacer una revisión de la misma, para evaluar si hay que hacer alguna modificación en el plan de intervención, una re-evaluación o una derivación.

Finalmente, la **focalización de los resultados** es una re-evaluación para determinar si es necesaria alguna modificación y/o seguir trabajando en los problemas ocupacionales/objetivos planteados. Para lograrlo se seleccionan distintos indicadores según el caso y se aplican para evaluar los resultados obtenidos. Algunos de estos resultados pueden ser medidos y por lo tanto es posible cuantificar el progreso de una intervención o que la terapia no está funcionando, por lo que la planificación debe ser modificada. En el Marco de Trabajo de TO estos resultados se clasifican en ocho categorías que se detallan a continuación:

¹Canadian Occupational Performance Measure por sus siglas en inglés.

²Assessment of Motor and Process Skills por sus siglas en inglés.

³Comprehensive Occupational Therapy Evaluation por sus siglas en inglés

⁴Functional Independence Measure por sus siglas en inglés

⁵Similar al FIM pero destinado a pediátricos.

Desempeño ocupacional		El resultado que surge del intercambio entre la persona, el contexto y la actividad que le permite a la persona realizar una actividad u ocupación. Un mejor o mayor desempeño ocupacional permite que haya participación en ocupaciones o actividades
Prevención		Se busca que haya mayor información que permita detectar, disminuir o evitar síntomas asociados a condiciones insalubres, enfermedades o lesiones. El objetivo es promover un estilo de vida saludable.
Salud y bienestar		Refiere a aquellas herramientas para la vida cotidiana
Calidad de vida	de	Este tipo de resultado es un indicador de la percepción de satisfacción de la persona en relación a los objetivos planteados.
Participación		Estos resultados involucran el compromiso en ocupaciones y permiten la inclusión social.
Rol de competencia	de	Implica la capacidad de poder cumplir con las demandas que se esperan según el rol en el que participa.
Bienestar		Este resultado está vinculado con el nivel de satisfacción de la persona, su autoestima, sentido de pertenencia, seguridad y oportunidades
Justicia ocupacional		Es la promoción de un cambio en la sociedad que permita la participación en aquellas ocupaciones que se ofrecen al resto de la sociedad, creando una comunidad inclusiva.

Cuadro A.1.1: Resultados de la terapia ocupacional

Como se mencionó anteriormente, se utilizan distintos tipos de evaluaciones (ver A.2) para poder medir la eficacia o el avance en un tratamiento y pueden o no ser estandarizadas. La ventaja de las primeras es que permiten comparar resultados con otras personas o poblaciones [93]. Según qué se quiera medir se deberán utilizar distintos instrumentos.

Dentro de estos instrumentos, algunos de los más frecuentes son *Mini Mental State Examination*, AMPS, FIM, COPM y SF-36⁶. Cada una de ellas evalúa distintos parámetros como por ejemplo el nivel de movilidad, desempeño de las AVD, autonomía, independencia, percepción de la satisfacción, calidad de vida, frustración, entre otros.

Si bien estas evaluaciones sirven como guía para los profesionales, es importante resaltar que no deben ser analizadas aisladamente sino dentro de un diagnóstico ocupacional más completo. En las siguientes secciones se desarrollarán algunas de las evaluaciones estandarizadas más comunes.

⁶Short Form-36 por sus siglas en inglés

A.1.1. Tipos de enfoque

Los enfoques [94] son las estrategias que se eligen tanto para evaluar como para planificar la intervención. Esta elección se hace a partir de los objetivos planteados. El terapeuta puede hacer uso de cualquiera o todos los siguientes:

- Crear, promover (promoción de la salud)
- Establecer, restaurar
- Mantener
- Modificar (compensación, adaptación)
- Prevenir (prevención de una discapacidad)

El enfoque de intervención crear-promover busca crear circunstancias que promuevan desempeños adaptables y complejos en distintos ámbitos. Esta estrategia está orientada a la promoción integral del desempeño sin asumir que haya alguna discapacidad ni que haya una potencial discapacidad que pueda llegar a interferir con el desempeño. La elección de este tipo de enfoque por parte del terapeuta se centra en proveer un contexto con experiencias enriquecedoras y tareas que aumenten y fomenten el desarrollo.

Establecer y restaurar es otro enfoque que busca establecer habilidades de una persona que aún no fueron desarrolladas o para restaurar una habilidad que se ve afectada. Es importante identificar las destrezas de la persona y las barreras del medio que impiden que se desarrolle dicha habilidad, y diseñar intervenciones que mejoren las habilidades y experiencias de la persona. Los focos de intervención incluyen tanto habilidades del desempeño, como patrones del desempeño y características del cliente.

El enfoque mantener busca que no disminuyan las habilidades que la persona tiene y aquellas que recuperó y que se sigan cumpliendo las necesidades. En caso de no utilizar este enfoque, lo más probable es que el rendimiento de la persona baje o que no se cumplan sus necesidades ocupacionales, lo que terminará afectando tanto la salud como el bienestar y eventualmente su calidad de vida.

Mediante el enfoque modificar se busca adaptar características del contexto y demandas de la actividad para brindar soporte en el desempeño de una tarea. Se busca diseñar un contexto que ayude a la persona a desarrollarse. Esta modificación puede ser tanto aumentar o mejorar cuestiones para facilitar una tarea, como disminuir otras por ejemplo para ayudar a una persona que se distrae fácilmente, quitándole

objetos que potencialmente podrían disminuir su concentración.

Por último, prevenir es un enfoque que se puede utilizar en todas las personas y busca anticiparse a potenciales riesgos de problemas en el desempeño ocupacional. Está diseñado para evitar que aparezcan barreras en el ambiente, y que aquellas que están no evolucionen.

A.1.2. Tipos de intervención

Las distintas intervenciones buscan promover la salud y la participación. Estas son:

- Ocupaciones y actividades: son aquellas que el terapeuta selecciona y diseña con el objetivo de cumplir con los objetivos propuestos y para responder las necesidades de la persona.
- Preparación de métodos y tareas: incluyen por ejemplo preparar a la persona para el desempeño ocupacional, preparar órtesis, proporcionar tecnologías asistivas y modificaciones ambientales, preparar tareas, entre otras.
- Educación y entrenamiento: por medio de la educación se busca transmitir conocimientos e información de la ocupación, la salud, el bienestar y la participación de la persona. Por otra parte el entrenamiento consiste en facilitar la adquisición de habilidades para cumplir objetivos en situaciones de la vida real. A diferencia de la educación, el entrenamiento tiene como objeto mejorar el rendimiento (en lugar de un mejor entendimiento).
- Abogacía: esta intervención contempla los esfuerzos dirigidos a promover la justicia ocupacional, empoderando a las personas a disponer de los recursos que ayuden a participar en las ocupaciones cotidianas. La abogacía como tipo de intervención busca apoyar la salud, el bienestar y la participación ocupacional. Incluye por ejemplo aquellos esfuerzos que buscan la provisión de ciertos recursos frente a sus obras sociales o prepagas.
- Intervenciones de grupo: busca facilitar el aprendizaje y la adquisición de habilidades a través de la interacción social y dinámicas de grupo.

A.2. Tipos de evaluación

A.2.1. Mini-Mental State Examination

Esta evaluación desarrollada por Folstein en el año 1975 plantea una examinación del estado mental que a diferencia de otras utilizadas en esa época resulta de menor duración [74], permitiendo ser utilizada en personas que pueden mantenerse concentrados y cooperar por únicamente en cortos períodos de tiempo. Está organizada en dos secciones que evalúan 11 aspectos. La primera aborda los temas de orientación en tiempo y espacio, capacidad de retener información y atención. El puntaje máximo de esta sección es 21. La segunda sección evalúa la nominación, repetición, lectura, habilidad y por último escritura y copia. La escala de esta sección llega a los 9 puntos. En la literatura se suele considerar que aquellas personas que obtienen un puntaje menor a 24 tienen algún tipo de deterioro cognitivo. En el Anexo B se puede encontrar el examen completo.

A.2.2. AMPS – Assessment of Motor and Process Skills

La Evaluación de Habilidades Motoras y Procesamiento (AMPS por sus siglas en inglés) es una evaluación muy completa, propia de la TO que mide la capacidad de ejecución de las AVD. Fue desarrollada inicialmente en Estados Unidos en colaboración con la Asociación Americana de Terapia Ocupacional. Esta herramienta permite valorar tareas a partir de la observación y es utilizada para medir simultáneamente la habilidad de una persona para realizar las AVD y AIVD y a su vez la calidad de sus habilidades motoras y de procesamiento [95]. La calidad se evalúa a partir del esfuerzo, la eficiencia, la seguridad y la independencia al realizar una tarea.

A diferencia de otras evaluaciones es una herramienta estandarizada en la que las personas eligen qué actividades son relevantes según sus objetivos y prioridades. Además, la observación se realiza en entornos familiares (hogares, clínicas, espacios comunitarios, etc.). Los resultados obtenidos son medidas confiables del desempeño de la actividad. Esta evaluación puede ser administrada a cualquier persona que tenga el desarrollo mental de tres [95] años o más, sin importar el diagnóstico.

La persona debe elegir dentro de un listado de más de 120 tareas, dos que le interesen y resulten de algún modo desafiantes. Luego debe realizar estas tareas tal como lo hace habitualmente en un entorno conocido. Mientras realiza las tareas el terapeuta

ocupacional observa y evalúa la calidad de cada pequeña actividad que conforma la tarea. Una vez terminadas las dos actividades el terapeuta asigna una valoración a cada acción realizada por la persona y surgen dos indicadores: la habilidad motora de la AVD y la habilidad de procesamiento de la AVD [96].

La importancia de los indicadores radica en que permite que se contrasten estos resultados con valores deseables, para predecir el nivel de asistencia que la persona requiere para vivir en la comunidad y para proponer enfoques de intervención específicos según las necesidades de la persona [97]. Además, puede repetirse la evaluación luego de un tratamiento para determinar si hubo mejoras en el nivel de calidad del desempeño de las AVD.

A.2.3. FIM

La Evaluación de Independencia Funcional (FIM por sus siglas en inglés) es una herramienta muy utilizada que analiza las funciones físicas, psicológicas y sociales [98]. Es utilizada para medir la independencia, el tiempo y la seguridad de la persona. Permite evaluar niveles de discapacidad y los cambios en respuesta a rehabilitación o intervenciones médicas o de terapia ocupacional [98]. A diferencia de otras evaluaciones la FIM no es una propia de la TO y es habitualmente administrada por médicos además de terapeutas ocupacionales.

Consiste en 18 ítems que se puntúan desde el 1, que implica total asistencia para resolver una actividad, hasta 7 (completamente independiente). La evaluación total está formada por una parte motora y otra cognitiva. Si bien se puede analizar el puntaje total, en muchos casos es útil separar estas dos secciones para evaluar ambas partes independientemente una de la otra [98].

Una de las desventajas de esta evaluación es que no resulta lo suficientemente sensible frente a variaciones comparada con otras herramientas [99].

A.2.4. COPM

La Medida Canadiense de Rendimiento Ocupacional (COPM por sus siglas en inglés) es una evaluación propia de la Terapia Ocupacional. Su primera edición fue publicada en el año 1991 con el fin de proporcionar una herramienta que plantea un abordaje único e individual para cada persona [100], que busca identificar las tareas de la vida diaria que la persona quiere, necesita o quisiera hacer, pero encuentra dificultades para lograrlo. Es una evaluación que permite medir cambios a lo largo del tiempo,

en el desempeño y la satisfacción de la persona al realizar esas actividades.

Una de las características distintivas de esta evaluación es su abordaje en el desempeño de todas las áreas de la vida, incluyendo el cuidado personal, el ocio y la productividad, teniendo en cuenta el desarrollo a lo largo de la vida y de las distintas circunstancias personales [100]. Además, esta escala permite valorar la satisfacción.

La valoración es usada para identificar la importancia que la persona le da a distintas actividades y para detectar los cambios en cómo se percibe la persona en el desempeño ocupacional y su satisfacción a lo largo del tiempo. También suele ser utilizada para establecer los objetivos de la intervención [100]. Los pasos para la administración de la evaluación son los siguientes [101]:

1. Identificación de los problemas en la función ocupacional: Consiste en una entrevista en la que el terapeuta realiza una serie de preguntas. Primero en relación a las ocupaciones que la persona quiere trabajar y luego en la satisfacción al realizarlas.
2. Valorización de la importancia: Se asignan puntajes según las prioridades de la persona y permiten establecer un orden de importancia para desarrollar en la intervención. Con esto se logra que la terapia se focalice en las necesidades que plantea la persona.
3. Registro: A partir de las ocupaciones de más importancia de la persona se seleccionan las prioritarias y se vuelve a hacer una valoración: por un lado, cómo la persona valora su realización y por otro cómo la persona valora la satisfacción al realizar dicha ocupación. Se promedian los puntajes de cada nueva valoración que serán luego comparadas para estudiar la evolución.
4. Realización de una nueva valoración: Se analiza la evolución de las áreas identificadas en el primer punto. En caso de que no haya nuevas áreas a tratar el proceso se da por concluido.

A.2.5. SF-36

El cuestionario SF-36 fue desarrollado en Estados Unidos a principios de la década de 1990 [102]. Surge a partir de la falta de medidas para conocer el estado de un individuo como un todo, y no únicamente el estado de cada órgano por separado [103]. Proporciona una valoración del nivel de calidad de vida de una persona, grupo o población a partir de los 36 ítems que lo componen. Al igual que otras

evaluaciones permite comparar los resultados entre distintos grupos poblacionales, con diferentes diagnósticos, y permite detectar mejoras producidas a partir de terapias especializadas.

En el SF-36 se analizan 8 secciones: función física, rol físico, dolor corporal, salud general, vitalidad, función social, rol emocional y salud mental [102]. Además, se incluye otra dimensión que evalúa cómo cree la persona que es su salud comparada a la de un año atrás. En el cuadro (C) se muestra la definición de cada concepto y la cantidad de preguntas.

Conceptos	Preguntas	Significado
Función física	10	Grado en el que la falta de salud limita las actividades físicas de la vida diaria como el cuidado personal, caminar, subir escaleras, agarrar o transportar cargas y realizar esfuerzos
Rol físico	4	Grado en el que la falta de salud interfiere en el trabajo y otras actividades diarias, produciendo como consecuencia un rendimiento menor al deseado, o limitando el tipo de actividades que se pueden llevar a cabo
Dolor corporal	2	Medida de la intensidad del dolor padecido y su efecto en el trabajo habitual y en las actividades del hogar
Salud general	5	Valoración personal del estado de salud, que incluye la situación actual y las perspectivas futuras y la resistencia a enfermarse
Vitalidad	4	Sentimiento de energía y vitalidad, frente a la del cansancio
Función social	2	Grado en el que los problemas físicos o emocionales derivados de la falta de salud interfieren en la vida social habitual
Rol emocional	3	Grado en el que los problemas emocionales afectan al trabajo y otras actividades diarias, considerando la reducción del tiempo dedicado, disminución del rendimiento y del esfuerzo en el trabajo
Salud mental	5	Valoración de la salud mental general, considerando la depresión, ansiedad, autocontrol, y bienestar general

Cuadro A.2.1: Conceptos del cuestionario SF-36

En relación a la puntuación, un mayor puntaje implica un mejor estado en la calidad de vida relacionada con la salud [102].

Existen versiones reducidas de menos ítems que se pueden realizar en 5 a 10 minutos. Sin embargo, estas versiones implican una pérdida en la precisión comparada con la

versión completa [102].

Apéndice B

Normativa vigente

La normativa actual que refiere a dispositivos médicos es muy variada. Por un lado existen regulaciones para la comercialización de dispositivos médicos. Esto incluye la clasificación del dispositivo según su uso previsto, y en función de eso, los requisitos reglamentarios que debe cumplir, los pasos a seguir para el registro y el seguimiento de poscomercialización entre otros.

Además de las regulaciones generales de dispositivos médicos ya mencionadas también hay una serie de normas, estándares y recomendaciones más específicas según el tipo de dispositivo. Dentro de éstas se encuentra una norma sobre usabilidad, otra sobre equipos electromédicos y otra dedicada a la elaboración de *softwares* de uso médico.

Por otra parte, en la normativa local argentina existen leyes y programas que defienden los derechos de las personas con discapacidad para que puedan disponer de productos de apoyo que faciliten la comunicación e independencia para el desarrollo de las actividades de la vida diaria.

B.1. Regulaciones referentes a la comercialización de dispositivos médicos

Existe normativa para el registro de dispositivos médicos y los requisitos a cumplir dependerán en primer lugar de la certificación que se desee obtener. Así por ejemplo si el dispositivo se quisiera comercializar en Estados Unidos debería contar con la aprobación de la FDA (Food and Drug Administration). Si por otra parte quisiera ser comercializado en países de Europa, en la mayoría de los casos, debería cumplir con las exigencias que impone la Unión Europea dentro de la denominada Regulación de

Dispositivos Médicos (MDR por sus siglas en inglés). Por este motivo las certificaciones posibilitan la inserción en nuevos mercados.

El cumplimiento de estas regulaciones implica que el producto en cuestión satisface los requerimientos esenciales de las directivas de EEUU o la Unión Europea según el caso. Más allá de tener la habilitación para poder comercializar un dispositivo en una determinada zona, cumplir con esta normativa da un indicio de que se trata de un dispositivo que ofrece garantía de seguridad y eficacia. En Argentina por ejemplo, el ente regulador de dispositivos médicos y fármacos es la ANMAT (Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica). Si se desea registrar un producto ante este organismo, y el mismo es fabricado en otro país, se debe presentar un Certificado de Libre Venta (CLV) que declare que dicho dispositivo se comercializa al menos en algún país dentro de un listado que incluye países de la Unión Europea, EEUU, entre otros. Para que sea comercializado en estos países debe estar aprobado por la FDA o contar con la marca CE, que es aquella que la Unión Europea entrega a aquellos dispositivos que cumplen con la evaluación de conformidad exigida. Con ese CLV sumado a otros documentos locales la ANMAT emite una disposición que permite la comercialización para ese Producto Médico.

Dado que las regulaciones europeas para comercializar dispositivos médicos están más actualizadas y son más estrictas y rigurosas que muchas otras a nivel mundial y considerando que la empresa OTTAA Project tiene intenciones de desenvolverse en este mercado, se detallará en el presente apéndice un resumen de las cuestiones principales a tener en cuenta al momento de querer registrar un producto del tipo de interfaz cerebro-computadora en el caso de que por su uso previsto se considere un producto sanitario según la normativa de la Unión Europea.

B.1.1. Definición de dispositivo sanitario

Según la normativa vigente (ver sección B.1.2), la UE define en el artículo 2 del capítulo 1 lo que se debe considerar un producto sanitario. En particular incluye a "todo instrumento, **dispositivo**, equipo, **programa informático**, [...] destinado por el fabricante a ser utilizado en personas, por separado o en combinación, con alguno de los siguientes fines médicos específicos:

- diagnóstico, prevención, **seguimiento**, predicción, pronóstico, tratamiento o alivio de una enfermedad,
- diagnóstico, seguimiento, tratamiento, alivio o **compensación de una** lesión

o de una **discapacidad**, [...]”

A partir de esta definición es que dispositivos como el desarrollado en el presente informe podrían quedar comprendidos dentro de los dispositivos sanitarios siempre y cuando se utilicen para compensar una discapacidad. Así por ejemplo si se usara uno de estos dispositivos en una UCI se consideraría un dispositivo médico.

B.1.2. Contexto de las regulaciones

Las reglamentaciones buscan establecer requisitos generales mínimos de cumplimiento de los dispositivos. Con este objetivo se establecieron en la década del ‘90 una serie de directivas que estuvieron vigentes hasta el año 2017. Esta serie de directivas eran las siguientes:

- 90/385/EEC para productos sanitarios (MDD por sus siglas en inglés);
- 93/42/EEC para productos médicos implantables activos (AIMDD por sus siglas en inglés); y
- 98/79/EC para productos *in vitro* (IVDD por sus siglas en inglés).

A partir del 26 de mayo de 2017 estas directivas sufrieron una modificación y las nuevas regulaciones (*) ahora son:

- EU 2017/745 Reglamento de dispositivos médicos (MDR por sus siglas en inglés), reemplazando MDD y AIMDD; y
- EU 2017/746: Reglamento de diagnóstico *in vitro* (IVDR por sus siglas en inglés), reemplazando IVDD.

Cabe destacar que a diferencia de las MDD, las MDR incluyen requisitos particulares para *software* médico.

(*) Estas nuevas regulaciones comenzarán a aplicarse el 26 de mayo de 2021 y 2022 para las 745 y 746 respectivamente.

Para la obtención de la marca CE se debe cumplir una serie de requisitos. Luego estos son evaluados por distintos organismos y en caso de que se cumpla con todo se procede a la emisión de la certificación.

Dos actores fundamentales para la obtención de la certificación CE son las Autoridades

Competentes y los Cuerpos Notificadores ¹. Cada uno de los países del Espacio Económico Europeo (EEE) tiene una Autoridad Competente, que es un organismo dentro del gobierno que incorpora los requerimientos de las directivas a las leyes nacionales y es el organismo responsable del cumplimiento de la ley que regule las directivas dentro de ese país. Además, esta autoridad determina uno o más Cuerpos Notificadores que actúan para asesorar el cumplimiento del fabricante. Luego de las verificaciones correspondientes, incluyendo auditorías para evaluar los sistemas de gestión de la calidad, en caso de que se determine que el fabricante cumple con todos los criterios de la evaluación, emite un certificado CE que es la constancia del cumplimiento de los requisitos del producto.

Esta certificación es aplicable no solo para los países del Espacio Económico Europeo (EEE), es decir todos los países miembros de la UE sumados a Islandia, Liechtenstein y Noruega, sino que también es reconocida en Suiza y Turquía.

B.1.3. Clasificación de los dispositivos médicos

Dado que las certificaciones son la declaración del fabricante de que un dispositivo médico cumple con todos los requerimientos regulatorios que correspondan es necesario conocer cuáles son los requisitos que debe cumplir el producto. Para esto es fundamental clasificar correctamente el dispositivo para luego conocer qué pasos debe seguir para obtener la aprobación (ver sección B.1.4).

La clasificación dentro de MDR del dispositivo dependerá principalmente del riesgo que presenten para el paciente a partir de su diseño y manufactura sumado al uso previsto. Además dependerá de la duración de su uso (transitorio, corto plazo o uso prolongado)², de su dependencia o independencia de una fuente de energía (activo o no activo) y de la interacción con el cuerpo humano (invasivo o no invasivo). Dentro del Anexo VIII de la MDR existen 22 reglas que determinan la clase de cada dispositivo.

En particular el dispositivo tratado en el presente informe correspondería a un dispositivo médico no invasivo de Clase I en caso de que por su uso previsto se considerara un dispositivo sanitario. Esta clasificación surge del capítulo III del anexo

¹Cuerpo notificador: Es una organización designada por cada estado miembro de la unión europea (o por otros países bajo acuerdos específicos) que tienen el objetivo de verificar la conformidad de ciertos productos antes de ser introducidos al mercado.

²Definiciones Uso transitorio: uso previsto continuo de menos de 60 minutos Uso a corto plazo: uso previsto continuo de entre 60 minutos y 30 días Uso prolongado: uso previsto continuo por más de 30 días

ya mencionado, en el que se determina que los productos no invasivos se clasifican en la clase I, excepto que sea aplicable alguna de las reglas siguientes. Esas reglas refieren a productos destinados a conducir o almacenar líquidos, gases o células, productos que modifiquen la composición de células o líquidos, y productos que entren en contacto con tejido lesionado.

B.1.4. Pasos para obtener la aprobación: dispositivo de Clase I

A grandes rasgos, para obtener la certificación de la comunidad europea se deben cumplir los requisitos de la regulación de la comisión europea 2017/745, ya presentada, y conocida como MDR o Regulación de Dispositivos Médicos. Los pasos para obtener esta aprobación para un dispositivo médico son los que se mencionan a continuación.

En primer lugar se debe clasificar el tipo de producto para ver cuáles son los requerimientos que corresponde cumplir. En el caso de dispositivos clase I corresponde la auto-certificación. Tal como lo pide la MDR, se debe implementar un Sistema de Gestión de la Calidad. La mayoría de los fabricantes de dispositivos médicos elige seguir el estándar EN ISO 13485:2016 que es el documento armonizado con la Unión Europea. En caso de que el dispositivo fuera de cualquiera de las otras clases además debería intervenir un Cuerpo Notificador.

Con respecto a la documentación a presentar, se debe preparar un documento técnico con información del dispositivo, su uso previsto, reportes de las pruebas, un documento con la gestión de riesgos, las etiquetas de los productos, entre otros requisitos. Para dispositivos de Clase I, la misma empresa puede certificarse. Para los demás casos, un Cuerpo Notificador debe auditar dicha documentación técnica.

Por otra parte, el fabricante debe elaborar una declaración de conformidad con la normativa europea, según el anexo IV del MDR. Una vez que se cumple con todo lo mencionado se puede proceder al registro propiamente dicho y a solicitar un número único de identificación, que deberá figurar luego en las etiquetas de los documentos regulatorios.

Una vez obtenido el registro, para el caso de los dispositivos de Clase I, se debe mantener actualizada la documentación, por más de que no se exigen auditorías anuales por parte de los Cuerpos Notificadores. Las demás clases sí están exigidas de

percibir auditorías anualmente para asegurar el cumplimiento con la MDR³. En caso de que no se cumpla con lo previsto (por ejemplo si no se mantienen actualizados los reportes) y el fabricante no pase la auditoría, se anula la certificación CE.

B.2. Normas particulares, estándares y recomendaciones

Dentro de la normativa existente para productos sanitarios existen normas o regulaciones generales, como la ISO 13485 o la EN ISO 14971:2019, y otras particulares según el tipo de dispositivo del que se trate.

La EN ISO 13485:2016 es una norma referida al Sistema de Gestión de la Calidad (SGC), tal como lo es la ISO 9001, con la diferencia de que la primera está orientada a la fabricación de dispositivos médicos. Si bien la MDR no exige cumplir con la EN ISO 13485:2016, la mayoría de los fabricantes opta por seguir lo establecido en la ISO previamente mencionada para cumplir con los requerimientos vinculados a procedimientos del SGC. Por otra parte, la EN ISO 14971:2019 contempla la gestión de riesgos para dispositivos sanitarios. El cumplimiento de esta última incluye el desarrollo, la implementación y el mantenimiento de un proceso de gestión de riesgos para equipos médicos. Cabe destacar que la gestión de riesgos es parte de los requisitos de la EN ISO 13485:2016, y por ende, algunos requisitos de esta norma pueden ser satisfechos si se cumple la ISO 14971. Estos estándares aplican a todos los dispositivos médicos, es decir que son genéricos.

Estándares más específicos según el tipo de dispositivo están contemplados en las normas EN IEC 62366 y la IEC EN 60601-1, de usabilidad y equipos electromédicos respectivamente y más particularmente para el *software* en la IEC 62304.

Para el cumplimiento de la MDR se le exige a los fabricantes que cumplan con requerimientos específicos en lo que respecta a la usabilidad. La 62366-1 trata sobre la aplicación de la ingeniería de usabilidad particularmente en los productos sanitarios. Está centrada en el usuario y reúne los requisitos de seguridad aplicados a la ingeniería en dispositivos médicos. Si bien aún la MDR no está armonizada con la IEC 62366, se recomienda cumplimentarla dado que actualmente representa el estado del arte en relación a usabilidad. Por ejemplo el Anexo I (3) exige que haya un sistema de

³Ver artículos 85 y 86 del EU MDR: en el segundo artículo sobre dispositivos Clase IIa, IIb y III, a diferencia del primero que corresponde a dispositivos Clase I, se exige presentar periódicamente un informe de seguridad para cada producto.

1B03. Derechos de las personas con discapacidad: obtención de productos de apoyo

gestión de riesgos durante el **uso previsto** del dispositivo. Ese mismo anexo requiere que se reduzcan los riesgos relacionados al **uso**.

Por otra parte, y tratándose de productos de *software*, la IEC 62304 es el estándar más específico para este tipo de productos. En este estándar se mencionan los procesos del ciclo de vida del *software*.

El estándar IEC 60601 nombra al *software* pero sus requisitos son principalmente sobre la red, la interferencia en *software* y el *hardware*. Incluye los requisitos generales para la seguridad básica, el funcionamiento esencial, la seguridad eléctrica, entre otros.

B.3. Derechos de las personas con discapacidad: obtención de productos de apoyo

En la normativa argentina está incluido el acceso a productos de apoyo para aquellas personas que lo necesiten. Según la Ley 24.901, todas las personas que requieran de productos de apoyo para acceder a la habilitación, rehabilitación, educación, capacitación laboral y/o inserción social, podrán disponer de los mismos. Tal como se detalla en el artículo 2 de la ley mencionada, las obras sociales tienen a su cargo con carácter obligatorio, la cobertura total de las prestaciones básicas enunciadas en la ley, que necesiten las personas con discapacidad afiliadas a las mismas. Por otra parte, aquellas personas que no disponen de una obra social, tienen derecho al acceso de la totalidad de las prestaciones básicas comprendidas en la norma a través de organismos dependientes del Estado.

En el año 2020 la Agencia Nacional de Discapacidad presentó programas para permitir el acceso a productos de apoyo. Algunos de estos ejemplos son el Programa de Apoyos para Personas con Discapacidad y el Programa Banco Descentralizado de Ayudas Técnicas. El primero busca favorecer el acceso a los productos de apoyo que tienen el fin de facilitar el desarrollo de las AVD, mejorar la autonomía y la calidad de vida de las personas con discapacidad. Dentro de este programa quedan definidos los productos de apoyo como aquellos dispositivos, equipos instrumentos o *software* destinados a facilitar la participación, brindar un mayor grado de independencia en las AVD, entre otras. En particular se mencionan aquellos dispositivos tecnológicos o *software* que faciliten la comunicación⁴. Por otra parte el Programa Banco

⁴<https://www.argentina.gob.ar/andis/programa-de-apoyos-para-personas-con-discapacidad> - Fecha de revisión: 13 de diciembre de 2020.

Descentralizado de Ayudas Técnicas es un programa que busca que haya productos de apoyo en organismos gubernamentales para ser entregados en comodato a personas con discapacidad.

Dado que productos como el desarrollado en el presente informe son considerados ayudas técnicas ⁵ o productos de apoyo, quedan incluidos dentro de este tipo de programas. Si bien empresas como OTTAA Project brindan asesoramiento gratuito junto a estudios jurídicos para que aquellas personas que tengan obra social puedan hacer la presentación del pedido, desde la terapia ocupacional (ver sección A.1.2), por medio del tipo de intervención de la abogacía, también quedan comprendidos estos esfuerzos dirigidos a la promoción de la justicia ocupacional y el empoderamiento de las personas con el objetivo de disponer de los recursos para la participación plena en las ocupaciones de la vida diaria.

⁵Según la OMS, una ayuda técnica se define como cualquier ayuda externa (dispositivos, equipos, instrumentos o programas informáticos) fabricada especialmente o ampliamente disponible, cuya principal finalidad es mantener o mejorar la autonomía y el funcionamiento de las personas y, por tanto, promover su bienestar. Las ayudas se emplean también para prevenir déficits en el funcionamiento y afecciones secundarias.

Apéndice C

Glosario

Actividad cerebral espontánea o basal: actividad que no es inducida o influenciada por ningún tipo de tarea, y en particular en ausencia de potenciales evocados.

AIVD: Actividades de apoyo a la vida cotidiana en la casa y en la comunidad que a menudo requieren interacciones más complejas de las utilizadas en las actividades de autocuidado utilizadas en las AVD.

Algoritmos: Conjunto ordenado de operaciones sistemáticas que permite hacer un cálculo y hallar la solución de un tipo de problemas.

AVD: Actividades orientadas hacia el cuidado del propio cuerpo. Estas actividades son fundamentales para vivir en un mundo social; permiten la supervivencia básica y el bienestar.

Bias: Sesgo. En redes neuronales es un término que se suma a las entradas de una neurona pero no dependen de ninguna otra neurona de la capa anterior.

Características: valores, creencias y espiritualidad; funciones corporales y las estructuras corporales que residen dentro de la persona que influyen en el desempeño en sus ocupaciones.

Desempeño ocupacional: Acto de hacer y lograr una acción seleccionada (destrezas de ejecución), actividad u ocupación que resulta de la transacción dinámica entre la persona, el contexto, y la actividad.

Destrezas de ejecución: Acciones dirigidas a objetivos que son observables como pequeñas unidades en las ocupaciones de la vida diaria.

Educación:

- *Como una ocupación:* Actividades involucradas en el aprendizaje y la participación en el ambiente educacional.
- *Como intervención:* Actividades que imparten conocimientos e información acerca de la ocupación, la salud, el bienestar, y la participación, resultando en la adquisición por parte del cliente de comportamientos útiles, hábitos y rutinas que pueden o no requerir aplicación al momento de la sesión de intervención.

Estado estacionario: Respecto a señales refiere al estado en el que sus características no varían con el tiempo.

Función de pérdida:

Generalización: Habilidad de un modelo de clasificar de manera correcta entradas distintas a las utilizadas durante la etapa de entrenamiento.

Índice relación: Concepto utilizado en este informe para describir la división entre la amplitud de la señal adquirida a la frecuencia de estimulación respecto del promedio de las amplitudes de frecuencias vecinas.

Índice resta: Concepto utilizado en este informe para describir la resta entre la amplitud de la señal adquirida a la frecuencia de estimulación y la amplitud promedio de las señales a frecuencias vecinas.

Intervención: Proceso y acciones hábiles adoptadas por los profesionales de la terapia ocupacional en colaboración con la persona para facilitar el compromiso en la ocupación relacionada a la salud y participación.

Juego: Cualquier actividad organizada o espontánea que proporcione disfrute entretenimiento y/o diversión.

Ocio: Actividad no obligatoria que es motivada y comprometida intrínsecamente durante un tiempo discreto, es decir, tiempo en que no se compromete a ocupaciones obligatorias tales como el trabajo, el auto-cuidado, o dormir.

Ocupación: Actividades de la vida diaria en las cuales las personas se comprometen.

Overfitting: Fenómeno que puede presentarse en redes neuronales artificiales cuando por algún motivo, la red es capaz de aprender detalles del conjunto de datos de entrenamiento, no pudiendo generalizar nuevas entradas. Algunos motivos que llevan al *overfitting* son una arquitectura demasiado compleja en relación al problema a

resolver, un set demasiado pequeño de datos de entrenamiento, entre otros.

Participación social: Entrelazamiento de ocupaciones para apoyar la participación deseada en las actividades de la comunidad y la familia, como también en aquellas que involucran a compañeros y amigos

Pesos (o *weights*): En redes neuronales es el término utilizado para definir la intensidad en las conexiones entre neuronas de una capa y las de la siguiente.

Perfil ocupacional: Resumen de la historia ocupacional y experiencias de la persona, patrones de la vida diaria, intereses, valores y necesidades.

Patrones de ejecución: Hábitos, rutinas, roles, y rituales utilizados en el proceso de participación en ocupaciones o actividades; estos patrones pueden apoyar o dificultar el desempeño ocupacional.

Potencial evocado visual: Amplitud de la actividad eléctrica generada a partir de un estímulo visual.

Relación señal-ruido: Medida que compara la amplitud de una señal respecto al ruido de fondo.

Sueño y descanso: Actividades relacionadas con obtener el sueño y un descanso restaurador que apoye la participación activa en otras áreas de la ocupación.

Tierra (en electricidad): Punto que servirá como referencia de tensiones en un circuito.

Trabajo: Ocupaciones comprometidas que son realizadas con o sin recompensa monetaria

***Underfitting*:** Fenómeno que puede presentarse en redes neuronales artificiales cuando el modelo no es capaz de encontrar una representación adecuada de los datos durante la clasificación, es decir que no es capaz de aprender de los datos de entrenamiento. Ocurre cuando la arquitectura del modelo es demasiado simple en relación al problema a resolver.

Bibliografía

- [1] Yijun Wang, Ruiping Wang, Lian Gao, Bo Hong, and Xiaorong Gao. A practical vep-based brain-computer interface. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 14:234–9, 07 2006.
- [2] Mohammed Alhaddad, Mahmud Kamel, and Dalal Bakheet. Ordinal pattern analysis method applied in a p300-based brain computer interface. *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering*, 9, 06 2014.
- [3] Bitbrain. Colocación de electrodos eeg en un layout fijo vs. variable, 2020.
- [4] Surej Mouli, Ramaswamy Palaniappan, Ian P. W. Sillitoe, and John Q. Gan. Quantification of ssvep responses using multi-chromatic led stimuli: Analysis on colour, orientation and frequency. *2015 7th Computer Science and Electronic Engineering Conference (CEEC)*, pages 93–98, 2015.
- [5] Maria A Pastor, Julio Artieda, Javier Arbizu, Miguel Valencia, and Jose C Masdeu. Human cerebral activation during steady-state visual-evoked responses. *Journal of neuroscience*, 23(37):11621–11627, 2003.
- [6] Anna Duszyk, Maria Bierzyńska, Zofia Radzikowska, Piotr Milanowski, Rafał Kuś, Piotr Suffczyński, Magdalena Michalska, Maciej Łabęcki, Piotr Zwoliński, and Piotr Durka. Towards an optimization of stimulus parameters for brain-computer interfaces based on steady state visual evoked potentials. *Plos one*, 9(11), 2014.
- [7] Javier Trujillano, Mariona Badia, Jaume March, Á Pozo, Luis Serviá, and A. Tello. Redes neuronales artificiales en medicina intensiva. ejemplo de aplicación con las variables del mpm ii. *Medicina Intensiva*, 29:13–20, 02 2005.
- [8] OpenBCI Shop. Ganglion board (4-channels).

- [9] Marianna Koctúrová and Jozef Juhár. Comparison of dry electrodes for mobile eeg system. pages 180–183, 2019.
- [10] C Araya, I Fuenzalida, D Henríquez, M Lobos, C Morales, F Nuñez, I Paillao, F Poblete, C Rodríguez, A Rubilar, and K Venegas. Marco de trabajo para la práctica de la terapia ocupacional: Dominio y proceso. 3da edición [traducción]. AOTA, 2014.
- [11] David R Beukelman, Pat Mirenda, et al. *Augmentative and alternative communication*. Paul H. Brookes Baltimore, 1998.
- [12] Agencia Nacional de discapacidad. *Estudio Nacional sobre el Perfil de las Personas con Discapacidad*. Instituto Nacional de Estadística y Censos, 2018.
- [13] Florencia Garro, María Sofía Sappia, and Héctor Andrés Costa. Ssvep-based brain-computer interface as an input device for an alternative communication system: Parameters assessment and case report of performance in a healthy and an als user. In *2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)*, pages 4169–4174. IEEE, 2019.
- [14] Pedro Montero González. Sistemas alternativos y aumentativos de comunicación (saac) y accesibilidad: Bases teóricas de los saac. *Puertas a la lectura*, (4):129–136, 2003.
- [15] Reyes Pérez Urquía. *Habilidades de comunicación y promoción de conductas adaptadas de la persona con discapacidad*. UF0800. Tutor Formación, 2015.
- [16] Gerardo Gabriel García Cossio, Eliana y Gentiletti. Interfaz cerebro computadora (ICC) basada en el potencial relacionado con eventos P300: análisis del efecto de la dimensión de la matriz de estimulación sobre su desempeño. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2:26 – 33, 12 2008.
- [17] Carolina Gentiletti, Gerardo y Tabernig and Rubén Acevedo. Interfaz cerebro-computadora: Estado del arte y desarrollo en argentina. 06 2007.
- [18] JJ Vidal. Toward direct brain-computer communication. *Annual review of biophysics and bioengineering*, 2:157–180, 1973.
- [19] Gert Pfurtscheller and Christa Neuper. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. *Neuroscience letters*, 239:65–68, 1997.
- [20] Jonathan R Wolpaw, Niels Birbaumer, William J Heetderks, Dennis J McFarland, P Hunter Peckham, Gerwin Schalk, Emanuel Donchin, Louis A

- Quatrano, Charles J Robinson, Theresa M Vaughan, et al. Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 8(2):164–173, 2000.
- [21] Haiqiang Wang, Yu Zhang, Nicholas R Waytowich, Dean J Krusienski, Guoxu Zhou, Jing Jin, Xingyu Wang, and Andrzej Cichocki. Discriminative feature extraction via multivariate linear regression for ssvep-based bci. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(5):532–541, 2016.
- [22] Vladimir Bostanov. Bci competition 2003-data sets ib and iib: feature extraction from event-related brain potentials with the continuous wavelet transform and the t-value scalogram. *IEEE Transactions on Biomedical engineering*, 51(6):1057–1061, 2004.
- [23] Eduardo Alonso Rivas, Carlos Rodríguez-Morcillo García, Romano Giannetti, and José Daniel Muñoz Frías. Dispositivos bci. tecnología actual y futuros desarrollos. 2016.
- [24] J Castillo-Garcia, D Delisle-Rodriguez, A Pomer-Escher, E Caicedo, A Frizera, E Rocon, and T Bastos. Propuesta de una interfaz cerebro computador como herramienta de neuro-realimentación.
- [25] Andrea Noelia Bermúdez Cicchino. *Técnicas de procesamiento de EEG para detección de eventos*. PhD thesis, Universidad Nacional de La Plata, 2013.
- [26] Yang Li, Yu Liu, Wei-Gang Cui, Yu-Zhu Guo, Hui Huang, and Zhong-Yi Hu. Epileptic seizure detection in eeg signals using a unified temporal-spectral squeeze-and-excitation network. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(4):782–794, 2020.
- [27] F Ramos-Argüelles, G Morales, S Egozcue, RM Pabón, and MT Alonso. Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas. In *Anales del sistema sanitario de Navarra*, volume 32, pages 69–82. SciELO Espana, 2009.
- [28] Michael L Sananman. Eeg vs. computerized tomography of brain in neurological diagnosis. *Clinical Electroencephalography*, 14(3):116–129, 1983.
- [29] Ioulietta Lazarou, Spiros Nikolopoulos, Panagiotis C Petrantonakis, Ioannis Kompatsiaris, and Magda Tsolaki. Eeg-based brain-computer interfaces for

- communication and rehabilitation of people with motor impairment: a novel approach of the 21st century. *Frontiers in human neuroscience*, 12:14, 2018.
- [30] Neurospec. Dry ag/agcl reusable electrodes - 5mm, 2021.
- [31] JL Blom and M Anneveldt. An electrode cap tested. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 54(5):591–594, 1982.
- [32] Edgar Douglas Adrian and Bryan HC Matthews. The berger rhythm: potential changes from the occipital lobes in man. *Brain*, 57(4):355–385, 1934.
- [33] V.H. Duy, T.T. Dao, I. Zelinka, S.B. Kim, and T.T. Phuong. *AETA 2017 - Recent Advances in Electrical Engineering and Related Sciences: Theory and Application*. Lecture Notes in Electrical Engineering. Springer International Publishing, 2017.
- [34] Idileisy Torres-Rodríguez, Marta Madyuri Pérez de Morales Artilles, and Juan Carlos Oliva Pérez. *Introducción a los Potenciales Relacionados con Eventos, Características y Detección*. GRIN Verlag, 2017.
- [35] Dan Zhang, Alexander Maye, Xiaorong Gao, bo Hong, Andreas Engel, and Shangkai Gao. An independent brain-computer interface using covert non-spatial visual selective attention. *Journal of neural engineering*, 7:16010, 02 2010.
- [36] P García, E Spinelli, Graciela M Toccaceli, and Marcelo A Haberman. Interfaz cerebro computador basada en potenciales evocados visuales de estado estacionario: ensayos preliminares. In *XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011*, 2011.
- [37] Danhua Zhu, Jordi Bieger, Gary Garcia Molina, and Ronald M Aarts. A survey of stimulation methods used in ssvep-based bcis. *Computational intelligence and neuroscience*, 2010, 2010.
- [38] Masaki Nakanishi, Yijun Wang, Yu-Te Wang, Yasue Mitsukura, and Tzyy-Ping Jung. Generating visual flickers for eliciting robust steady-state visual evoked potentials at flexible frequencies using monitor refresh rate. *PloS one*, 9(6):e99235, 2014.
- [39] Zhenghua Wu, Yongxiu Lai, Yang Xia, Dan Wu, and Dezhong Yao. Stimulator selection in ssvep-based bci. *Medical engineering & physics*, 30(8):1079–1088, 2008.

-
- [40] Alan Floriano, Pablo F Diez, and Teodiano Freire Bastos-Filho. Evaluating the influence of chromatic and luminance stimuli on ssveps from behind-the-ears and occipital areas. *Sensors*, 18(2):615, 2018.
- [41] Enrico Calore. Steady state visually evoked potentials detection using a single electrode consumer-grade eeg device for bci applications. *arXiv preprint arXiv:1611.04833*, 2016.
- [42] Danhua Zhu, Jordi Bieger, Gary Garcia Molina, and Ronald M Aarts. A survey of stimulation methods used in ssvep-based bcis. *Computational intelligence and neuroscience*, 2010, 2010.
- [43] Hong hu, Jing Zhao, Hongbo Li, Wei Li, and Genshe Chen. Telepresence control of humanoid robot via high-frequency phase-tagged ssvep stimuli. pages 214–219, 04 2016.
- [44] Anna Chabuda, Piotr Durka, and Jaroslaw Żygierewicz. High frequency ssvep-bci with hardware stimuli control and phase-synchronized comb filter. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, PP:1–1, 09 2017.
- [45] Gernot R Müller-Putz, Reinhold Scherer, Christian Brauneis, and Gert Pfurtscheller. Steady-state visual evoked potential (ssvep)-based communication: impact of harmonic frequency components. *Journal of neural engineering*, 2(4):123, 2005.
- [46] Marcin Jukiewicz and A. Cysewska-Sobusiak. Stimuli design for ssvep-based brain computer-interface. *International Journal of Electronics and Telecommunications*, 62, 02 2016.
- [47] Fang-Cheng Lin, John Zao, Kuan-Chung Tu, Yijun Wang, Yi-Pai Huang, Che-Wei Chuang, Hen-Yuan Kuo, Yu-Yi Chien, Ching-Chi Chou, and Tzyy-Ping Jung. Snr analysis of high-frequency steady-state visual evoked potentials from the foveal and extrafoveal regions of human retina. volume 2012, pages 1810–4, 08 2012.
- [48] Sean Wayne Yen. Stimulus intensity effects on the steady-state visual evoked potential. 2015.
- [49] Walter Stanley Stiles and BH Crawford. The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character*, 112(778):428–450, 1933.

-
- [50] David Regan. An effect of stimulus colour on average steady-state potentials evoked in man. *Nature*, 210(5040):1056–1057, 1966.
- [51] Richard Junior Manuel Godinez Tello, Sandra Mara Torres Müller, André Ferreira, and Teodiano Freire Bastos. Comparison of the influence of stimuli color on steady-state visual evoked potentials. *Research on Biomedical Engineering*, (AHEAD):0–0, 2015.
- [52] Ahmadreza Keihani, Zahra Shirzhiyan, Morteza Farahi, Elham Shamsi, Amin Mahnam, Bahador Makkiabadi, Mohsen R Haidari, and Amir H Jafari. Use of sine shaped high-frequency rhythmic visual stimuli patterns for ssvep response analysis and fatigue rate evaluation in normal subjects. *Frontiers in human neuroscience*, 12:201, 2018.
- [53] Isabel Cordones Cano. Estudio de las características paramétricas, de la dinámica cortical y del papel de la corteza cerebral en la generación de los movimientos oculares exploratorios. 2017.
- [54] Martin C Nwadiugwu. Neural networks, artificial intelligence and the computational brain. *arXiv preprint arXiv:2101.08635*, 2020.
- [55] Aurélien Géron. *Hands-on machine learning with Scikit-Learn, Keras, and TensorFlow: Concepts, tools, and techniques to build intelligent systems*. O’Reilly Media, 2019.
- [56] Cyril Cappi, Camille Chapdelaine, Laurent Gardes, Eric Jenn, Baptiste Lefevre, Sylvaine Picard, and Thomas Soumarmon. Dataset definition standard (dds). *arXiv preprint arXiv:2101.03020*, 2021.
- [57] Miroslav Kubat. Neural networks: a comprehensive foundation by simon haykin, macmillan, 1994, isbn 0-02-352781-7. *The Knowledge Engineering Review*, 13(4):409–412, 1999.
- [58] D.J. Fonseca, D.O. Navarrese, and G.P. Moynihan. Simulation metamodeling through artificial neural networks. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 16(3):177–183, 2003.
- [59] Facundo Bre, Juan Gimenez, and Víctor Fachinotti. Prediction of wind pressure coefficients on building surfaces using artificial neural networks. *Energy and Buildings*, 158, 11 2017.

-
- [60] Carlos Gershenson. Artificial neural networks for beginners. *arXiv preprint cs/0308031*, 2003.
- [61] Field Cady. *The data science handbook*. John Wiley & Sons, 2017.
- [62] H Jabbar and Rafiqul Zaman Khan. Methods to avoid over-fitting and under-fitting in supervised machine learning (comparative study). *Computer Science, Communication and Instrumentation Devices*, pages 163–172, 2015.
- [63] Ochin Sharma. Deep challenges associated with deep learning. In *2019 international conference on machine learning, big data, cloud and parallel computing (COMITCon)*, pages 72–75. IEEE, 2019.
- [64] Aaron E. Maxwell, Timothy A. Warner, and Luis Andrés Guillén. Accuracy assessment in convolutional neural network-based deep learning remote sensing studies—part 1: Literature review. *Remote Sensing*, 13(13), 2021.
- [65] Jose Martinez Heras. Precision, recall, f1, accuracy en clasificación. 2020.
- [66] Margherita Grandini, Enrico Bagli, and Giorgio Visani. Metrics for multi-class classification: an overview. *arXiv preprint arXiv:2008.05756*, 2020.
- [67] Anirudh Pai. Mean squared error cost function. 2021.
- [68] Margherita Grandini, Enrico Bagli, and Giorgio Visani. Metrics for multi-class classification: an overview. *arXiv preprint arXiv:2008.05756*, 2020.
- [69] Tom Fawcett. An introduction to roc analysis. *Pattern recognition letters*, 27(8):861–874, 2006.
- [70] Nagesh Singh Chauhan. Model evaluation metrics in machine learning, 2020.
- [71] Margarita Sordo. Introduction to neural networks in healthcare. *Open Clinical: Knowledge Management for Medical Care*, 2002.
- [72] Nik Khadijah Nik Aznan, Stephen Bonner, Jason Connolly, Noura Al Moubayed, and Toby Breckon. On the classification of ssvep-based dry-eeeg signals via convolutional neural networks. In *2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, pages 3726–3731, 2018.
- [73] Vitoantonio Bevilacqua, Giacomo Tattoli, Domenico Buongiorno, Claudio Loconsole, Daniele Leonardis, Michele Barsotti, Antonio Frisoli, and Massimo Bergamasco. A novel bci-ssvep based approach for control of walking in virtual

- environment using a convolutional neural network. In *2014 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, pages 4121–4128, 2014.
- [74] A Vertesi, J A Lever, D W Molloy, B Sanderson, I Tuttle, L Pokoradi, and E Principi. Standardized mini-mental state examination. use and interpretation. *Canadian Family Physician*, 47(10):2018–2023, 2001.
- [75] Stuart A Montgomery and MARIE Åsberg. A new depression scale designed to be sensitive to change. *The British journal of psychiatry*, 134(4):382–389, 1979.
- [76] Jiyoung Moon, Jieun Yun, Yeo Dae Yoon, Sang-Il Park, Young-Jun Seo, Won-Sang Park, Hye Yong Chu, Keun Hong Park, Myung Yeol Lee, Chang Woo Lee, et al. Blue light effect on retinal pigment epithelial cells by display devices. *Integrative Biology*, 9(5):436–443, 2017.
- [77] Rajesh Singla, Arun Khosla, and Rameshwar Jha. Influence of stimuli color on steady-state visual evoked potentials based bci wheelchair control. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 6(11):1050, 2013.
- [78] Xavier Duart, Eduardo Quiles, Ferran Suay, Nayibe Chio, Emilio García, and Francisco Morant. Evaluating the effect of stimuli color and frequency on ssvep. *Sensors*, 21(1):117, 2021.
- [79] Christoph Guger, Brendan Z Allison, Bernhard Großwindhager, Robert Prückl, Christoph Hintermüller, Christoph Kapeller, Markus Bruckner, Gunther Krausz, and Günter Edlinger. How many people could use an ssvep bci? *Frontiers in neuroscience*, 6:169, 2012.
- [80] Ali Bulent Usakli. Improvement of eeg signal acquisition: An electrical aspect for state of the art of front end. *Computational intelligence and neuroscience*, 2010, 2010.
- [81] Datwyler. Datwyler introduces the softpulse™ long, 2021.
- [82] Georg Stenberg, Ingmar Rosén, and Jarl Risberg. Attention and personality in augmenting/reducing of visual evoked potentials. *Personality and Individual Differences*, 11(12):1243–1254, 1990.
- [83] Saba Ajami, Amin Mahnam, and Vahid Abootalebi. An adaptive ssvep-based brain-computer interface to compensate fatigue-induced decline of

- performance in practical application. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(11):2200–2209, 2018.
- [84] Volkan Çetin, Serhat Ozekes, and Hüseyin Selçuk Varol. Harmonic analysis of steady-state visual evoked potentials in brain computer interfaces. *Biomedical Signal Processing and Control*, 60:101999, 2020.
- [85] Xiaogang Chen, Yijun Wang, Shangkai Gao, Tzyy-Ping Jung, and Xiaorong Gao. Filter bank canonical correlation analysis for implementing a high-speed SSVEP-based brain-computer interface. *Journal of Neural Engineering*, 12(4):046008, jun 2015.
- [86] James Stieger, Steve Engel, Daniel Suma, and Bin He. Benefits of deep learning classification of continuous noninvasive brain-computer interface control. *Journal of Neural Engineering*, 2021.
- [87] Nicholas Waytowich, Vernon J Lawhern, Javier O Garcia, Jennifer Cummings, Josef Faller, Paul Sajda, and Jean M Vettel. Compact convolutional neural networks for classification of asynchronous steady-state visual evoked potentials. *Journal of neural engineering*, 15(6):066031, 2018.
- [88] Ivan Volosyak, Hubert Cecotti, Diana Valbuena, and Axel Graser. Evaluation of the bremen ssvep based bci in real world conditions. In *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 322–331, 2009.
- [89] SMT Müller, PF Diez, TF Bastos-Filho, M Sarcinelli-Filho, V Mut, E Laciari, and E Avila. Robotic wheelchair commanded by people with disabilities using low/high-frequency ssvep-based bci. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada*, pages 1177–1180. Springer, 2015.
- [90] Florencia Garro, Héctor Andrés Costa, Agustín Raviolo, and Marco Moresi. Accesibilidad para sistemas alternativos de comunicación: Diseño y validación de una interfaz cerebro-computadora basada en potenciales evocados visuales. OTTAA Project, 2019.
- [91] A Ávila Álvarez, R Martínez Piédrola, R Matilla Mora, M Máximo Bocanegra, B Méndez Méndez, MA Talavera Valverde, et al. Marco de trabajo para la práctica de la terapia ocupacional: Dominio y proceso. 2da edición [traducción]. *AOTA. Recuperado de www.terapia-ocupacional.com/aota2010esp.pdf*, 2008.

- [92] Nancy Pollock. Client-centered assessment. *American Journal of Occupational Therapy*, 47(4):298–301, 1993.
- [93] Mary F Managh and Joanne Valiant Cook. The use of standardized assessment in occupational therapy: The bafpe-r as an example. *American Journal of Occupational Therapy*, 47(10):877–884, 1993.
- [94] Winnie Dunn, Catana Brown, and Ann McGuigan. The ecology of human performance: A framework for considering the effect of context. *American Journal of Occupational Therapy*, 48(7):595–607, 1994.
- [95] Sally Payne and Claire Howell. An evaluation of the clinical use of the assessment of motor and process skills with children. *The British Journal of Occupational Therapy*, 68:277–280, 06 2005.
- [96] Anders Kottorp, Birgitta Bernspång, and Anne G Fisher. Validity of a performance assessment of activities of daily living for people with developmental disabilities. *Journal of Intellectual Disability Research*, 47(8):597–605, 2003.
- [97] Brenda K Merritt. Validity of using the assessment of motor and process skills to determine the need for assistance. *American Journal of Occupational Therapy*, 65(6):643–650, 2011.
- [98] John Michael Linacre, Allen W Heinemann, Benjamin D Wright, Carl V Granger, and Byron B Hamilton. The structure and stability of the functional independence measure. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 75(2):127–132, 1994.
- [99] Anne G Fisher and Brenda K Merritt. Conceptualizing and developing the amps within a framework of modern objective measurement. *Assessment of Motor and Process Skills*, 1:14–11, 2012.
- [100] Susan E Baptiste, Mary Law, Nancy Pollock, Helen Polatajko, Mary Anne McColl, and Anne Carswell-Opzoomer. The canadian occupational performance measure. *World Federation of Occupational Therapists Bulletin*, 28(1):47–51, 1993.
- [101] Mary C Law, Sue Baptiste, Anne Carswell, Mary Ann McColl, Helene Polatajko, and Nancy Pollock. *Canadian occupational performance measure: COPM*. CAOT Publ. ACE, 1998.

-
- [102] Gemma Vilagut, Montse Ferrer, Luis Rajmil, Pablo Rebollo, Gaietà Permanyer-Miralda, José M Quintana, Rosalía Santed, José M Valderas, Antonia Domingo-Salvany, and Jordi Alonso. El cuestionario de salud sf-36 español: una década de experiencia y nuevos desarrollos. *Gaceta sanitaria*, 19:135–150, 2005.
- [103] John E Ware. Measuring patient function and well-being: Some lessons from the medical outcomes study. In *Effectiveness and outcomes in health care: Proceedings of an Invitational Conference by the Institute of Medicine, Division of Health Care Services*, pages 107–119, 1990.