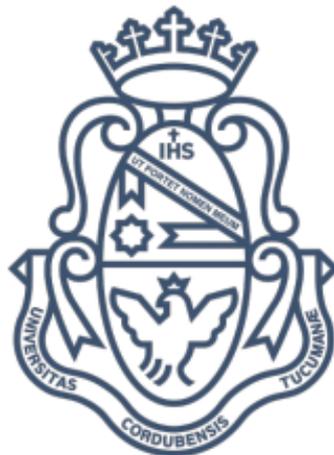


Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Ciencias Exactas Físicas y Naturales
Facultad de Ciencias Médicas
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

Prototipo sensor de variables fisiológicas relacionadas con convulsiones epilépticas tónico-clónicas.



Alumno: Carrizo, Juan Gabriel

Matrícula: 38.737.450

Asesores: Beltramone, Diego Antonio

Arguissain, Federico Gabriel

Curetti, Jose

Flesler, Santiago

García, Ivana Soledad



FCM
Facultad de
Ciencias Médicas



Ingeniería
Biomédica

Tabla de Contenido

1. Agradecimientos.....	5
2. Resumen.....	6
2.1. Palabras clave.....	6
3. Abstract.....	7
3.1. Keywords.....	7
4. Introducción.....	8
4.1. Definición y reseña histórica.....	8
4.2. Prevalencia y desafíos.....	11
4.3. Espacio Epilepsia.....	12
4.4. Causas de la epilepsia.....	14
4.5. Diagnóstico.....	14
4.6. Estado del arte.....	18
4.6.1. Dispositivos comerciales.....	18
4.6.2. Aplicaciones.....	21
5. Objetivos.....	23
5.1. Objetivo General.....	23
5.2. Objetivos Específicos.....	23
6. Marco teórico.....	24
6.1. Clasificación de Epilepsia.....	24
6.2. SUDEP.....	26
6.3. Medición de convulsión tónico-clónica.....	27
6.4. Medición de cada parámetro.....	29
6.4.1. Muscular.....	30
6.4.2. Pulso arterial.....	34
6.4.3. Movimiento.....	40
6.5. Microcontrolador.....	53
7. Dispositivo.....	55
7.1. Circuito final.....	55
7.2. Consumo y autonomía.....	57
7.3. Aplicación en dispositivo móvil.....	58
7.4. Implementación.....	61
8. Pruebas iniciales.....	63
8.1. Metodología.....	63
8.2. Resultados.....	63
8.2.1. Frecuencia cardíaca durante el sueño.....	65
8.2.2. Contracción muscular.....	67
8.2.3. Movimiento.....	68
9. Utilización en voluntaria.....	77
9.1. Quién es Rosario.....	77
9.2. Parámetros normales.....	78
9.2.1. Frecuencia cardíaca y pulso arterial.....	78

9.2.2. Aceleración y giro.....	79
9.2.3. Contracción.....	81
9.3. Convulsión.....	81
9.3.1. Frecuencia cardíaca y pulso arterial.....	81
9.3.2. Aceleración y giro.....	84
9.3.3. Contracción muscular.....	90
9.4. Conclusión.....	92
10. Aspectos a mejorar.....	94
11. Camino a un dispositivo final.....	97
12. Anexo.....	101
12.1. Contrato de confidencialidad de Milagros.....	101
12.2. Consentimiento informado de Milagros.....	103
12.3. Contrato de confidencialidad de Rosario.....	104
12.4. Consentimiento informado de Rosario.....	106
12.5. Costos materiales.....	107
13. Bibliografía.....	108

Índice de figuras

Figura 1. Signos de convulsión.....	9
Figura 2. Cómo ayudar a una persona convulsionando.....	10
Figura 3. Portada “Espacio Epilepsia”.....	12
Figura 4. Actividades de “Espacio Epilepsia”.....	13
Figura 5. Sistema 10-20 EEG.....	15
Figura 6. Ondas EEG normales y epileptiformes.....	16
Figura 7. RMN cerebral.....	18
Figura 8. Nightwatch.....	20
Figura 9. Embraced.....	20
Figura 10. Epilepsy Journal.....	21
Figura 11. Interfaz de Epilepsy Journal.....	22
Figura 12. Clasificación de Crisis Epilépticas.....	25
Figura 13. Anatomía anterior del antebrazo.....	31
Figura 14. Fases convulsión tónico-clónica.....	32
Figura 15. Sensor de contracción muscular.....	33
Figura 16. Colocación de baterías.....	33
Figura 17. Circuito de adaptación.....	34
Figura 18. Tabla referencial taquicardia/bradicardia.....	35
Figura 19. Onda de pulso arterial.....	36
Figura 20. Diversos patrones de pulso arterial.....	37
Figura 21. Anatomía arterial del antebrazo.....	38
Figura 22. Sensor de pulso arterial.....	39
Figura 23. Sensor de fotopleletismografía.....	40
Figura 24. MPU6050.....	42
Figura 25. Orientación ejes de MPU6050.....	43
Figura 26. Principio resorte-masa.....	44
Figura 27. Dedos conductivos en circuito abierto.....	44
Figura 28. Dedos conductivos en contacto.....	45
Figura 29. MPU6050 en microscopio.....	46
Figura 30. Valores de offset.....	48
Figura 31. Ajuste de offset.....	48
Figura 32. Tabla de referencia Giro-Aceleración.....	49
Figura 33. Orientación de ejes respecto a mano.....	50
Figura 34. Relación giro-aceleración en movimientos de bíceps.....	51
Figura 35. Relación giro-aceleración en abducción/aducción.....	51
Figura 36. Tabla orientativa giro-aceleración sobre eje Y.....	51
Figura 37. Relación giro-aceleración en rotación I/E.....	52
Figura 38. ESP 32.....	54
Figura 39. Circuito en placa.....	55
Figura 40. ICL7660.....	56
Figura 41. Funcionamiento ICL7660.....	56
Figura 42. LM7905.....	57
Figura 43. Circuito LM7905.....	57

Figura 44. Consumo.....	58
Figura 45. Logo Serial Bluetooth Terminal.....	59
Figura 46. Interfaz Serial Bluetooth Terminal.....	60
Figura 47. Registro de datos en aplicación.....	60
Figura 48. Plaqueta electrónica.....	61
Figura 49. Apertura del brazalete.....	62
Figura 50. Colocación del brazalete.....	62
Figura 51. Información de archivo generado.....	63
Figura 52. Registro obtenido en Excel.....	64
Figura 53. Gráficas pulso-contracción.....	64
Figura 54. Gráfico pulso arterial.....	65
Figura 55. Cálculo frecuencia cardíaca en vigilia.....	66
Figura 56. Cálculo frecuencia cardíaca en sueño.....	67
Figura 57. Gráfico contracción muscular.....	68
Figura 58. Gráfico giroscopio en prueba.....	69
Figura 59. Movimiento P1 a P2.....	70
Figura 60. Movimiento P2 a P1.....	70
Figura 61. Arriba acelerómetro abajo giroscopio.....	71
Figura 62. Acelerómetro y giroscopio en levantamiento de brazo.....	72
Figura 63. Rotación interna y giro en Y.....	73
Figura 64. Acelerómetro y giroscopio en rotación interna.....	74
Figura 65. Rotación externa.....	75
Figura 66. Acelerómetro y giroscopio en rotación externa.....	75
Figura 67. Búsqueda de voluntarios por Espacio Epilepsia.....	77
Figura 68. Pulso arterial normal Rosario.....	79
Figura 69. Movimiento normal.....	79
Figura 70. Acelerómetro en movimiento normal, 12 segundos.....	80
Figura 71. Giroscopio en movimiento normal, 12 segundos.....	80
Figura 72. Contracción durante el sueño.....	81
Figura 73. Frecuencia cardíaca 90 min. antes de la crisis.....	82
Figura 74. Frecuencia cardíaca 30 min. antes de la crisis.....	82
Figura 75. Frecuencia cardíaca 15 min. antes de la crisis.....	83
Figura 76. Frecuencia cardíaca 30 min. luego de la crisis.....	84
Figura 77. Posición decúbito supino.....	85
Figura 78. Acelerómetro antes de la crisis.....	85
Figura 79. Acelerómetro durante la crisis.....	86
Figura 80. Diferentes episodios medidos por acelerómetro.....	87
Figura 81. Acelerómetro en primer movimiento de gran intensidad.....	87
Figura 82. Acelerómetro en segunda crisis.....	88
Figura 83. Giroscopio en primer movimiento de gran intensidad.....	88
Figura 84. Giroscopio en segundo movimiento de gran intensidad.....	89
Figura 85. Valores G-Ac en final de convulsión.....	89
Figura 86. Recreación de contracción en convulsión.....	91
Figura 87. Circuito corregido.....	94

1. Agradecimientos

A mi familia, por su apoyo incondicional, su confianza en mí, por la felicidad pasada y presente.

A mi compañera de vida, por colaborar en cada triunfo y siempre estar presente.

Al director de este proyecto Diego Beltramone, a mis asesores José Curetti, Santiago Flesler, Federico Arguissain y principalmente a Ivana García, quienes aportaron desinteresadamente al proyecto y colaboraron con cada una de las ideas propuestas.

A Rosario, a Camila y su familia, hubiera sido muy difícil encontrar a personas tan predispuestas a colaborar tan desinteresadamente.

Este inolvidable camino comenzó en un telecentro en la calle Illia de la ciudad de Córdoba Capital, donde un joven Juan, recién graduado de profesor de filosofía, pretendía abrir en su vida otros caminos construidos sobre nuevos descubrimientos, en ese momento atendía su celular, siempre en altavoz, mi padre, Abel Carrizo, que sin notar que me encontraba al borde de una crisis de nervios al decirle que quería estudiar otra carrera y quedarme en Córdoba, sin dudarlo me dió un sí que iba a cambiar mi vida de forma inimaginable. Hoy en honor de esa grandísima persona que nunca dudó de mí, gracias papá querido.

A todos, gracias.

2. Resumen

La epilepsia, una condición neurológica de incidencia global, plantea el desafío crítico de capturar con precisión los patrones fisiológicos durante las crisis epilépticas acaecidas durante el transcurso de las actividades diarias de los pacientes, lo cual es esencial para un diagnóstico acertado. A su vez, es un gran desafío poder sensar datos fisiológicos en las personas planteando como premisa no interferir en las actividades diarias y que a su vez sea un elemento aceptado por el usuario. En respuesta, la ingeniería biomédica emerge como un recurso fundamental, al poder desarrollar dispositivos de medición confiables, que pueden extender el control fuera de un establecimiento de salud.

Este estudio se enfoca en tres pilares interconectados: primero, en la investigación exhaustiva de las diversas manifestaciones de la epilepsia, comprendiendo las complejidades de sus patrones y factores desencadenantes. Segundo, en el diseño, desarrollo y evaluación de un dispositivo dedicado a la medición precisa de patrones fisiológicos en pacientes con epilepsia. Tercero, en la creación de un puente entre los conocimientos obtenidos de la investigación y la aplicación práctica a través del dispositivo propuesto.

El enfoque en la investigación de la patología es crucial. Una comprensión de las características de las crisis, las causas y las variaciones fisiológicas individuales son esenciales para desarrollar un dispositivo que capture datos significativos y útiles. La colaboración con expertos de diversas áreas proporciona una base necesaria para el desarrollo del proyecto.

El dispositivo en cuestión se basa en sensores no invasivos y en la adquisición de datos a través de una plataforma inalámbrica con objetivo de capturar y procesar datos de manera eficiente durante crisis epilépticas, especialmente las de tipo tónico-clónicas. El presente trabajo pretende brindar un potencial impacto significativo, no solo al mejorar la supervisión de pacientes con epilepsia, sino también al contribuir al entendimiento general de la enfermedad.

2.1. Palabras clave

Epilepsia - Convulsiones - Ingeniería - Mediciones - Wearable

3. Abstract

The Epilepsy, a globally prevalent neurological condition, poses the critical challenge of accurately capturing physiological patterns during epileptic seizures occurring in patients' daily activities, crucial for accurate diagnosis. In response, biomedical engineering emerges as a fundamental resource, capable of developing reliable measurement devices that extend control beyond healthcare facilities.

This study focuses on three interconnected pillars: first, exhaustive research into the diverse manifestations of epilepsy, comprehending the complexities of its patterns and triggering factors. Second, the design, development, and assessment of a device dedicated to the precise measurement of physiological patterns in epilepsy patients. Third, the establishment of a bridge between research insights and practical implementation through the proposed device.

Emphasizing pathology research is pivotal. Understanding seizure characteristics, causes, and individual physiological variations is essential for crafting a device that captures meaningful and useful data. Collaboration with experts from diverse fields provides a necessary foundation for project development.

The device in question relies on non-invasive sensors and data acquisition via a wireless platform. Its goal is efficient data capture and processing during epileptic crises, especially tonic-clonic seizures. This work holds significant potential impact, enhancing patient monitoring and enriching the broader understanding of the disease.

3.1. Keywords

Epilepsy - Seizures - Engineering - Measurements - Wearable

4. Introducción

4.1. Definición y reseña histórica

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) la epilepsia se puede definir como: “Trastorno crónico no transmisible del cerebro, que afecta a personas de todas las edades en todo el mundo, y se caracteriza por convulsiones recurrentes no provocadas.” [1] y requiere de dos o más crisis no provocadas dentro de un corto tiempo para su diagnóstico. Las convulsiones pueden ser causadas por fiebre, trastornos glucémicos, traumatismos, abstinencia, etc., considerando que hasta el 10% de las personas de todo el mundo tiene una convulsión a lo largo de la vida, su aparición no implica la presencia de un síndrome epiléptico [2].

Una convulsión puede definirse como un evento súbito en la actividad eléctrica del cerebro que provoca cambios en la función cerebral. Durante una convulsión, las neuronas en el cerebro pueden disparar de manera excesiva y desorganizada, lo que lleva a la aparición de síntomas neurológicos y comportamentales repetitivos o no. Existen varios síntomas para determinar la presencia de una convulsión, la Organización Panamericana de la Salud (OPS) determina que algunos de estos signos son: cambios sensoriales, incontinencia, movimientos involuntarios, confusión, pérdida de conocimiento, etc. [1]

Es fundamental tener presente que los síntomas de cada crisis epiléptica varían según el tipo de epilepsia. Pueden manifestarse situaciones de intenso movimiento y alteración acompañados de una fuerza difícil de controlar para otras personas. También pueden darse episodios más sutiles, en los que sólo los allegados al paciente pueden reconocerlos como crisis epilépticas, como las llamadas "ausencias", en las que la persona puede continuar charlando o experimentar un distanciamiento espontáneo [3]. La diversidad en la presentación de las crisis destaca la importancia de un diagnóstico adecuado y un tratamiento personalizado para cada caso.

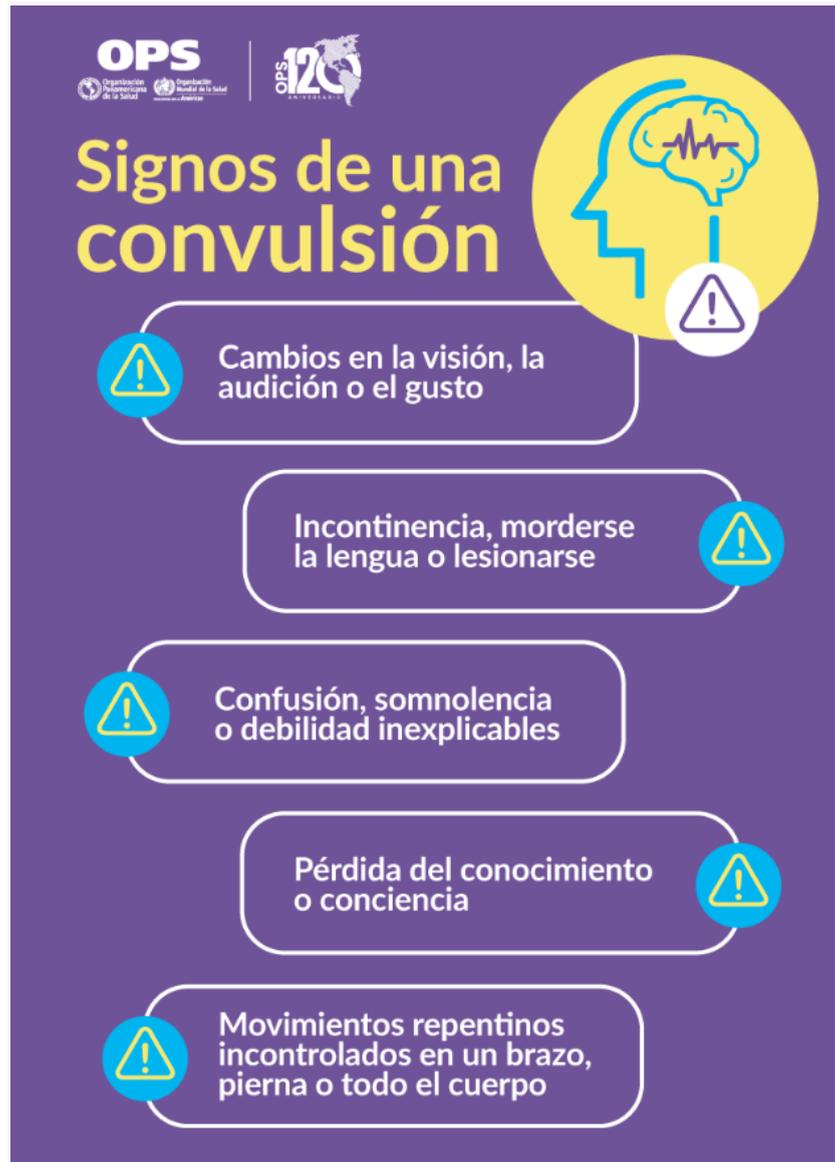


Figura 1. Signos de convulsión

Desde tiempos muy lejanos, la epilepsia ha sido objeto de estigmatización y malentendidos, lo que ha llevado a una discriminación social y un impacto negativo en la calidad de vida de aquellas personas diagnosticadas con la enfermedad, aun si estos fueran personas de gran poder, como Julio Cesar, Alejandro Magno o Calígula, entre otros, de los que se presume tuvieron algún tipo de trastorno neurológico que condicionaba su vida [4]. A pesar de los avances en la medicina y la neurociencia, todavía existen desafíos en el diagnóstico temprano, el tratamiento efectivo y la atención integral de las personas con síndromes epilépticos. Algunos de los mitos más comunes que rodean al mundo de la epilepsia son:

- Poseídos por demonios: En el pasado, se creía que las personas que tenían convulsiones estaban poseídas por espíritus malignos o demonios. Esto llevó al aislamiento social de los afectados y su ocultamiento.
- Contagio: Se creía que la epilepsia era contagiosa, lo que llevaba a la discriminación y el rechazo de las personas afectadas.

- Daño mental: Otro mito común es que las personas con epilepsia tienen un daño mental o son intelectualmente inferiores, lo cual no es cierto. La epilepsia es una condición neurológica y no afecta de forma directa a la inteligencia.
- Ahogarse con la lengua: Es común la creencia de que las personas que tienen convulsiones pueden ahogarse con su propia lengua. En realidad, esto es poco frecuente y no se debe poner objetos en la boca de alguien durante una convulsión para intentar evitarlo, la diseminación de este mito produce complicaciones tanto en las personas que convulsionan como en los que interceden de esta forma, ya que mediante esta práctica pueden generarse ahogamiento o mordidas muy fuertes en los dedos [1].



Figura 2. Cómo ayudar a una persona convulsionando

- Luz parpadeante: Se cree que todas las personas con epilepsia son sensibles a las luces parpadeantes o estímulos visuales, lo que no es cierto. Alrededor de un 2 a 3% de las personas con epilepsia tienen un tipo de fotosensibilidad como desencadenante de las crisis, esto se conoce como epilepsia fotosensible [5].

- Impedimentos para estudiar, trabajar o tener una vida activa: En realidad, los tratamientos y la modificación de hábitos llevan a muchas personas a controlar la epilepsia, permitiéndoles llevar una vida activa y productiva, muchas veces con amplios espacios de tiempo sin presentar crisis.

Es importante desmitificar los conceptos erróneos y promover una mayor conciencia y comprensión de la epilepsia como una condición médica que puede afectar a cualquier persona. La educación y la sensibilización son fundamentales para eliminar el estigma asociado con esta enfermedad y brindar un apoyo adecuado a quienes la padecen.

4.2. Prevalencia y desafíos

La epilepsia es una de las condiciones neurológicas más comunes, afecta a aproximadamente cincuenta millones de personas en el mundo, variando según prevalencia geográfica y situación socioeconómica, siendo aproximadamente el 1% de la población mundial. Esta condición puede tener un gran impacto en la calidad de vida de las personas que reciben este diagnóstico, ya que puede interferir en su capacidad para llevar a cabo actividades cotidianas y puede aumentar el riesgo de lesiones y accidentes. Además, se estima que las personas con epilepsia tienen un riesgo de muerte prematura tres veces mayor al de la población general [2].

Como primera cuestión a tratar, nos situamos frente a un problema común de las patologías relacionadas a estructuras anatómicas neurológicas, las mismas implican un altísimo nivel de complejidad en lo que respecta a su estudio, tratamiento e intervención. Generalmente los tratamientos farmacológicos representan una mejoría en la calidad de vida de algunos pacientes, y aunque generan una respuesta diferente para cada caso, en las mejores situaciones pueden pasar períodos prolongados de tiempo sin tener una crisis. Sin embargo esto no ocurre con personas diagnosticadas con epilepsia fármaco resistente, en la que los tratamientos con dos o más medicamentos antiepilépticos fracasan, provocando una disminución grande en la esperanza y calidad de vida [6]

Por otro lado, el personal médico puede recomendar el uso de cirugía para extraer focos epilépticos particulares, mientras no implique poner en riesgo la calidad de vida de los pacientes, pero existen diversos tipos de epilepsias que parten de focos que no pueden ser extraídos o afectan de forma generalizada al cerebro, como es el caso de la epilepsia generalizada idiopática, que afecta a niños y se debe a causas genéticas.

En Argentina se estima que existen más de 230.000 personas diagnosticadas con epilepsia, de las cuales un 30% presenta una epilepsia resistente a fármacos, según la comisión nacional de evaluación de tecnologías de salud (CONETEC) [7]. Dentro del país este sector de la población se encuentra amparado por la ley

25404/2001 [8] que establece medidas especiales de protección, en la que se garantiza, entre otras cosas, que:

- “Todo paciente epiléptico tiene derecho a acceder a la educación en sus distintos niveles sin limitación alguna que reconozca como origen su enfermedad.” Art 3.
- Las obras sociales deben cubrir las prestaciones de salud de las personas con epilepsia, y si una persona no tiene obra social, el Ministerio de Salud tiene que asegurarles los medicamentos.
- La epilepsia no puede impedir que una persona se presente o ingrese a un trabajo. Tampoco puede impedir el acceso a cargos públicos.

4.3. Espacio Epilepsia

En la actualidad, en nuestro país se encuentran operando diversas fundaciones y organizaciones cuya misión principal es la promoción de la investigación, la educación y la sensibilización en torno a la epilepsia. Estas entidades están comprometidas en mejorar la calidad de vida de aquellos individuos que conviven con esta condición médica, además de brindar apoyo a sus familias y sus círculos sociales.

Una de estas organizaciones es "Espacio Epilepsia", la cual fue fundada por Ivana Soledad García el 1 de abril de 2016, en la ciudad de Córdoba [9]. Esta entidad se dedica a llevar a cabo diversas actividades y programas, tales como capacitaciones, eventos de concientización y grupos de apoyo emocional, que están diseñados específicamente para beneficiar a toda la comunidad de personas afectadas por la epilepsia. Además de esto, Espacio Epilepsia también se involucra activamente en el respaldo de proyectos de investigación que contribuyen al avance del conocimiento en el campo de la epilepsia.



Figura 3. Portada "Espacio Epilepsia"



Figura 4. Actividades de “Espacio Epilepsia”

Un aspecto fundamental de esta organización es su capacidad para conectar a individuos de todo el país, creando una red sólida de apoyo mutuo y compartiendo información crucial para comprender mejor la epilepsia y desmitificarla. La colaboración y el compromiso de la comunidad son esenciales para el éxito de esta iniciativa, ya que se ofrecen espacios para charlas, entrevistas y, lo que es igualmente importante, la participación activa de voluntarios que se implican en la realización de pruebas y actividades relacionadas con la epilepsia. En su página de Instagram, Espacio Epilepsia tiene casi 13.000 seguidores de toda la Argentina y también de otros países.

Los medios de comunicación son diversos: Instagram, Youtube y Facebook [9], durante 2023 se organizaron charlas en vivo transmitidas por Instagram y Youtube en donde se abordaron temas como: Epilepsia en adolescentes, sexualidad y epilepsia, Epilepsia en bebés y niños, superando todas los 600 oyentes, en donde profesionales como doctores, enfermeros e ingenieros brindaban información gratuita a todos los participantes.

Es importante subrayar que en el contexto de este proyecto en particular, la participación de Espacio Epilepsia ha resultado trascendental. Esta organización ha actuado como un puente personal que ha permitido el contacto directo con personas

que experimentan la epilepsia en su día a día. Propiciando una comprensión completa y enriquecedora de los desafíos que enfrentan, y ha sido un elemento clave en la búsqueda y la participación de voluntarios interesados en contribuir al desarrollo exitoso del proyecto. En resumen, Espacio Epilepsia se ha convertido en un actor fundamental en la causa de la epilepsia, promoviendo la empatía, la comprensión y la participación activa de la comunidad en la lucha contra esta condición.

4.4. Causas de la epilepsia

Las causas de la epilepsia son múltiples, pudiendo ser genéticas, provocadas por lesiones, traumatismos, accidentes cerebrovasculares (ACV), tumores, infecciones cerebrales [6]. Provocando un estado en que, bajo determinadas condiciones, genera una descarga eléctrica excesiva en grupos de neuronas de diferentes áreas del cerebro, las crisis pueden desencadenarse sin un motivo claro o por una situación estresante, un descanso inadecuado, un estímulo, etc., esto condiciona a los pacientes ya que cada situación que genere un altibajo emocional o el olvido de la medicación puede provocar una crisis epiléptica.

Como veremos a lo largo del trabajo, la clasificación tanto de los tipos de epilepsia como también de las clases de crisis epilépticas es un tema de debate todavía en desarrollo dentro del ambiente académico [10], aunque como primera aproximación podemos identificar dos tipos de crisis: las **no motoras** y las **motoras**. Las primeras se caracterizan por un cambio de estado mental, sensitivo, cognitivo y emotivo, pudiendo presentarse en cada caso una combinación de estos factores o cada uno en forma particular. Las convulsiones motoras pueden presentar diversos patrones, entre las más características encontramos principalmente tres tipos, las tónicas, que presentan un aumento del tono muscular durante muchos segundos o varios minutos inclusive, las mioclónicas, que provocan una o una serie de contracciones musculares breves y las atónicas, en las que pueden observarse una pérdida súbita del tono muscular por un tiempo breve, principalmente en cabeza, cuello y hombros [11].

4.5. Diagnóstico

Ante la manifestación de los primeros síntomas, el primer paso en lo que respecta al diagnóstico implica la consulta médica y la revisión de los historiales clínicos por parte de los profesionales de la salud, pudiendo emerger la posibilidad de que la epilepsia sea una causa subyacente. Ante esta sospecha, se plantea primeramente la realización de un electroencefalograma (EEG) como un paso fundamental en el proceso diagnóstico.

Electroencefalograma

El electroencefalograma (EEG) representa una herramienta invaluable en el diagnóstico, tratamiento e investigación de la epilepsia [12], es un procedimiento no invasivo y altamente informativo que funciona a través de electrodos posicionados en el cuero cabelludo según los sistemas 10-5, 10-10 o 10-20, permite capturar la actividad eléctrica del cerebro en tiempo real. En esencia, esta prueba despliega una visión precisa sobre las variaciones eléctricas que acontecen en el tejido cerebral, proporcionando una gran herramienta para comprender su funcionamiento [13].

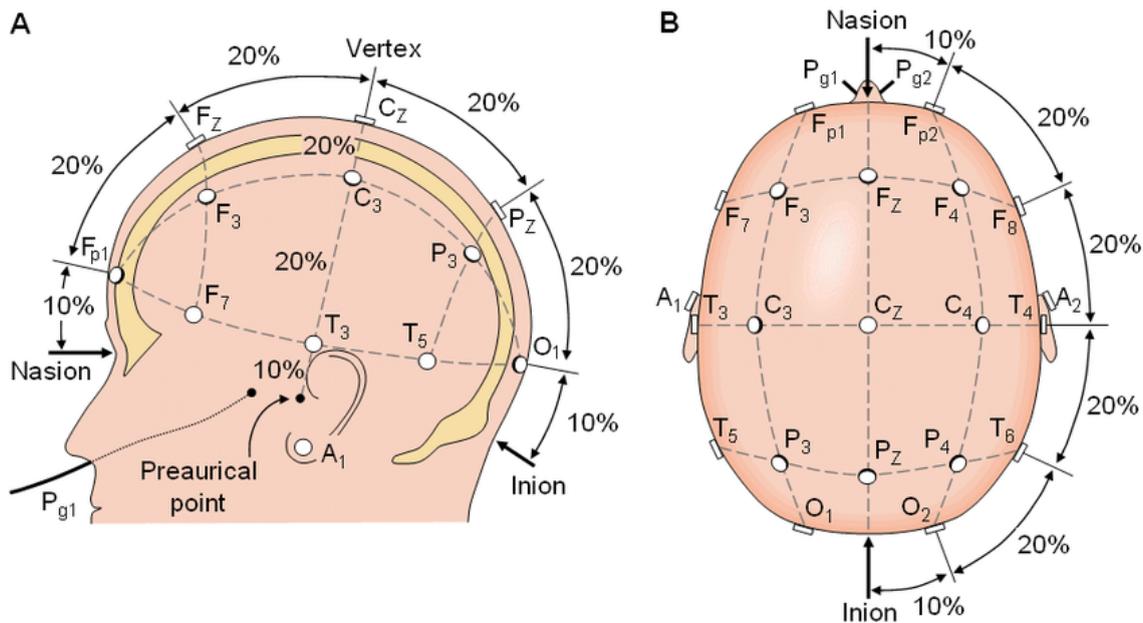


Figura 5. Sistema 10-20 EEG.

Debido a la complejidad que implica el estudio y la comprensión de los resultados del EEG, como también a la imposibilidad de utilizarlo como medio de análisis durante la cotidianidad, su detalle dentro del presente proyecto no pretende ahondar en gran profundidad, sino sólo hacer un pequeño resumen de su utilización dentro del proceso de diagnóstico de la epilepsia.

Durante un EEG, se analizan y categorizan una variedad de ondas cerebrales que fluctúan en frecuencia e intensidad. Entre estas, destacan las ondas Alfa, Beta, Theta y Delta, cada una de las cuales se asocia con estados mentales y niveles de actividad cerebral distintos. Por ejemplo, en el estado de vigilia, es normal observar la preeminencia de ondas Alfa, cuyas frecuencias se sitúan típicamente entre 8 y 12 Hz, y ondas Beta, que oscilan entre 12 y 30 Hz [14]. Las ondas Alfa, en especial, reflejan un estado de relajación o vigilia tranquila, mientras que las Beta tienden a surgir en contextos de mayor actividad mental.

Por otra parte, en momentos de reposo y relajación, se revela una mayor presencia de ondas Theta, que prevalecen en la fase transicional entre la vigilia y el sueño. La presencia de estas ondas Theta, normalmente oscilantes en un rango de 4 a 8 Hz, refleja la travesía del cerebro hacia estados de mayor relajación y tranquilidad [14]. Finalmente, durante el sueño profundo, emergen las ondas Delta,

cuyas bajas frecuencias -de entre 0.2 a 4 Hz- indican una actividad cerebral aún más calmada y un descanso profundo [13].

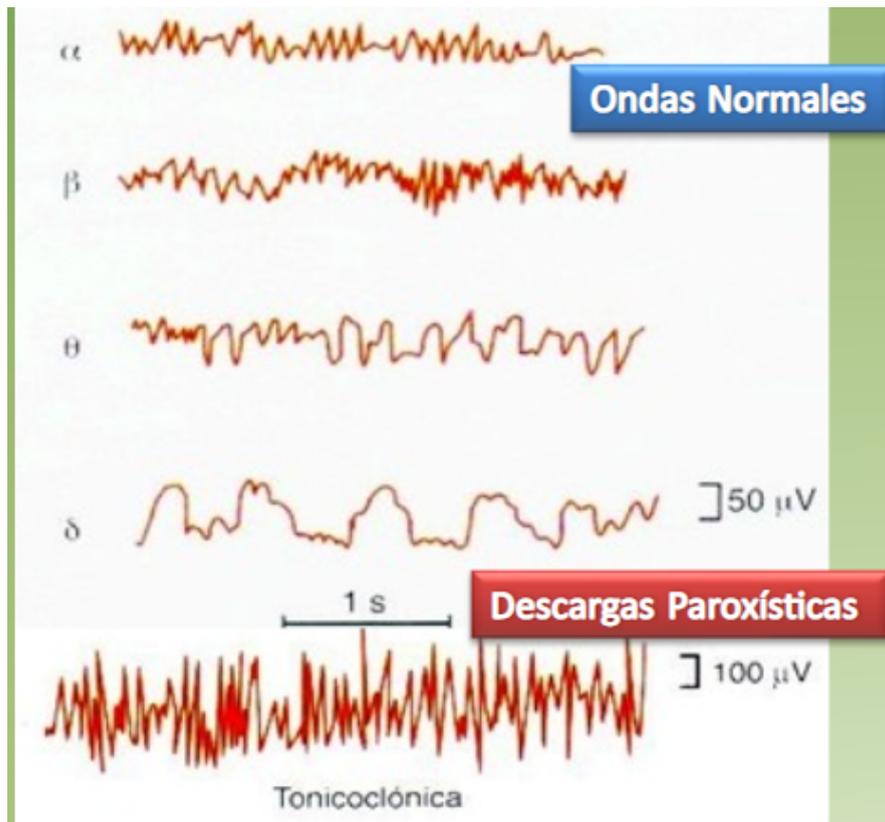


Figura 6. Ondas EEG normales y epileptiformes

La actividad epileptiforme tiene como características principales morfología aguda, disruptiva del ritmo de base, mayor amplitud, polaridad negativa y, en el caso de algunas epilepsias, distribución focal.

El análisis detallado de las ondas cerebrales aporta información de gran valor en el diagnóstico de la epilepsia y otras afecciones neurológicas. Al detectar patrones anormales, como picos o descargas epileptiformes, el EEG brinda un buen comienzo para comprender las patologías neurológicas y las posibles disfunciones en la actividad eléctrica cerebral. Es importante destacar que la presencia de actividad epileptiforme no implica necesariamente el diagnóstico de epilepsia, son necesarios estudios complementarios para confirmarlo y evitar falsos positivos causados por incidencias normales de aspecto epileptiforme [14].

Es importante destacar que el EEG presenta una limitada resolución espacial, lo que hace necesario complementarlo con otros tipos de estudios. En este contexto, surge la resonancia magnética nuclear (RMN) como una opción a considerar, la cual será abordada posteriormente en este trabajo. Además, entre las alternativas entre el EEG y la RMN, cabe mencionar el electrocorticograma (ECoG), que ofrece una mayor resolución espacial.

El ECoG, también conocido como registro cortical intracraneal, implica la colocación de electrodos directamente sobre la superficie del cerebro. Esta técnica

se utiliza principalmente en situaciones donde se planifica una intervención neuroquirúrgica, como la resección de un foco epiléptico, para obtener información más detallada y precisa sobre la actividad cerebral. A diferencia del EEG, que registra la actividad eléctrica cerebral a través del cuero cabelludo y el cráneo, el ECoG elimina las barreras físicas adicionales, lo que resulta en una resolución espacial significativamente mejor.

El ECoG permite la detección y mapeo detallado de patrones de actividad cerebral, lo que es esencial en casos de epilepsia, tumores cerebrales u otras afecciones neurológicas que requieren una precisión extrema en la localización de las regiones cerebrales involucradas. Esta técnica se ha convertido en una herramienta valiosa en la investigación y la práctica clínica de la neurocirugía, permitiendo una planificación quirúrgica más precisa y mejorando los resultados para los pacientes.

Resonancia magnética nuclear

La resonancia magnética nuclear (RMN) desempeña un papel crucial en el diagnóstico integral de la epilepsia, su aplicación en este contexto permite visualizar la estructura cerebral y detectar posibles anomalías que puedan estar relacionadas con la epilepsia. La RMN brinda información valiosa sobre la morfología cerebral, la presencia de lesiones, tumores, malformaciones y otras condiciones que podrían ser responsables de los episodios epilépticos [15].

Dentro del proceso diagnóstico de la epilepsia, la RMN suele requerirse dentro de los primeros estudios, ya que puede revelar lesiones que no son perceptibles en otros estudios de imágenes convencionales. Muchas de las lesiones que causan epilepsia refractaria, es decir, aquella que no responde adecuadamente a los tratamientos convencionales, son detectables mediante una RMN estructural. Estas lesiones pueden abarcar desde malformaciones cerebrales congénitas hasta cicatrices de tejido cerebral debido a eventos previos, como traumas o infecciones.

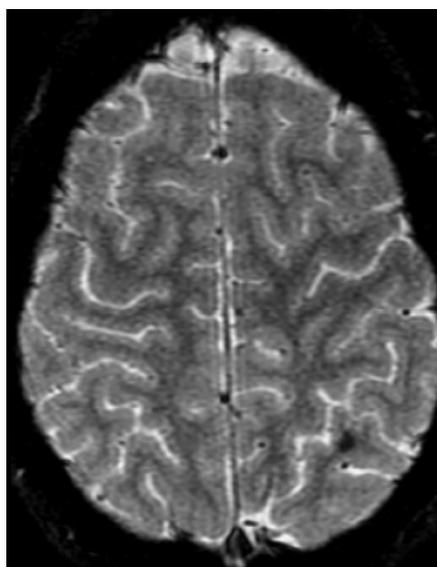


Figura 7. RMN cerebral

Al identificar la ubicación precisa de las lesiones, la RMN ayuda al equipo médico a tomar decisiones informadas sobre la posibilidad de realizar cirugía para tratar la epilepsia o en su defecto encontrar el tratamiento más conveniente [15]. Además, la información proporcionada por la RM puede ayudar a planificar la cirugía de manera más precisa, minimizando los riesgos y maximizando los resultados.

Mediante la historia clínica, el electroencefalograma y la resonancia magnética se pueden diagnosticar la gran mayoría de los síndromes epilépticos y proyectar un tratamiento para cada caso. Si aún persisten dudas por parte del equipo médico pueden realizarse estudios de mayor complejidad como un videoelectroencefalograma (VEEG) o una tomografía de emisión de positrones (PET) que, mediante un trazador que contiene glucosa marcada con un isótopo radiactivo, como el flúor-18. La glucosa radiactiva se inyecta en el torrente sanguíneo del paciente. El trazador se acumula en las áreas del cerebro que tienen una actividad metabólica más alta, llamada zona hipermetabólica, lo cual es común en las zonas donde ocurren las crisis epilépticas, permitiendo detectar zonas de aparente normalidad anatómica que no pueden ser observadas mediante los estudios con EEG o RM.

4.6. Estado del arte

4.6.1. Dispositivos comerciales

Las mediciones de los patrones fisiológicos que están relacionados con la epilepsia siguen siendo un desafío debido a la complejidad de esta condición. Como se explicó anteriormente, la epilepsia se caracteriza por la presencia de crisis recurrentes, que pueden variar en su duración, frecuencia e intensidad, y también pueden estar asociadas con una amplia variedad de síntomas y signos clínicos.

Para obtener mediciones valorables en su estudio, es necesario utilizar técnicas que permitan la adquisición de datos fiables y precisos. Sin embargo, esto puede ser difícil debido a la misma naturaleza impredecible de las crisis. En muchos casos, las convulsiones pueden ser breves y ocurrir de forma repentina e inesperada, lo que hace que la medición sea imposible si no es acompañada por una monitorización constante.

Además, los patrones fisiológicos de la epilepsia pueden ser difíciles de interpretar. La actividad eléctrica anormal en el cerebro que causa las convulsiones puede manifestarse de diferentes maneras, lo que hace que la identificación y la interpretación de los patrones fisiológicos implique una gran complejidad.

Por último, aunque existen diversas técnicas para medir los patrones fisiológicos de la epilepsia, algunas de ellas pueden ser invasivas o requerir la colocación de electrodos en el cerebro, lo que puede ser costoso y no está

disponible para todas las personas. Además de elaborar un diagnóstico basado en un escenario completamente ajeno a la vida cotidiana.

Determinar los cambios fisiológicos relacionados de forma directa con la epilepsia sigue siendo un desafío debido a la complejidad y la imprevisibilidad de la enfermedad, la variabilidad en la manifestación de la actividad eléctrica anormal en el cerebro, y la limitación de las técnicas de medición disponibles. A pesar de estos desafíos, los avances tecnológicos continúan proporcionando nuevas herramientas y enfoques para la medición de las señales fisiológicas durante los episodios preictales, ictales y postictales, lo que puede mejorar el diagnóstico y el tratamiento de la enfermedad.

Los dispositivos actuales incluyen sensores de movimiento, monitores de sueño, temperatura y actividad electrodérmica, que permiten a los pacientes y sus cuidadores supervisar su actividad fisiológica y detectar cualquier cambio que pueda indicar la aparición de una crisis epiléptica. Además, dispositivos implantables como los estimuladores del nervio vago también se han utilizado para tratar la epilepsia. Algunos de estos dispositivos son:

NightWatch

Wearable fabricado por la empresa LivAssured, es un dispositivo de uso nocturno usado para la detección de convulsiones nocturnas principalmente en niños, procurando mantenerlos monitoreados mientras otorga a los padres un correcto descanso.

El monitoreo se basa en la medición de la frecuencia cardíaca como también del movimiento, enviando las mediciones a una base que se encarga de activar alarmas si se detecta patrones coincidentes con una convulsión. Este dispositivo muestra falsos positivos cuando se trata de pacientes que suelen moverse mucho durante las noches, aunque para episodios de convulsiones graves muestra un porcentaje de aciertos de aproximadamente el 91%, según estudios realizados por la misma empresa [16].



Figura 8. Nightwatch

Hoy en día, Nightwatch no se encuentra disponible para la compra, por lo que puede considerarse que todavía se encuentra en fase de desarrollo.

Embraced

Dispositivo en formato de pulsera lanzada al mercado por la empresa Empatica. Basa sus mediciones en la actividad electrodérmica, síntomas cardiovasculares, temperatura periférica de la piel y acelerometría, generando un estudio de tiempo real transmitido a uno o varios dispositivos móviles por medio de conexión bluetooth a la aplicación Mate, que es capaz de emitir una alarma sonora y vibración, alertando a las personas cercanas sobre el estado del usuario [17].



Figura 9. Embraced

Otra característica importante de Embraced es su capacidad para generar una base de datos, esto es útil para el seguimiento del usuario por parte del equipo médico. Su precio es de 300 euros y se encuentra disponible en Europa y EEUU.

Dispositivo desarrollado

El dispositivo diseñado para este proyecto integrador se enfoca en las convulsiones motoras de tipo tónico-clónico. Estas convulsiones pueden incluir pérdida de conciencia, seguidas de fases de fuerte contracción tónica y series de contracciones mioclónicas, generalmente en ese orden, aunque pueden variar.

En base a los desarrollos previos de dispositivos mencionados, se considera como meta combinar lo más conveniente de cada uno para obtener un equipo de medición no invasivo, inalámbrico, resistente a fallas de conexión, cómodo y asequible, capaz de generar una base de datos precisa con mediciones en tiempo real. Esta tesis proyecta un esfuerzo interdisciplinario que combina de manera innovadora aspectos tecnológicos y médicos para abordar el estudio de la epilepsia,

captando parámetros fisiológicos relevantes para luego interpretar los datos recopilados con la ayuda de profesionales de la salud.

Para lograr esto, primero se realizará un desarrollo teórico profundo para comprender la naturaleza de la epilepsia, sus manifestaciones clínicas y el impacto que tiene en la vida cotidiana de las personas que la padecen. Además, se presentarán entrevistas con personas voluntarias que viven con la enfermedad, lo que ofrecerá una perspectiva valiosa y empática sobre sus experiencias y desafíos.

Una vez establecidos los fundamentos teóricos y empíricos, se procederá a identificar los parámetros más relevantes para medir en tiempo real durante las convulsiones de tipo tónico-clónico. Estos incluirán el pulso arterial, frecuencia cardíaca, aceleración muscular y contracción muscular. El dispositivo estará diseñado para capturar esta información de manera precisa y confiable, sin requerir procedimientos invasivos que puedan causar incomodidad o molestias a los pacientes.

4.6.2. Aplicaciones

Hay muchas aplicaciones disponibles para supervisar la epilepsia, y una de las más populares es "Epilepsy Journal". Esta app, disponible en Playstore, permite a los pacientes registrar sus ataques epilépticos una vez que han ocurrido. En ella, los pacientes pueden anotar una variedad de detalles, como sus síntomas, posibles desencadenantes, su actividad y ubicación en el momento del episodio. Esta información es sumamente útil para compartir con el médico y mejorar la gestión de la enfermedad.



Figura 10. Epilepsy Journal

Adicionalmente, esta aplicación presenta la información de manera clara mediante gráficos que facilitan la identificación de tendencias y patrones a lo largo del tiempo. También, tiene la capacidad de recordar al paciente cuándo debe tomar su medicación [18].

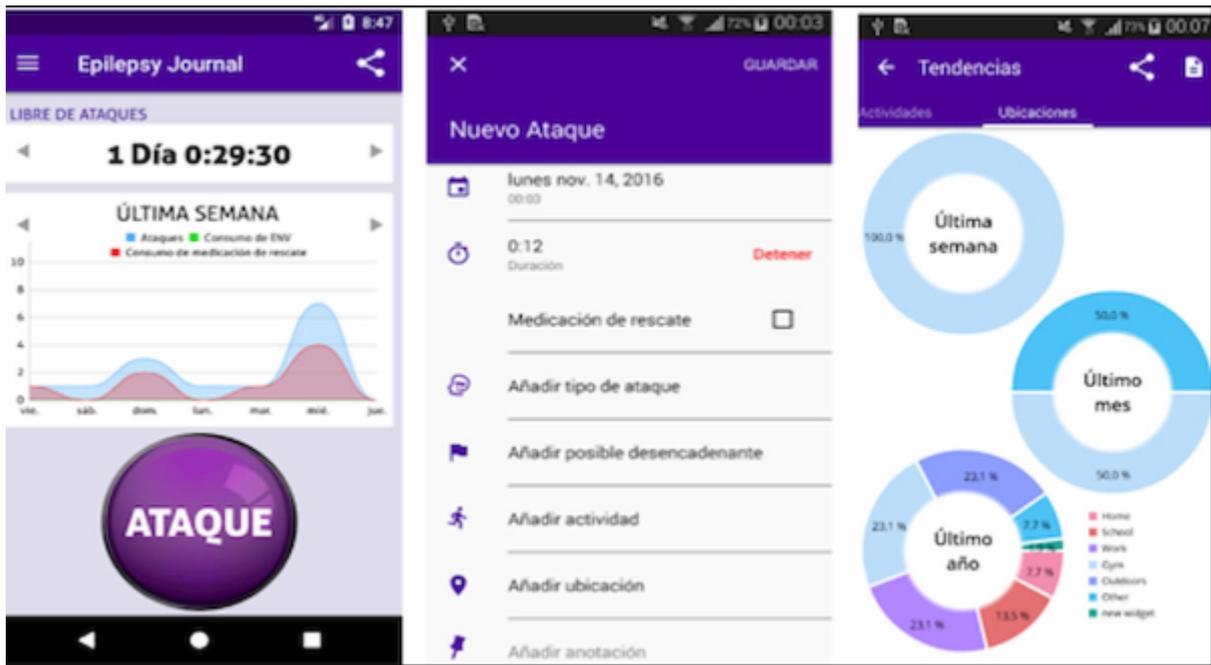


Figura 11. Interfaz de Epilepsy Journal

La gran mayoría de aplicaciones relacionadas a la epilepsia funcionan de esta manera, como un recordatorio interactivo en donde puede detallarse información de cada crisis y los medicamentos usados, para tener un seguimiento exhaustivo de la enfermedad.

Es conveniente tener en consideración cuál va a ser la forma de comunicación entre el brazalete o dispositivo destinado a la toma de datos del paciente con respecto al móvil o equipo con el que interactúa el usuario, para así poder delimitar en donde se guardará la información, como se configurará, etc.

Una vez contempladas estas consideraciones, resultará útil diseñar una vinculación entre aplicaciones, que pueda tomar la información pasada del usuario e interpretarla dentro de su base de datos, tomando valor la historia clínica personal recabada por el paciente mediante el uso de otras aplicaciones.

5. Objetivos

5.1. Objetivo General

- Medir parámetros fisiológicos en episodios de crisis epilépticas con convulsiones tonicoclónicas durante el sueño

5.2. Objetivos Específicos

- Interpretar cuáles son los síntomas propios de estos episodios para la detección y predicción en posteriores trabajos
- Comprender los parámetros fisiológicos comunes en convulsiones tonicoclónicas.
- Desarrollar los distintos métodos de adquisición de los parámetros a medir estableciendo ventajas y desventajas de cada uno.
- Diseñar e implementar un prototipo de dispositivo de adquisición y su software asociado.
- Generar una base de datos con los valores medidos.

6. Marco teórico

6.1. Clasificación de Epilepsia

Como se detalló anteriormente, no es una tarea sencilla clasificar los tipos de epilepsia de forma tajante sin caer en ambigüedades o sin dejar de lado casos particulares, por ende es imperativo reconocer que cada caso comprende una complejidad singular y, si bien puede corresponderse principalmente con alguna clasificación, es común que presente características propias de otro tipo, como diversos patrones de manifestación, respuestas diferentes a los mismos medicamentos con períodos de crisis más o menos frecuentes, etc.

Según la ILAE (International League Against Epilepsy) la epilepsia puede dividirse en cuatro tipos [19]:

- a. Epilepsia generalizada: asociadas con patrones de EEG epileptiformes generalizados, como actividad generalizada de puntas y ondas, relacionado mayormente con una etiología genética.
- b. Epilepsia focal: pueden tener patrones típicos de EEG interictal y/o ictal que acompañan a los tipos de crisis focales (como ondas focales agudas). Las epilepsias focales pueden ser unifocales, multifocales o hemisféricas.
- c. Epilepsia generalizada-focal: con señales de EEG comunes a ambos tipos de epilepsia, común en pacientes con síndrome de Dravet y síndrome de Lennox Gastaut.
- d. Epilepsia desconocida: no es posible indicar si es focal, generalizada o combinación de focal y generalizada al no generarse un EEG concluyente.

Toda forma de epilepsia puede manifestarse con diferentes tipos de crisis, y con respecto a estas, también pueden clasificarse de la siguiente forma:

Clasificación de crisis epilépticas		
De inicio generalizado	De inicio motor	Tónicas Mioclónicas Tónico-clónicas Atónicas
	De inicio no motor	Ausencia típica Ausencia atípica Ausencia mioclónica Ausencia mioclónica palpebral
De inicio focal	Por función de inicio	Consiente Consiente alterada Inicio motor Inicio no motor (sensorial, cognitivo, emocional, autonómico)
	Por localización lobular	Frontal Parietal Occipital Temporal
	Focal a Bilateral tónico-clónica	
	Lateralización hemisférica	

Figura 12. Clasificación de Crisis Epilépticas

Una convulsión clónica se caracteriza por presentar espasmos rítmicos sostenidos bilateralmente y pérdida del conocimiento. Durante una crisis convulsiva de este tipo, una persona puede experimentar movimientos violentos y repetitivos de los músculos, como sacudidas de los brazos, piernas o cabeza. Estos movimientos pueden ser muy notorios y hacer que la persona se balancee hacia adelante y hacia atrás o hacia los lados [3].

El término "clónico" también puede referirse a otros movimientos del cuerpo, como en el caso de la mioclonía, una condición en la que una persona experimenta contracciones musculares involuntarias y rítmicas en diferentes partes del cuerpo.

Las convulsiones tónico-clónicas representan un interés especial en el contexto de la recopilación de datos fisiológicos. Esto se debe a su compartida similitud con otros tipos de convulsiones, presentando fenómenos como el incremento de la frecuencia cardíaca y la ejecución repetitiva y vigorosa de movimientos; dichos movimientos pueden ser cuantificados y analizados con el propósito de discernir pautas identificativas. A partir de este punto, se estructuran los fundamentos que justifican la medición de cada parámetro seleccionado. Además, se proporciona una breve síntesis de las consideraciones anatómicas y fisiológicas relevantes en la región de interés.

La metodología de medición elegida es delineada en base a la consideración tanto del enfoque anatómico como de los principios fisiológicos inherentes. Los instrumentos y recursos empleados en la ejecución de la medición comprenden principalmente elementos electrónicos. Estos dispositivos actúan como

intermediarios, facilitando la captura y procesamiento de los datos fisiológicos derivados de las convulsiones tónico-clónicas.

Se anticipa que los resultados obtenidos mediante esta metodología proporcionarán una comprensión más profunda de los aspectos fisiológicos intrínsecos a las convulsiones tónico-clónicas. Esta información es esencial para la identificación de patrones distintivos y, en última instancia, podría contribuir al refinamiento de enfoques diagnósticos y terapéuticos relacionados con trastornos convulsivos.

6.2. SUDEP

La muerte súbita inesperada en la epilepsia (SUDEP, por sus siglas en inglés *Sudden Unexpected Death in Epilepsy*) es un fenómeno trágico y preocupante que ha sido objeto de estudio en la comunidad médica y científica durante varios años. SUDEP se refiere a la muerte inesperada de una persona con epilepsia que no se debe a una causa aparente, como un traumatismo craneal o una sobredosis de medicamentos antiepilépticos. Según los conocimientos actuales durante la fase postictal temprana se producen -probablemente causados por crisis tónico-clónicas generalizadas- alteraciones de las funciones cardíacas y respiratorias que finalmente resultan en un paro cardiorrespiratorio [18].

Se han identificado varios factores de riesgo que aumentan la probabilidad de que una persona con epilepsia experimente SUDEP. Algunos de estos incluyen [20]:

- a. Frecuencia de las convulsiones: Las personas con convulsiones tonicoclónicas frecuentes tienen un mayor riesgo de SUDEP en comparación con aquellas que tienen convulsiones menos frecuentes.
- b. Edad: La edad es un factor de riesgo, con una mayor incidencia de SUDEP en personas jóvenes con epilepsia.
- c. No adherencia al tratamiento: No tomar los medicamentos antiepilépticos de manera regular y en las dosis prescritas aumenta el riesgo de SUDEP.
- d. Epilepsia no controlada: La falta de control de las convulsiones aumenta el riesgo de SUDEP.

Mecanismos Subyacentes: Aunque los mecanismos exactos que causan SUDEP no pueden corresponderse directamente con un mecanismo u otro, se presentan algunos que pueden predisponer su ocurrencia:

- a. Arritmias cardíacas: las convulsiones pueden provocar arritmias cardíacas, lo que puede llevar a un paro cardíaco y, finalmente, a la muerte [20].
- b. Disfunción respiratoria: Durante una convulsión, la respiración puede verse comprometida. Esto puede llevar a la hipoxia (falta de oxígeno en el cuerpo), lo que a su vez puede desencadenar un fallo cardíaco o respiratorio [12].

- c. Alteraciones en el sistema autónomo: Se ha observado que las convulsiones pueden afectar el sistema autónomo, lo que podría influir en la función cardíaca y respiratoria.
- d. Posible predisposición genética: Algunas investigaciones han explorado la posibilidad de una predisposición genética a SUDEP, aunque esta área de estudio aún está en desarrollo [20].

Prevención: La prevención de SUDEP es un objetivo importante en el manejo de la epilepsia. Algunas medidas que ayudan con esto son: adherencia al tratamiento, control de las convulsiones para el monitoreo del estado general de la persona reduciendo el riesgo de SUDEP, proveer un sistema que permita generar respuesta rápida para tomar medidas oportunas.

La muerte súbita inesperada en la epilepsia (SUDEP) se asocia principalmente con convulsiones tónico-clónicas generalizadas [20]. Sin embargo, es importante destacar que no todas las convulsiones tienen el mismo riesgo de desencadenar SUDEP. Las convulsiones parciales (también conocidas como convulsiones focales), que afectan solo una parte del cerebro, generalmente tienen un riesgo mucho menor de llevar a SUDEP en comparación con las convulsiones tónico-clónicas generalizadas. Las convulsiones parciales rara vez causan la pérdida completa del conocimiento o la alteración de la conciencia que es característica de las convulsiones tónico-clónicas.

La mayoría de los casos de SUDEP ocurren durante o inmediatamente después de una convulsión tónico-clónica generalizada. Se cree que durante estas convulsiones, pueden ocurrir cambios en la función cardíaca y respiratoria que aumentan el riesgo de paro cardíaco o problemas respiratorios, lo que puede llevar a la muerte súbita [20].

6.3. Medición de convulsión tónico-clónica

Existen diversos estudios fisiológicos y neurológicos que pueden ser útiles para el seguimiento y control de la epilepsia [21]. Algunas de las técnicas, en lo que respecta a la electromedicina, más comunes son:

1. Electroencefalografía (EEG): es una técnica no invasiva que registra la actividad eléctrica del cerebro a través de electrodos colocados en el cuero cabelludo. Un dispositivo basado en la EEG podría registrar la actividad eléctrica del cerebro durante una crisis y ayudar a identificar patrones fisiológicos característicos de la epilepsia.
2. Electromiografía (EMG): es una técnica que registra la actividad eléctrica de los músculos. Un dispositivo basado en la EMG podría registrar la actividad muscular durante una convulsión y ayudar a identificar patrones fisiológicos característicos de la epilepsia.

3. Acelerometría: Un dispositivo basado en la acelerometría podría detectar movimientos corporales anormales durante una convulsión en base a los cambios de aceleración detectados, ayudando a identificar patrones fisiológicos característicos de la epilepsia; a su vez, complementado con un sensor de giro se efectúa el estudio sumando un análisis más detallado del movimiento.
4. Fotopleetismografía (PPG, por sus siglas en inglés *Photoplethysmography*): Es una técnica que mide el flujo sanguíneo a través de los vasos sanguíneos. Un dispositivo basado en la PPG podría detectar cambios en el flujo sanguíneo durante una convulsión.
5. Termometría clínica: La monitorización de la temperatura corporal permite el control de infecciones u otros problemas de salud, en lo que al control de las crisis epilépticas implica, la temperatura es un factor que suele mostrar variaciones que pueden indicar la presencia de crisis- Se pueden utilizar diferentes tipos de termómetros, como los termómetros digitales, de oído, de frente o de termografía infrarroja, dependiendo de la situación clínica

En general, un dispositivo para medir la fisiología de una persona durante una convulsión podría basarse en una o varias de estas técnicas para recopilar datos precisos sobre la actividad fisiológica. Es claro que la medición de la actividad eléctrica del cerebro a través de la EEG es una técnica útil y ampliamente utilizada para el diagnóstico de la epilepsia, pero no siempre es suficiente para proporcionar una visión completa de la actividad fisiológica durante una convulsión.

Como se analizará con mayor profundidad luego, en convulsiones tónico-clónicas generalizadas, el EEG ictal a menudo está oscurecido por artefactos. Se observan picos rítmicos rápidos en la etapa tónica. Las ráfagas de picos y las ondas lentas posteriores están sincronizadas con las sacudidas clónicas. Sigue un período postictal de actividad lenta e irregular [14]. Aunque los inicios de convulsiones individuales pueden parecer localizados, la ubicación y la lateralización no son consistentes de una convulsión a otra.

La EEG puede proporcionar información valiosa sobre los patrones de actividad eléctrica en el cerebro. Sin embargo, en el contexto de un dispositivo portátil para la medición de la actividad fisiológica durante una convulsión, la EEG puede tener algunas limitaciones importantes:

1. La EEG puede ser difícil de realizar en algunas personas debido a la necesidad de colocar electrodos en el cuero cabelludo, lo que puede ser incómodo e invasivo.
2. Durante una convulsión, la EEG puede verse afectada por la actividad muscular y otros artefactos, lo que puede dificultar la interpretación de los datos. Para abordar este problema, los médicos y técnicos especializados en EEG suelen tomar precauciones para minimizar los artefactos durante la prueba. Esto puede incluir el uso de electrodos bien colocados, la

monitorización continua del paciente y la identificación de los momentos en los que se producen convulsiones para tener en cuenta esta información al interpretar los resultados. En algunos casos, se pueden realizar pruebas de video-EEG simultáneas para registrar tanto la actividad cerebral como los movimientos del paciente durante una convulsión, lo que puede ser útil para una interpretación más precisa

3. La realización de una EEG en un entorno de laboratorio o clínico puede ser un escenario irreal para medir la actividad fisiológica durante una convulsión, ya que no refleja las condiciones del mundo real. Los dispositivos portátiles que miden la actividad fisiológica de forma continua y en tiempo real pueden proporcionar una visión más precisa y completa de la actividad fisiológica durante una convulsión.

Por estas razones, puede ser más apropiado utilizar otras técnicas de medición, como la PPG, la EMG y la acelerometría, en lugar de la EEG en un dispositivo para medir la fisiología durante una convulsión. Estas técnicas pueden proporcionar información valiosa y útil para la detección y el monitoreo, siendo menos invasivas y más prácticas para su uso en un dispositivo portátil. Asimismo, la medición de la temperatura presenta un gran problema debido a la posición proyectada para el dispositivo, ya que al ubicarse en el antebrazo la temperatura siempre será menor y presentará pocos cambios, además debe tenerse en consideración la influencia del material del dispositivo y de los demás factores externos como: uso de frazadas, temperatura de la habitación, estación del año, etc.

6.4. Medición de cada parámetro

Como se explicó anteriormente, en el dispositivo diseñado se utilizarán tres técnicas de medición diferentes para obtener información sobre la actividad fisiológica durante una convulsión y en contraste con la actividad normal del sueño o la vigilia: la electromiografía (EMG), la fotopletismografía (PPG) y la acelerometría. A continuación, se explica a modo introductorio las formas en que se medirá cada señal fisiológica, como también sus ventajas y desventajas, para luego dar lugar a un apartado más detallado de cada una:

Contracción muscular: Para medir la actividad muscular, se utilizarán electrodos de superficie, los cuales se colocarán en la piel sobre los músculos del paciente. Estos electrodos detectan la actividad eléctrica generada por la contracción y relajación muscular, la cual se amplifica y se filtra para obtener una señal EMG limpia y clara [22]. Los valores obtenidos se procesarán para analizar la amplitud, duración y frecuencia de las contracciones musculares durante una convulsión. Las falencias de esta técnica son su sensibilidad al ruido y la interferencia de señales externas, como la actividad eléctrica del corazón.

Fotopleletismografía: Para medir la frecuencia cardíaca y el flujo sanguíneo, se utilizará un sensor PPG óptico que se colocará sobre el antebrazo del usuario. Este sensor utiliza la luz emitida por un LED para medir los cambios en la absorción de la luz por los tejidos debidos al pulso sanguíneo. Los valores obtenidos se procesarán para analizar la frecuencia cardíaca y la amplitud del pulso durante una convulsión. Las falencias de esta técnica son su sensibilidad a la presión y el movimiento, lo que puede afectar la medición. Una posible mejora sería la utilización de sensores más sensibles y la integración de la señal PPG con otras técnicas de medición.

Acelerometría: Para medir el movimiento del cuerpo durante una convulsión, se utilizará un sensor de aceleración y giroscopio colocado en la placa electrónica. Estos sensores detectan la aceleración y desaceleración del movimiento en tres dimensiones y la velocidad angular en cada una. Los valores obtenidos se procesarán para analizar la amplitud, frecuencia y dirección del movimiento durante una convulsión. Las falencias de esta técnica son su complejidad en la interpretación de los valores.

Efecto giroscópico: se basa en el principio físico de la conservación del momento angular. Un giroscopio es un dispositivo que utiliza este principio para mantener su orientación en el espacio, resistiendo cualquier intento de cambiar su dirección. Esto se logra gracias a un rotor giratorio que gira a alta velocidad dentro del giroscopio.

6.4.1. Muscular

Algunas empresas que investigan dispositivos para abordar la epilepsia han optado por implementaciones de tipo reloj o brazalete, buscando la comodidad del usuario y la conveniencia del sistema del dispositivo. Esta concepción puede extenderse para realizar mediciones de la frecuencia cardíaca, tal como se detalló previamente, así como para capturar mediciones relevantes en áreas cercanas.

Conforme se describió en este estudio, las convulsiones tónico-clónicas asociadas a la epilepsia provocan contracciones involuntarias de alta intensidad en varios grupos musculares. Estas contracciones a menudo afectan a los miembros inferiores, ocasionando caídas y golpes, o bien, involucran los miembros superiores, dando lugar a movimientos de flexión, extensión y giros completos de los brazos.

En el caso particular de la flexión de muñeca, tres músculos juegan un papel preponderante: el palmar largo (palmar menor), el flexor radial del carpo (palmar mayor) y el flexor cubital del carpo (cubital anterior), todos ellos inervados por el nervio mediano.

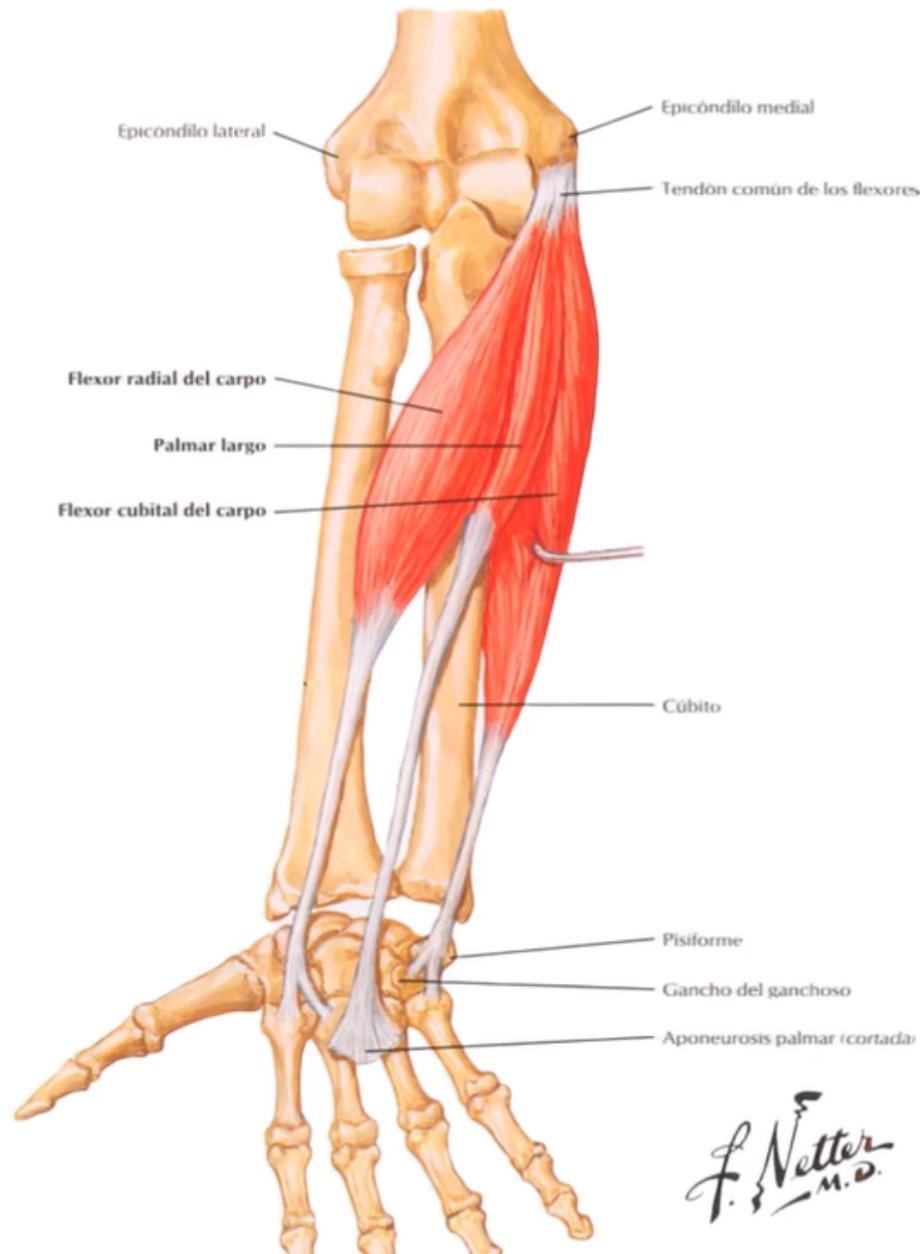


Figura 13. Anatomía anterior del antebrazo

La medición del movimiento de flexión es un camino posible para la detección de contracciones relacionadas a episodios de convulsiones tónico-clónicas ya que existe un tramo, principalmente sobre el segmento proximal del radio, común para los tres músculos, pudiendo captar una señal clara generada por la sumatoria de las fuerzas de todos durante la flexión.

Los tres músculos flexores de la muñeca: Flexor radial del carpo, Palmar largo y Flexor cubital del carpo, comparten origen en el epicóndilo medial del húmero, estando los dos primeros inervados por el nervio mediano y el último por el nervio cubital.

Como puede observarse en la Figura 13, tomada del libro "Atlas de Anatomía humana" de Frank Netter [23], el tramo superior de los tres músculos recorre un

camino similar dentro del tercio proximal del cúbito, pudiendo aprovecharse esta zona para realizar la medición de los cambios de potencial muscular por medio de la colocación de electrodos en la zona, partiendo desde el epicóndilo lateral del húmero hasta la inserción del músculo flexor radial del carpo con el tendón.

La medición en este punto permitiría la detección de los movimiento de flexión y contracción de la muñeca, propios de las crisis de convulsiones tónico-clónicas en pacientes con epilepsia, pudiendo medir la fuerza realizada en búsqueda del posicionamiento de la mano en contracción constante de la forma graficada en la bibliografía.

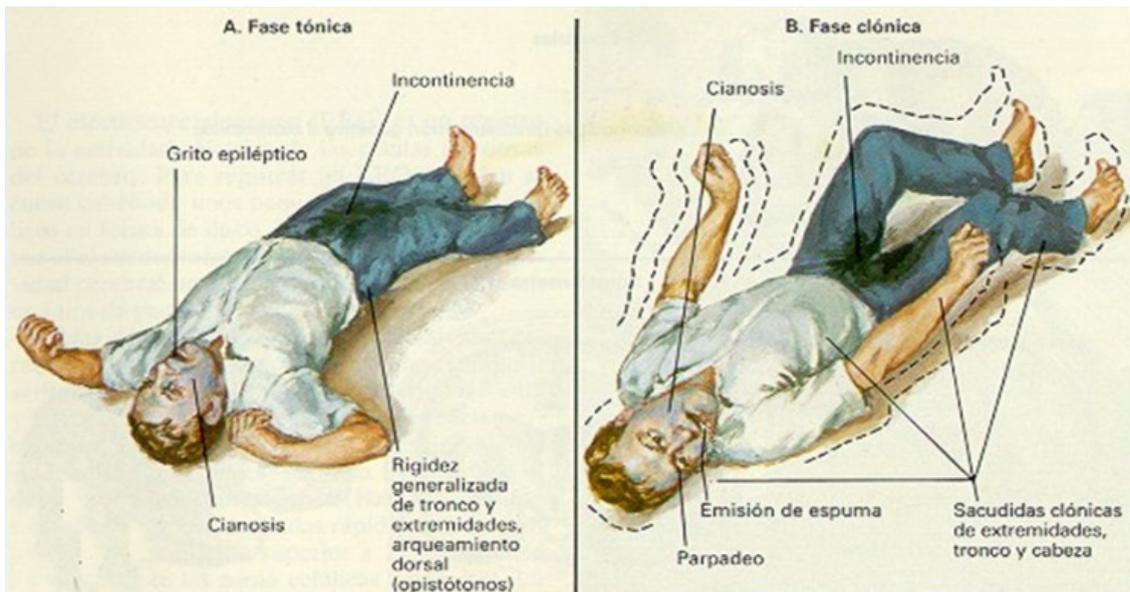


Figura 14. Fases convulsión tónico-clónica

La preferencia por las mediciones correspondientes al movimiento de flexión para el proyecto, luego de varias pruebas radican en:

- El área de medición: los músculos flexores comparten un mayor recorrido en común que los extensores, disminuyendo la posibilidad de colocar los electrodos en zonas incorrectas, hecho que provocaría toma de señales sin valor.
- Intensidad de la señal: La sumatoria de fuerzas generada por los músculos que generan la flexión es mayor, además de ser el músculo Flexor radial del carpo de mayor tamaño a cualquiera de los músculos extensores.
- Disminución del ruido en la señal: La zona inferior del antebrazo generalmente no cuenta con vello, característica común en la zona superior. Esto implica una ventaja para la comodidad del paciente, que no necesita rasurarse la zona, como también se evita la presencia de ruido generada por la presencia de pelo.

Sistema de medición

El dispositivo realiza la medición por medio del integrado Shenzhen EMG V3.0, que consta como pieza principal de un amplificador instrumental AD 8226.

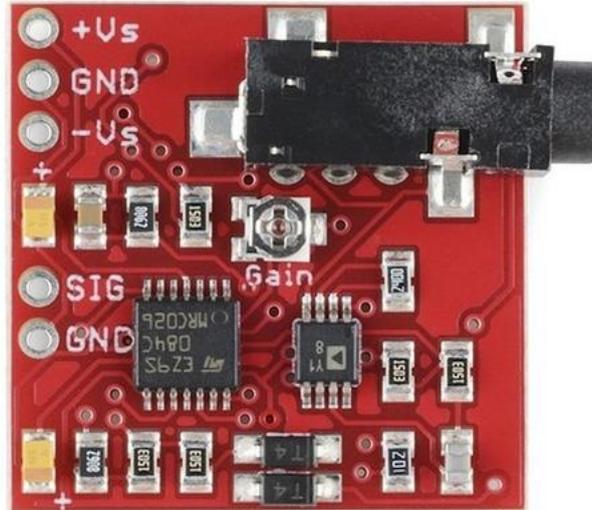


Figura 15. Sensor de contracción muscular

Para su funcionamiento es necesario alimentar al sistema con dos voltajes dentro de un rango de $\pm 1.35V$ a $\pm 36V$, para este caso se optó por uno de $+5V$ -considerando la posibilidad de usar la salida V_{in} de $5V$ directamente desde el microprocesador- y otro de $-5V$, seguidos de reguladores de voltaje; para obtener primeramente un circuito con dos voltajes iguales de sentido contrario el circuito más práctico consiste en el uso de dos baterías de $9V$ colocadas como en el siguiente esquema:

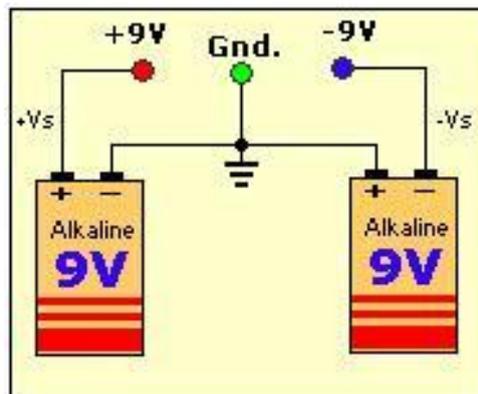


Figura 16. Colocación de baterías

Resulta claro que, enfocados en un diseño basado en el usuario, la colocación de este esquema, con dos baterías de aproximadamente $48,5\text{ mm} \times 26,5\text{ mm} \times 17,5\text{ mm}$, además de toda la electrónica colocada en la placa principal, más la power bank que alimenta al dispositivo en general, resultaría una gran incomodidad para el paciente por el tamaño que conlleva.

Solución

Es necesario realizar una adaptación para poder evitar el uso de, por lo menos una batería; como solución se utiliza la salida de voltaje VIN de 5V del ESP32, mientras que para obtener el voltaje negativo se usa una batería de 9V, con un convertor de voltaje ICL 7660 que lleva el voltaje a -9V [24], este se conecta al pin 1 input de un LM7905 para obtener un voltaje de -5V en la salida [25], por el pin 3, y la posterior conexión al sensor electro muscular por la entrada del voltaje negativo.

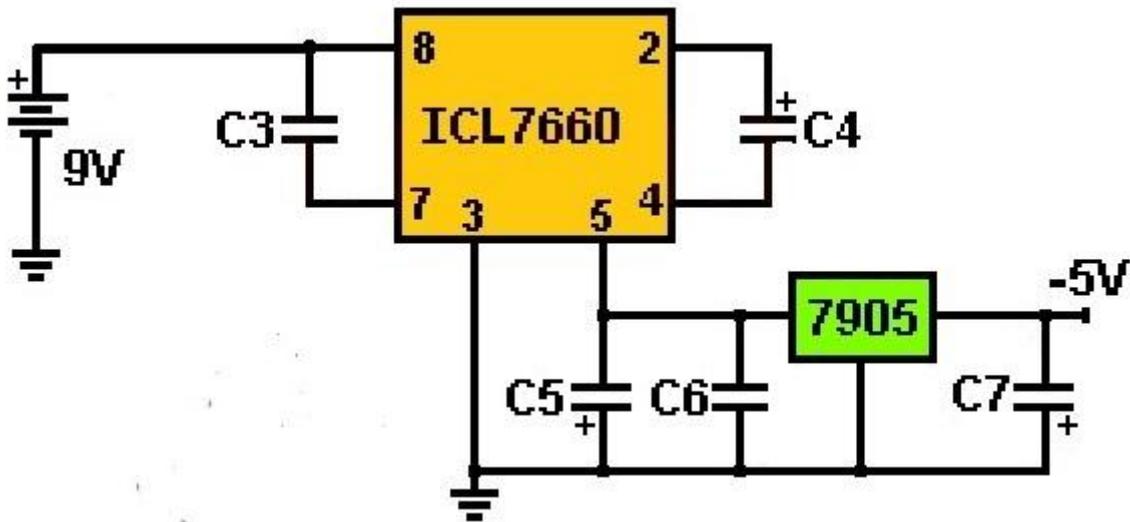


Figura 17. Circuito de adaptación

Esta etapa se analizará en mayor profundidad posteriormente, realizando este circuito de regulación de voltaje logramos obtener los -5V necesarios para alimentar el dispositivo de medición electro muscular evitando el uso de dos baterías.

6.4.2. Pulso arterial

El pulso arterial es una onda generada por la diferencia de presión causada por la eyección de sangre desde el corazón, la misma es palpable en las arterias y se genera por la contracción ventricular, es utilizada como medida de la frecuencia a la que late el corazón, o sea al número de veces que el corazón se contrae y se relaja en una medida de tiempo determinada, generalmente el minuto [26]. Existen métodos manuales para medirlo en diferentes puntos del cuerpo donde las arterias están cerca de la superficie de la piel, como la muñeca (arteria radial), el cuello (arteria carótida), la zona posterior de la rodilla (arteria poplítea) o la ingle (arteria femoral), colocando suavemente con el pulpejo de los dedos 2º, 3º y 4º para determinar los pulsos y con el dorso de la mano para valorar la temperatura cutánea, sobre una arteria palpable [27].

El pulso arterial es un indicador importante de la función cardíaca y se utiliza para evaluar la salud cardiovascular. La frecuencia normal del pulso en reposo para un adulto promedio oscila entre 60 y 100 latidos por minuto. Sin embargo, la

frecuencia cardiaca puede variar según diversos factores, como la edad, el nivel de actividad física, las emociones, el consumo de ciertas sustancias (como cafeína o medicamentos) y la presencia de enfermedades o condiciones médicas [26].

En base a estas consideraciones teóricas podría seguirse el método manual al contar el número de pulsaciones durante un período de tiempo determinado, durante diez o quince segundos, y se puede determinar la frecuencia cardíaca en latidos por minuto (lpm) multiplicando los pulsos contados por seis o cuatro, respectivamente.

Características del pulso arterial

Anatomía arterial: mientras las venas presentan una pared delgada, con poca presión y fragilidad, las arterias muestran una pared gruesa, conteniendo alta presión, con trayecto rectilíneo y mayor resistencia [28].

Frecuencia: Es conveniente resaltar que pueden considerarse equivalentes la frecuencia cardiaca y número de pulsaciones por minuto, pero debe hacerse la salvedad de considerar el número en su unidad de medida correspondiente, siendo esto: latidos por minuto (lpm) cuando se hable de frecuencia cardiaca y pulsos por minuto (ppm) cuando se habla de frecuencia pulsátil; la misma se considera normal entre 60 y 100 pulsaciones por minuto [27]. La definición tanto para un aumento por encima de las 100 ppm como por debajo de las 60 ppm también varía:

Valores	Frecuencia cardíaca	Frecuencia de pulso
<100	Taquicardia	Taquisfigmia
>60	Bradicardia	Bradifigmia

Figura 18. Tabla referencial taquicardia/bradicardia

Como se dijo anteriormente, si bien pueden ser consideradas equivalentes, en condiciones normales, la frecuencia cardiaca con la frecuencia de pulso, existen patologías que llevan a una diferencia entre ambas. Por ejemplo, un cuadro en que exista a una diferencia de diez pulsaciones por minuto menos que los latidos por minuto se conoce como “déficit de pulso” [29], el mismo se produce cuando el corazón se contrae pero no consigue eyectar la cantidad de sangre necesaria para generar la onda palpable en las arterias.

Un déficit de pulso es causado generalmente por la fibrilación auricular, aunque en general, patologías que afecten al ritmo sinusal en el corazón o a la elasticidad y composición normal de las arterias pueden provocar lecturas erróneas de la frecuencia cardiaca en base a la frecuencia de pulso [29].

Ritmo y amplitud

El pulso arterial normal presenta una forma característica llamada onda dicroica y se observa en la arteria durante el ciclo cardíaco. Esta onda se puede dividir en varias partes distintas: la sistólica, la onda de percusión, la incisura dicroica, la onda dicrota y la diastólica [30]. A continuación, se detalla cómo se generan cada una de estas partes:



Figura 19. Onda de pulso arterial

1. Onda sistólica: representa la fase de eyección del corazón, cuando el ventrículo izquierdo se contrae y bombea la sangre hacia la aorta. Durante esta fase, la presión arterial alcanza su valor máximo, y la onda del pulso muestra un aumento rápido y pronunciado.
2. Onda de percusión: Después de la fase sistólica, la onda de percusión muestra un pequeño descenso en la presión arterial debido a la desaceleración inicial del flujo sanguíneo y la elasticidad de las arterias. Esta parte de la onda se debe a la expansión elástica de las arterias después de la contracción ventricular.
3. Incisura dicroica: es un pequeño salto o inflexión en la onda dicroica. Se produce debido al cierre de las válvulas aórticas durante la diástole ventricular. La incisura dicroica marca el inicio de la relajación ventricular y el cierre de las válvulas aórticas evita el retroceso del flujo sanguíneo hacia el ventrículo izquierdo.
4. Onda dicrota: Luego de la incisura dicroica, sigue la onda dicrota, que es una pequeña elevación secundaria en la onda del pulso. Esta onda representa la presión generada por la liberación de energía almacenada en las paredes arteriales después del cierre de las válvulas aórticas.
5. Diastólica: muestra el periodo de relajación completa del corazón y la presión arterial disminuye a su valor mínimo. Durante esta fase, las arterias se llenan de sangre y se preparan para la siguiente contracción ventricular.

En su forma característica, el pulso arterial presenta un ritmo que, en condiciones normales, es igual a la frecuencia cardíaca manteniendo una amplitud constante. En lo que respecta a este punto, pueden el ritmo y la amplitud mostrar

anomalías como: pulso alternante, pulso bigeminado, pulso grande y saltón, pulso paradójico y pulso de Corrigan, entre las más comunes [30].

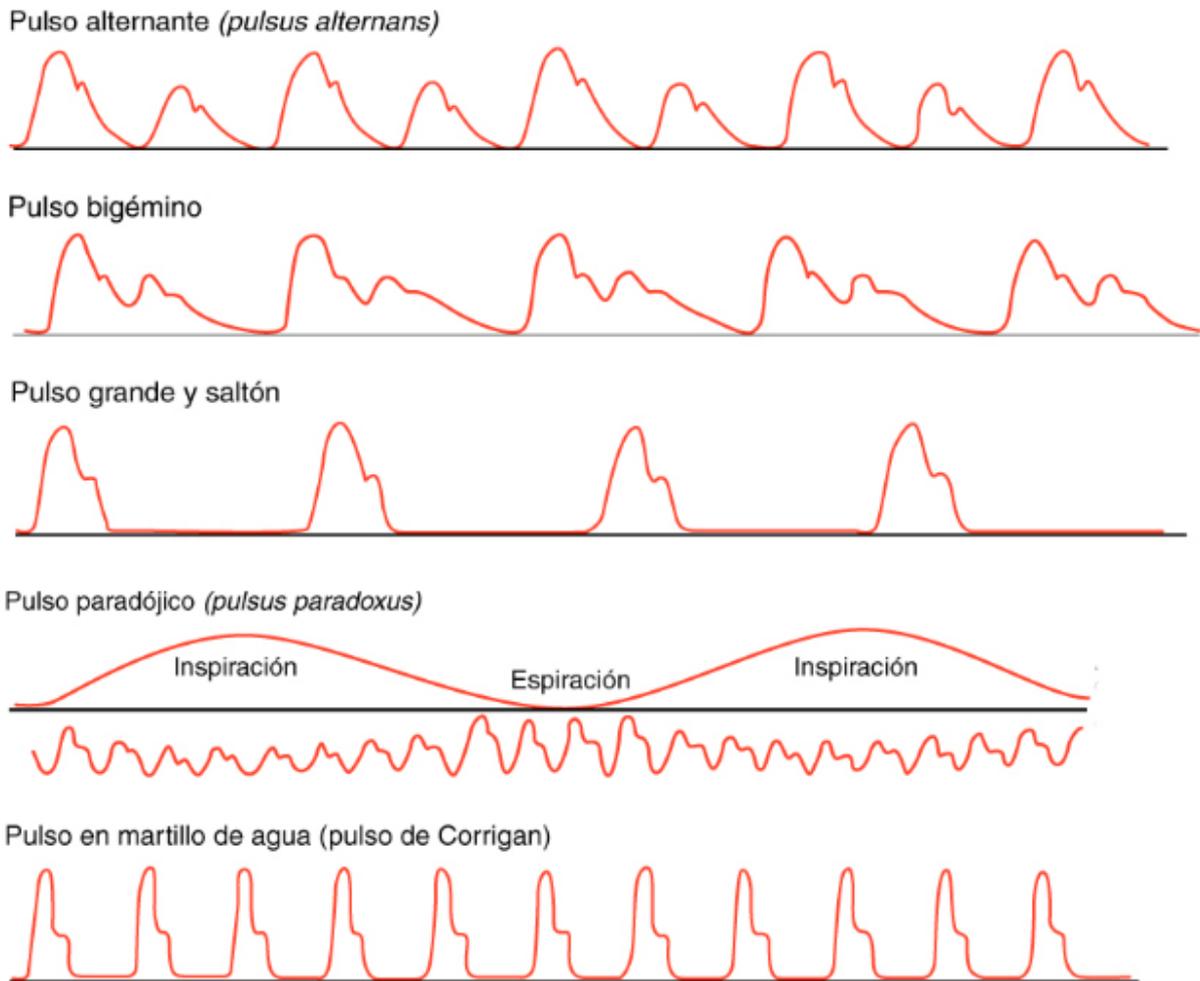


Figura 20. Diversos patrones de pulso arterial

Si bien un análisis detallado sobre las patologías que afectan a la amplitud y al ritmo del pulso arterial puede parecer sobrepasar el campo de estudio de la epilepsia, brinda información sobre potenciales patologías graves que pueden ser descubiertas por un futuro dispositivo durante la medición del pulso y deben ser tratadas, como pueden ser: insuficiencia ventricular, fibrilación auricular o ventricular, trastornos en el ritmo sinusal, aterosclerosis, enfisema, asma, etc. Además, encontrar patologías que modifiquen la onda de pulso generada por la contracción muscular en las arterias permite personalizar el estudio a cada paciente y aumentar la eficiencia del equipo de medición [31].

La medición de la frecuencia cardiaca resulta de vital importancia dentro del proyecto, un cambio en la misma se relaciona con todos los tipos de convulsiones de tipo motora, siendo necesaria su medición para encontrar los cambios mostrados y caracterizarlos para poder identificar las crisis epilépticas con mayor prontitud.

Debido a su sencilla puesta en funcionamiento, su no invasividad, su bajo costo y la posibilidad de uso en un dispositivo de tipo brazalete, se eligió para su medición un sensor óptico de pulso. Este sensor se basa en la fotopleletismografía,

una tecnología usada para medir la frecuencia cardíaca y la oximetría de pulso. El dispositivo cuenta con un diodo emisor de luz y un fototransistor que actúa como receptor de la reflexión de la luz, en conjunto pueden utilizarse para determinar la variación del volumen sanguíneo de la arteria radial [31].

La medición de un sensor óptico de pulso sobre la arteria radial puede ser fiable, ya que esta arteria es fácilmente accesible y el flujo sanguíneo en ella es relativamente constante. Los sensores ópticos de pulso han sido diseñados para ser precisos y fiables en la medición del pulso en diferentes ubicaciones del cuerpo, incluyendo la arteria radial.

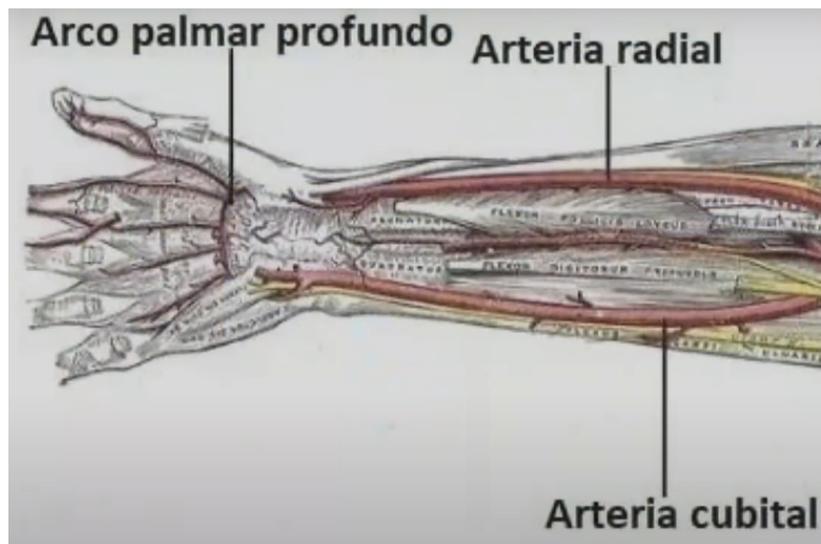


Figura 21. Anatomía arterial del antebrazo

Los valores obtenidos de un sensor óptico durante una crisis pueden ser interpretados para proporcionar información valiosa sobre la respuesta cardiovascular del cuerpo durante la convulsión. A continuación, se explican algunos de los aspectos que se pueden ser analizados:

1. Frecuencia cardíaca: Durante una crisis, la frecuencia cardíaca puede aumentar o disminuir. La medición de la frecuencia cardíaca a través del sensor óptico de pulso puede ayudar a detectar estos cambios y proporcionar información sobre la gravedad de la convulsión y la respuesta del cuerpo [31].
2. Variabilidad de la frecuencia cardíaca: Este patrón puede ser medido durante una crisis a través del sensor óptico de pulso. La variabilidad de la frecuencia cardíaca se refiere a la capacidad del corazón para ajustar la frecuencia de los latidos en respuesta a los cambios en el entorno interno y externo. Una mayor variabilidad de la frecuencia cardíaca se asocia con un cambio postural repentino o el comienzo de una actividad enérgica.
3. Tiempo de recuperación: El tiempo que tarda el cuerpo en recuperarse después de una convulsión puede ser medido a través del sensor óptico de pulso. La medición de la frecuencia cardíaca durante el período de recuperación post ictal puede proporcionar información útil sobre la eficacia

del tratamiento y el tiempo que el cuerpo requiere para retornar a sus parámetros normales.

Principios para el funcionamiento del sensor

El sensor de pulso cardíaco Gravity Sensor es un sensor no invasivo que se utiliza para medir la frecuencia cardíaca sin realizar una punción o una incisión, lo que lo hace cómodo y fácil de usar. Cuenta con la ventaja de ser pequeño y portátil, lo que lo hace ideal para su uso en dispositivos portátiles y wearables. Esto permite la medición de la frecuencia cardíaca en tiempo real y en cualquier lugar [32].

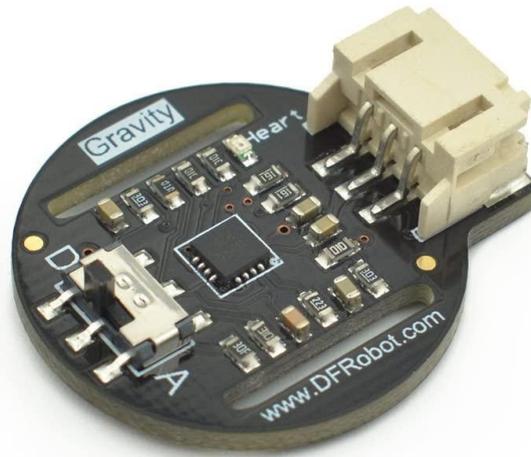


Figura 22. Sensor de pulso arterial

Este sensor se basa en la tecnología de fotopletismografía, que mide los cambios en la cantidad de luz que se refleja o se transmite a través de la piel en función del flujo sanguíneo. Para medir el pulso arterial se aprovecha de la propiedad única de los tejidos biológicos para interactuar con la luz en el rango infrarrojo (IR). Esta luz no es visible al ojo humano, pero tiene la capacidad de penetrar en la piel y llegar a las capas más profundas, donde fluyen los capilares sanguíneos. La absorción diferencial de la luz infrarroja por la hemoglobina oxigenada y desoxigenada en la sangre determina que cuando el corazón late y bombea sangre, la hemoglobina en la sangre absorbe más luz infrarroja en la fase de sístole debido a la mayor concentración de sangre en los capilares. Esta variación en la absorción de luz resulta en los cambios detectados por el fototransistor, lo que lleva a la formación de la forma de onda característica [31].

El proceso comienza cuando el LED infrarrojo emite luz en la región del dedo donde se coloca el sensor. La luz penetrante viaja a través de la piel y alcanza los capilares, que están llenos de sangre. La hemoglobina, la molécula en los glóbulos rojos que transporta el oxígeno, absorbe parte de esta luz infrarroja. Como resultado de esta absorción, la cantidad de luz que se refleja cambia dependiendo de la cantidad de sangre presente en los capilares en ese momento.

Este cambio en la cantidad de luz reflejada es detectado por el fototransistor colocado en el dedo en el lado opuesto al IR LED. El fototransistor convierte la luz en una señal eléctrica que puede ser procesada y analizada [31]. Esta señal

eléctrica es esencialmente una representación de las variaciones en el volumen sanguíneo causadas por las contracciones y relajaciones del corazón.

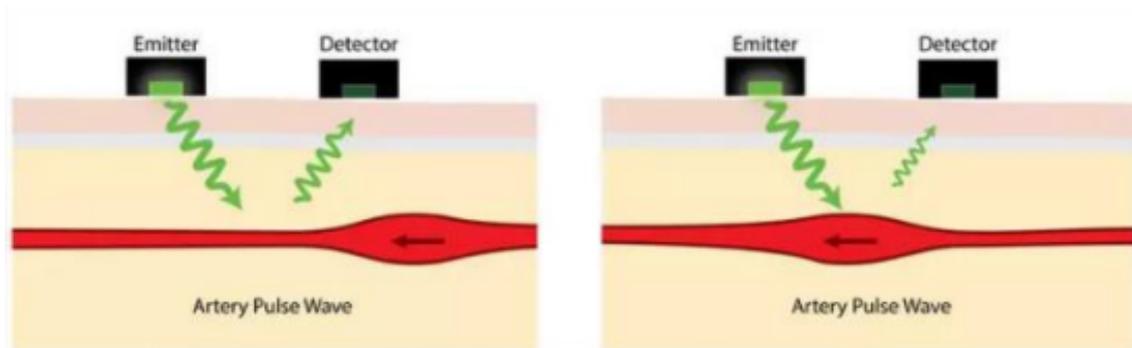


Figura 23. Sensor de fotopleletismografía

Durante la sístole, cuando el corazón se contrae y bombea sangre a través de los capilares, se produce una mayor absorción de luz infrarroja debido al aumento del flujo sanguíneo. Esto resulta en una disminución de la cantidad de luz reflejada detectada por el fototransistor. En la diástole, cuando el corazón se relaja, el flujo sanguíneo disminuye y la cantidad de luz reflejada aumenta. La señal eléctrica generada por el fototransistor se convierte en una forma de onda fotopleletismográfica. Esta forma de onda es una representación gráfica de los cambios en el volumen sanguíneo en función del tiempo. Cada ciclo cardíaco se manifiesta como un patrón característico en esta forma de onda, con picos que indican la sístole y la diástole que se corresponden con los vistos anteriormente [31].

Para garantizar que la señal sea precisa y útil, se aplican técnicas de procesamiento de señales. Los filtros se utilizan para eliminar el ruido y las interferencias, mientras que la amplificación destaca las variaciones relacionadas con el pulso arterial. La forma de onda fotopleletismográfica procesada puede ser visualizada en una interfaz gráfica, que proporciona una representación visual del pulso arterial y la frecuencia cardíaca. Esto no solo permite la observación en tiempo real del ritmo cardíaco, sino que también facilita la detección de patrones anormales que podrían indicar problemas de salud.

El sensor Gravity permite adquirir señales y transmitir las al microprocesador de dos formas: analógica y digital, obteniendo una gráfica más detallada del pulso y sus partes en la forma analógica o una señal de tipo función escalón mantenida durante el tiempo que dura cada latido en la forma digital de adquisición, estos modos pueden seleccionarse mediante una perilla colocada en la parte posterior del sensor señaladas con A o D. El consumo del sensor es de 4 mA funcionando con 3.3 V [32].

6.4.3. Movimiento

Factor notablemente característico de las convulsiones tónico-clónicas son los fuertes movimientos que ocasionan golpes, caídas, rigidez de brazos y piernas, balanceo de cabeza, etc. [2], su estudio puede abrir nuevos caminos en la

investigación del síndrome epiléptico. Entre estas consideraciones es importante determinar:

1. Tipos de movimiento: definir si el paciente al convulsionar realiza los mismos movimientos o si estos pueden cambiar de una convulsión a otra, como también cual es el porcentaje de repetición de movimientos, si es que la hubiese, así como también su orientación
2. Intensidad del movimiento: contemplar si las convulsiones generan patrones de movimiento con una intensidad similar.
3. Resguardo: combinando los puntos 1 y 2 podemos determinar si existen movimientos realizados por el paciente que puedan ponerlo en peligro o lastimarlo y tomar medidas para prevenirlo. Por ejemplo, un paciente del cual, por medio del sensor de movimiento, pudo determinarse que realiza movimientos bruscos con los brazos, es recomendable que descansa o se desenvuelva mayormente en ambientes sin superficies filosas o estanterías con mucha carga cerca.
4. Duración: un sistema que registre de forma general las mediciones realizadas con el tiempo en que fueron tomadas permite observar cuánto pueden durar las convulsiones de cada paciente y la influencia de los medicamentos y el tratamiento.

Para estas mediciones el dispositivo seleccionado es el MPU6050, un sensor de movimiento de seis ejes que combina un acelerómetro y un giroscopio de tres ejes cada uno en un solo dispositivo, además de un sensor de temperatura [33]. Su versatilidad lo hace adecuado para medir el movimiento durante convulsiones, gracias a su capacidad para detectar cambios en la orientación y la aceleración del cuerpo en tiempo real.

Durante una convulsión, el cuerpo puede experimentar movimientos bruscos e incontrolables en diversas direcciones. El MPU6050 puede detectar estos movimientos mediante la medición de la aceleración y la velocidad angular en los tres ejes [34]. La información recopilada por el sensor se puede utilizar para determinar la magnitud, la dirección y la duración de los movimientos durante una convulsión.

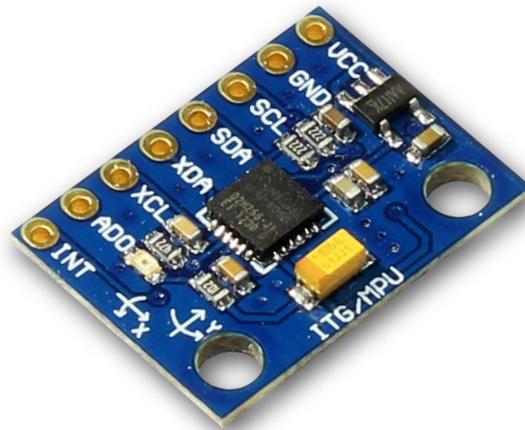


Figura 24. MPU6050

Además, el MPU6050 tiene una alta precisión y resolución, lo que lo convierte en una herramienta útil para detectar incluso los movimientos más sutiles. También es capaz de proporcionar una respuesta en tiempo real [33], lo que significa que puede detectar cambios en la orientación y la aceleración del cuerpo en fracciones de segundo, lo que puede representar un papel especialmente importante para dispositivos destinados a la monitorización y cuidado de pacientes durante estados ictales.

La interpretación de los valores obtenidos por el MPU6050 se logra a través del análisis de los datos de aceleración y velocidad angular medidos en los tres ejes (X, Y y Z) [34]. A continuación, se describen algunas de las aspectos que se pueden deducir al analizar estos valores:

1. Orientación del cuerpo: El sensor puede proporcionar información sobre la orientación del cuerpo en el espacio. Por ejemplo, si la aceleración en el eje Z es mayor que en los ejes X y Y, se puede asumir que el cuerpo se encuentra en una posición vertical en este sentido, ya que la influencia de la aceleración de la gravedad influye acrecentando el valor del eje en contra de esa aceleración. De manera similar, si la aceleración en el eje Y es mayor que en los ejes X y Z, se puede asumir que el cuerpo está inclinado hacia adelante o hacia atrás. La unidad en la que son tomados los datos es el m/s^2 .
2. Movimiento: La velocidad angular medida por el giroscopio puede ser utilizada para detectar el movimiento del cuerpo. Por ejemplo, un movimiento con valores crecientes en el eje X y Y podría indicar un movimiento brusco de los brazos. La unidad en la que son tomados los datos es el rad/s.
3. Intensidad y duración de la convulsión: La magnitud y duración de los movimientos durante una convulsión pueden ser medidos por el sensor. Por ejemplo, una convulsión más intensa y prolongada se refleja en tasas de cambio mayores entre valores de aceleración y velocidad angular en los tres ejes, con cambios durante todo el tiempo que dura el movimiento.

4. Análisis de la frecuencia de los movimientos: Los datos obtenidos por el MPU6050 pueden ser analizados mediante técnicas de procesamiento de señales para detectar patrones o características en la frecuencia de los movimientos. Estas características pueden proporcionar información útil para la detección de movimientos relacionados con la epilepsia.

Para una correcta interpretación de los valores tomados por el sensor es necesario recrear la posición en la que el dispositivo es activado (es desde este punto donde se tomará el 0 para cada eje) tomando como referencia la aceleración de la gravedad, como también la disposición de los ejes en el sistema del MPU 6050 [34].

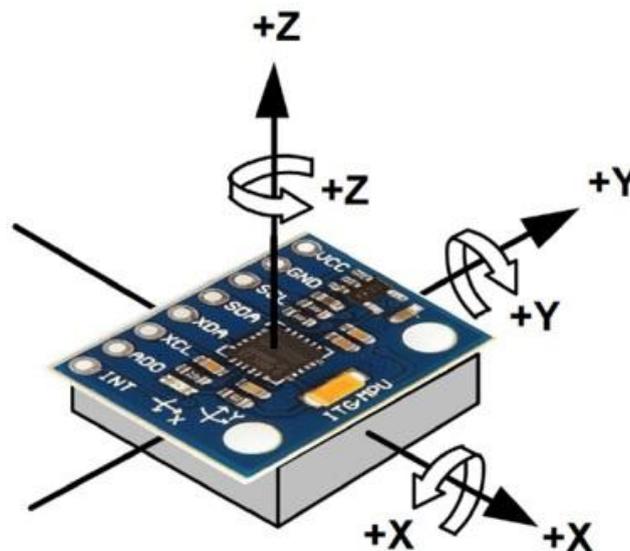


Figura 25. Orientación ejes de MPU6050

Cómo trabaja el sensor MPU6050

Acelerómetro

El MPU6050 es un sistema microelectromecánico (MEMS) con un procesador de movimiento digital (DMP) en su interior que es lo suficientemente potente como para realizar cálculos complejos [35]. Por lo visto en la cátedra “transductores y sensores”, sabemos que todo acelerómetro consiste básicamente en tres elementos alojados en una carcasa: una masa inercial (seismic mass), un resorte (spring) y un amortiguador (damper). Cuando se aplica una aceleración, la masa inercial se retrasa respecto de la carcasa y, cuando la aceleración cesa, la misma retorna a su posición inicial, según el principio de una masa en un resorte. Entonces el resorte se estira o comprime, creando una fuerza que se detecta y corresponde a la aceleración aplicada.

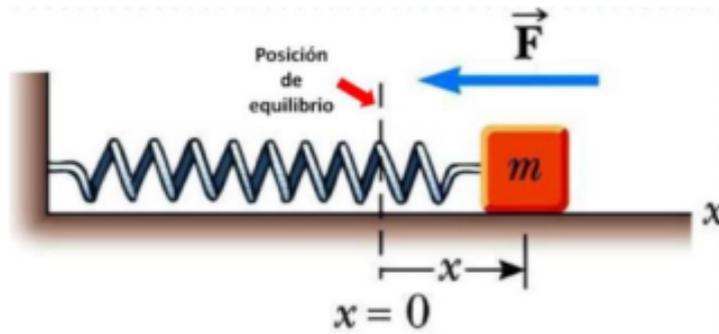


Figura 26. Principio resorte-masa

Dentro del acelerómetro MEMS, se logra una detección altamente precisa de la aceleración lineal mediante la utilización de un par de detectores de silicio. Estos detectores están formados por masas de "prueba" que actúan como resortes. Cada masa forma la placa móvil de una capacitancia variable, que se compone de una serie de estructuras entrelazadas con forma de dedos [34].

Cuando el sensor es sometido a una aceleración lineal a lo largo de su eje sensible, la masa y sus dedos se desplazan con respecto a los dedos del electrodo fijo. Este movimiento provoca un cambio en la capacitancia entre los dedos de silicio móviles y los dedos del electrodo fijo. La magnitud de este cambio de capacitancia es proporcional a la aceleración aplicada.

Este diseño, basado en masas de prueba, resortes y capacitancias variables para medir con precisión la aceleración lineal es fundamental también para su uso en diversas aplicaciones, como en dispositivos móviles, automóviles, drones y otras tecnologías que requieren una detección precisa de la aceleración [35].

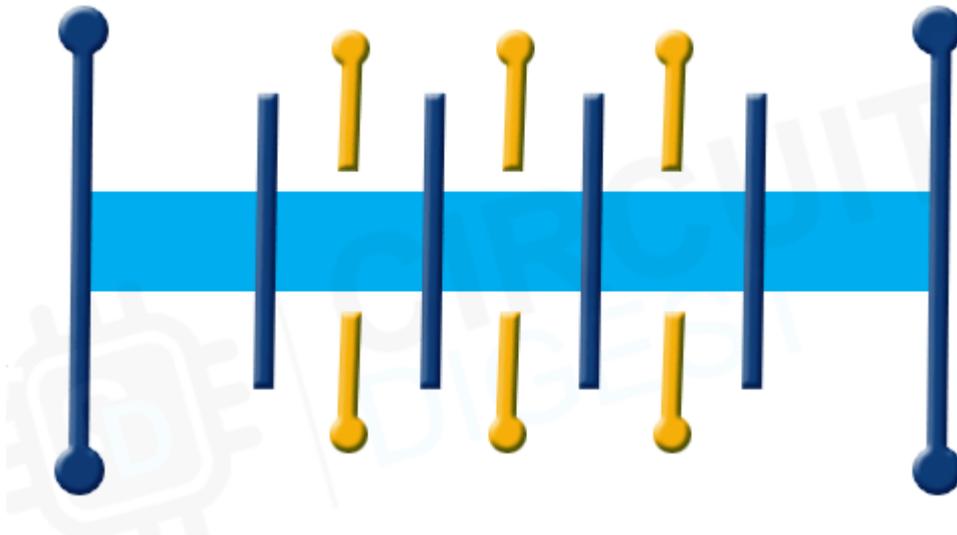


Figura 27. Dedos conductivos en circuito abierto

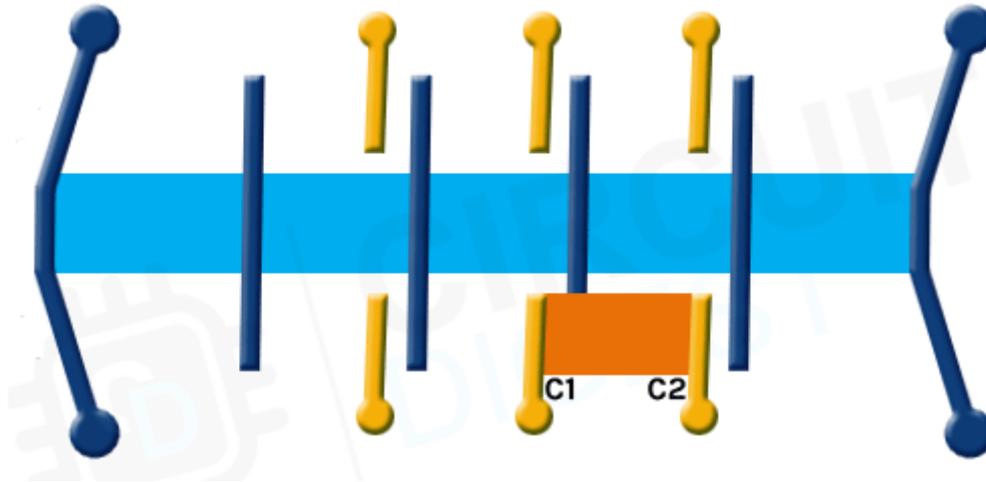


Figura 28. Dedos conductivos en contacto

El cambio en la capacitancia se mide con un ADC de alta resolución y luego se calcula la aceleración a partir de la tasa de cambio en la capacitancia. En el MPU6050, esto se convierte en un valor legible y luego se transfiere al dispositivo maestro I2C.

Giroscopio

El giroscopio es un dispositivo cuyo funcionamiento se basa en el efecto Coriolis. Este efecto se manifiesta cuando una masa se mueve con velocidad constante en una dirección específica y, al mismo tiempo, se le aplica un movimiento angular externo. Como resultado, se genera una fuerza que provoca un desplazamiento perpendicular de la masa. Esta fuerza resultante es lo que conocemos como Fuerza de Coriolis. La magnitud de este desplazamiento está directamente relacionada con la intensidad del movimiento angular aplicado.

Dentro del giroscopio, encontramos un conjunto de cuatro masas de prueba, las cuales se mantienen en un movimiento oscilante continuo. Cuando se aplica un movimiento angular al dispositivo, el efecto Coriolis entra en acción y provoca un cambio en la capacitancia entre las masas, dependiendo del eje del movimiento angular. Es decir, la interacción entre las masas y el movimiento angular produce variaciones en la capacidad del sistema. Estos cambios en la capacitancia se detectan y luego se convierten en lecturas que permiten medir con precisión el movimiento angular al que el giroscopio está siendo sometido [35].



Figura 29. MPU6050 en microscopio

En esta imagen microscópica del MPU6050 puede observarse las tres formaciones de sensores MEMS de Masa-Resorte y efecto Coriolis correspondientes a cada eje de trabajo dentro del sensor.

Calibración del módulo MPU6050

La calibración de un sensor MPU6050 es una práctica esencial para mitigar las fuentes de error sistemático inherentes a las mediciones de aceleración y velocidad angular. Este proceso busca corregir los posibles sesgos y desigualdades en la sensibilidad del sensor, originados por defectos intrínsecos en la fabricación o por influencias ambientales [34].

Mediante la calibración logramos principalmente la eliminación de Offset ajustando las lecturas del sensor cuando se encuentra en estado de reposo, de modo que estas se aproximen a valores cercanos a cero en condiciones estáticas.

Además obtenemos un ajuste de sensibilidad, igualando la respuesta del sensor en todas las direcciones, corrigiendo las disparidades en la sensibilidad a lo largo de sus ejes.

El procedimiento de calibración comprende las siguientes etapas:

- A. Posicionamiento del Sensor: El sensor MPU6050 se coloca en la posición y orientación requeridas para su aplicación, asegurando una sujeción estable durante todo el proceso.
- B. Adquisición de Datos: Se registran mediciones de aceleración y velocidad angular mientras el sensor permanece en reposo durante un período

determinado. Esto permite identificar los valores de offset que requieren corrección.

- C. Cálculo de Parámetros de Calibración: Utilizar los datos adquiridos para calcular los valores de offset y sensibilidad para cada uno de los ejes, empleando técnicas estadísticas como el cálculo de la media y la desviación estándar.
- D. Aplicación de Correcciones: Los valores de offset y sensibilidad calculados se aplican a las lecturas del sensor antes de su uso en una aplicación práctica. Esto permite eliminar los errores sistemáticos, mejorando así la precisión de las mediciones.

Es crucial subrayar que la calibración es un proceso intrínseco y particular para cada sensor, y los valores de calibración obtenidos para un MPU6050 no pueden no ser extrapolables a otros sensores del mismo modelo, ya que las condiciones de fabricación, ajuste y condiciones externas a las que fueron sometidos son diferentes [33]. Además, la calibración debe llevarse a cabo en condiciones ambientales similares a las del entorno de aplicación, ya que los factores ambientales pueden tener un impacto significativo en las mediciones.

En la Figura 30 se observa un segmento representativo de las mediciones tomadas con el sensor en reposo con los ejes colocados según el diseño original del dispositivo durante 5 minutos. Los valores se mantienen generalmente constantes en estos valores, alterándose en un rango de: ± 0.01 m/s en el eje X, ± 0.02 m/s en el eje Y, ± 0.02 m/s en el eje Z, en lo que respecta al giroscopio, mientras que los valores del acelerómetro se mantienen constantes alrededor de un 90% en los valores mostrados.

```

Acceleration X: -0.14, Y: 0.10, Z: 10.36 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.03, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.84 degC

Acceleration X: -0.15, Y: 0.13, Z: 10.38 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.03, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.86 degC

Acceleration X: -0.15, Y: 0.10, Z: 10.38 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.03, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.85 degC

Acceleration X: -0.16, Y: 0.11, Z: 10.38 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.03, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.85 degC

Acceleration X: -0.15, Y: 0.11, Z: 10.37 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.03, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.85 degC

Acceleration X: -0.15, Y: 0.10, Z: 10.35 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.02, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.86 degC

Acceleration X: -0.15, Y: 0.11, Z: 10.35 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.03, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.84 degC

Acceleration X: -0.14, Y: 0.13, Z: 10.35 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.02, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.86 degC

Acceleration X: -0.15, Y: 0.11, Z: 10.36 m/s^2
Rotation X: -0.07, Y: -0.03, Z: 0.03 rad/s
Temperature: 24.86 degC
    
```

Figura 30. Valores de offset

Tomando la media aritmética de todos los datos obtenidos durante 5 minutos, los valores tomados para compensar el offset son:

OFFSET	Eje X	Eje Y	Eje Z
Giroscopio (m/s)	0,15	-0,11	0,55
Acelerometro (m/s ²)	0,07	0,03	-0,03

Figura 31. Ajuste de offset

En base a estas estimaciones puede considerarse que mediante la introducción de los valores mencionados dentro del código cargado al ESP32 se compensa el offset del dispositivo y el mismo se encuentra calibrado.

Interpretación de los valores obtenidos

Luego de realizada la calibración del sensor MPU6050, se proporciona una ejemplificación de los valores que pueden ser adquiridos a través de sus mediciones y son interpretados cuando se activa el sensor integrado en el brazalete y se inicia su funcionamiento. Este estudio es fundamental para comprender y aprovechar al máximo la información que este sensor proporciona.

Giro + en:	X	Y	Z
Aumento en Ac.:	Y	-	-
Decrece en Ac.:	-	X	-
Acelerómetro a 0:	Z	Z	-
Giro - en:	X	Y	Z
Aumento en Ac.:	-	X	-
Decrece en Ac.:	Y	-	-
Acelerómetro a 0:	Z	Z	-

Figura 32. Tabla de referencia Giro-Aceleración

De manera simplificada, es posible derivar un conjunto de valores a partir de movimientos básicos que permiten la construcción de la tabla graficada en la Figura 29, la misma describe las variaciones en las lecturas del acelerómetro a lo largo de cada uno de sus ejes en respuesta a giros realizados en alguno de estos. Estas mediciones proporcionan información esencial para la reconstrucción de la orientación y dirección del brazalete y por ende, del brazo.

El acelerómetro, al ser un componente fundamental del MPU6050, registra la aceleración experimentada por el MPU6050 en cada uno de sus ejes. Cuando se efectúan giros o movimientos, se generan aceleraciones que afectan las lecturas de manera específica, lo que permite inferir la posición relativa del dispositivo. Esta información es crítica para determinar la orientación y el sentido del brazo al que está adherido el brazalete, lo que, a su vez, puede extrapolarse al movimiento y la posición del usuario. La confección de esta tabla posibilita la simplificación en la interpretación de las gráficas.

Para una comprensión más profunda de su funcionamiento, se adjunta la Figura ilustrativa 31 que representa la disposición de los ejes del MPU6050 en relación con la posición del cuerpo y cómo se ven afectados por cada movimiento ejecutado, permitiendo una interpretación precisa y cómo estos se relacionan con las acciones y desplazamientos del usuario.

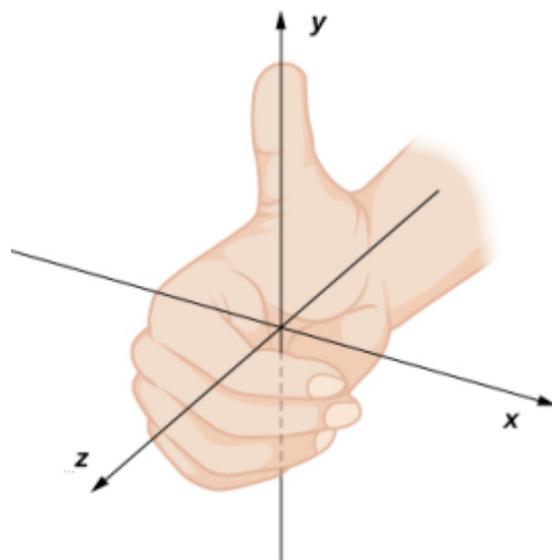


Figura 33. Orientación de ejes respecto a mano

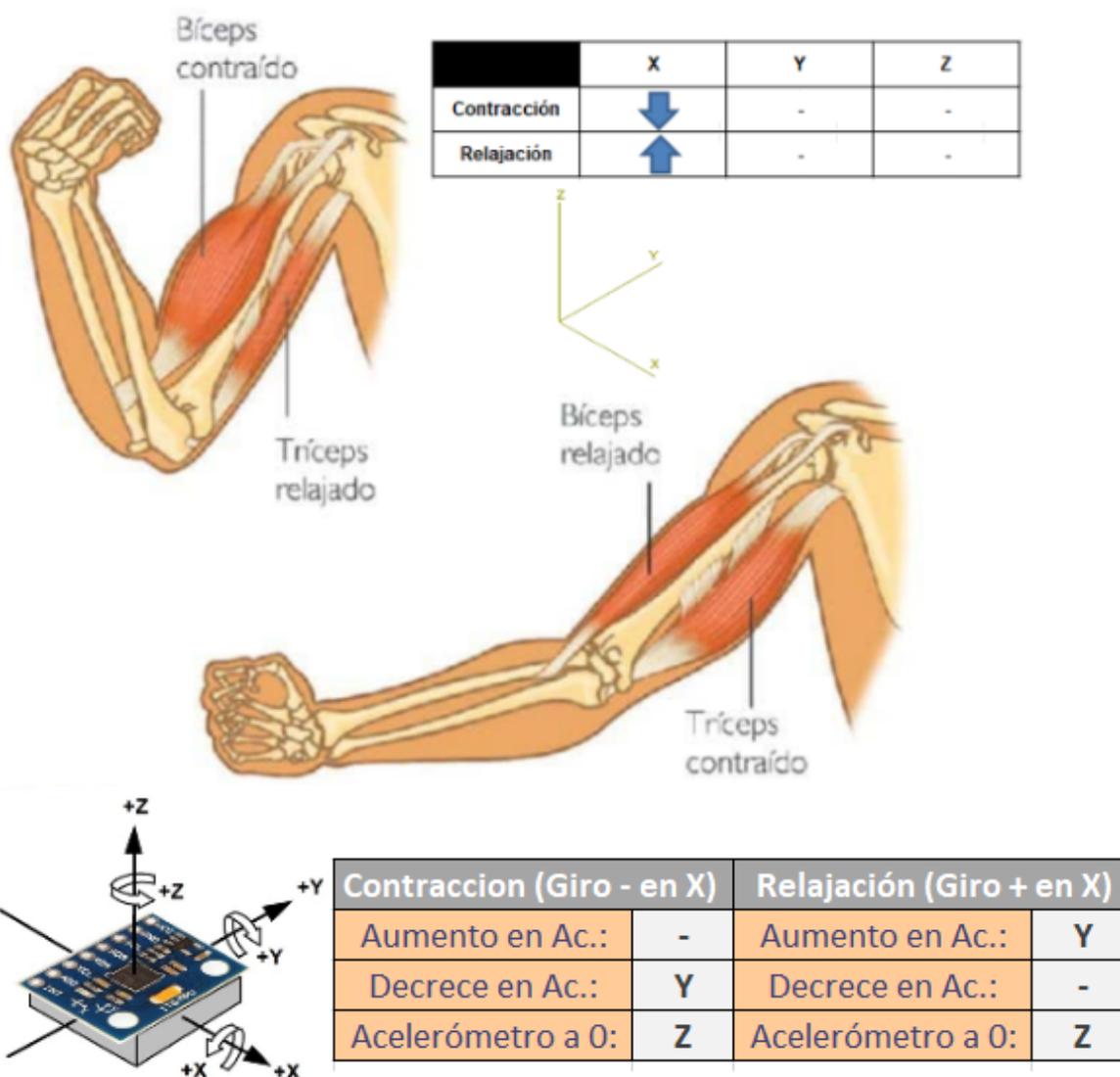


Figura 34. Relación giro-aceleración en movimientos de bíceps

Contracción de bíceps: el giro se realiza alrededor del eje X, produciendo un aumento en los valores del acelerómetro en los ejes Y y un descenso a 0 en el eje Z al posicionarse en forma perpendicular al sentido de la aceleración de la gravedad.

Relajación de bíceps: el giro se realiza alrededor del eje X, produciendo un descenso en los valores del acelerómetro en los ejes Y y descenso a 0 en el eje Z.

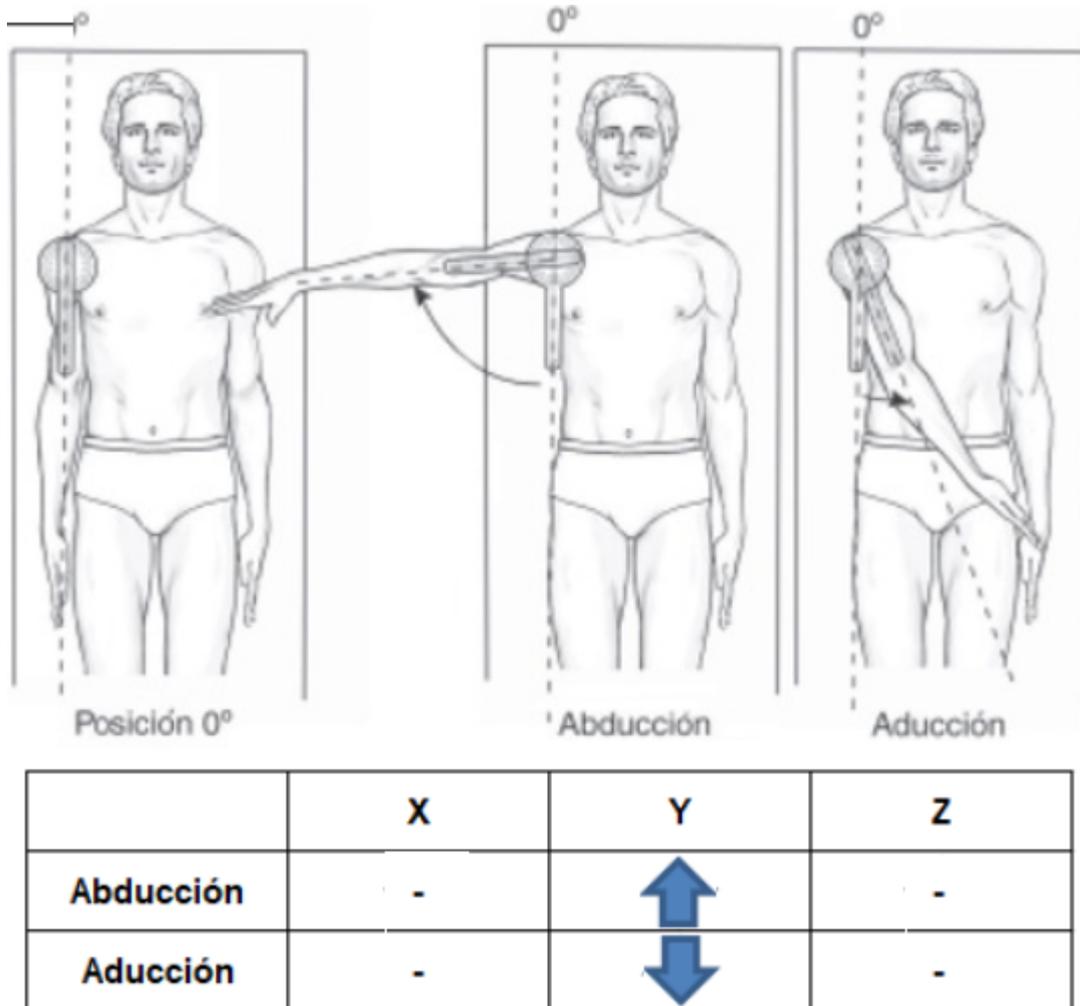


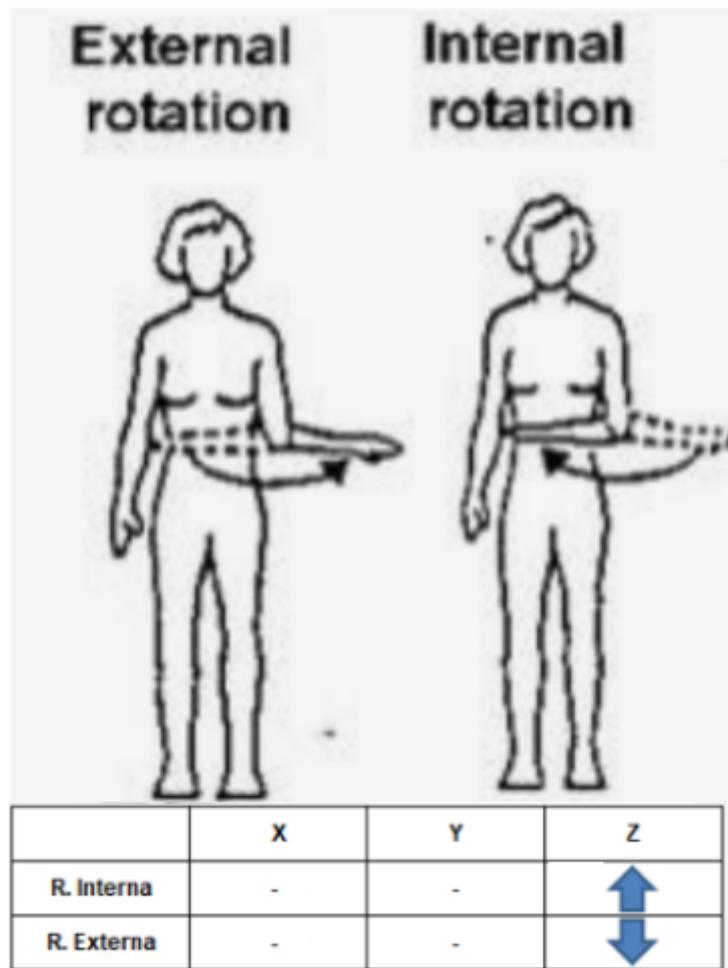
Figura 35. Relación giro-aceleración en abducción/aducción

Abducción (Giro + en Y)		Aducción (Giro - en Y)	
Aumento en Ac.:	-	Aumento en Ac.:	X
Decrece en Ac.:	X	Decrece en Ac.:	-
Acelerómetro a 0:	Z	Acelerómetro a 0:	Z

Figura 36. Tabla orientativa giro-aceleración sobre eje Y

Abducción: el giro se realiza alrededor del eje Y, produciendo un aumento en los valores del acelerómetro en los ejes X y un descenso a 0 en el eje Z.

Aducción: el giro se realiza alrededor del eje Y, produciendo un ascenso en los valores del acelerómetro en los ejes X y un descenso a 0 en el eje Z.



R. Interna (Giro + en Z)		R. Externa (Giro - en Z)	
Aumento en Ac.:	-	Aumento en Ac.:	-
Decrece en Ac.:	-	Decrece en Ac.:	-
Acelerómetro a 0:	-	Acelerómetro a 0:	-

Figura 37. Relación giro-aceleración en rotación I/E

Rotación interna: el giro se realiza alrededor del eje Z, no produciendo cambios en los acelerómetros de los ejes X e Y al no modificar su posición con respecto a la gravedad.

Rotación externa: se realiza un giro negativo alrededor del eje Z, sin cambios en los acelerómetros de los otros ejes

Conexión I2C

La conexión I2C (Inter-Integrated Circuit) es una interfaz de comunicación serie utilizada para la transmisión de datos entre dispositivos electrónicos. Es un método común para conectar sensores, actuadores y otros componentes en

sistemas embebidos y dispositivos electrónicos. I2C se basa en dos líneas de comunicación: SDA (Serial Data Line) y SCL (Serial Clock Line), ubicadas por default en los GPIO (Entrada/Salida de Propósito General) número 21 y 22, respectivamente, del microcontrolador ESP32. El MPU6050 actúa como un esclavo en el bus I2C, mientras que el ESP32 actúa como el maestro [36].

El proceso de comunicación I2C comienza con una señal de inicio generada por el maestro. Luego, el maestro envía la dirección del esclavo que desea comunicarse (en este caso, la dirección del MPU6050). Una vez que el esclavo reconoce su dirección, el maestro puede leer o escribir datos en el dispositivo, es por esto que se incluye en el código del microcontrolador la fase de inicialización del MPU6050, ya que sin esta el sensor no puede comenzar a trabajar.

Para leer datos del MPU6050, el maestro envía una solicitud de lectura con la dirección del registro que desea leer. El MPU6050 responde enviando los datos solicitados al maestro, ya que contiene registros internos que almacenan los datos del acelerómetro y el giroscopio. Los datos son almacenados en registros específicos, y el maestro debe acceder a estos registros para leer los valores del acelerómetro y el giroscopio [36]. Por ejemplo, para leer los datos del acelerómetro en el eje X, el maestro enviaría una solicitud de lectura al MPU6050 especificando la dirección del registro que contiene los datos del acelerómetro en el eje X. El MPU6050 respondería enviando los datos del acelerómetro en el eje X al maestro.

De esta manera, mediante la conexión I2C, el microcontrolador puede comunicarse con el MPU6050 y acceder a los datos del acelerómetro y el giroscopio para obtener información sobre el movimiento y la orientación del dispositivo en el brazalete de una forma rápida.

6.5. Microcontrolador

El ESP32 es un microcontrolador de bajo costo, bajo consumo de energía y alta eficiencia que ha demostrado ser una herramienta muy útil para el diseño de sistemas en proyectos de Ingeniería Biomédica. Cuenta con 34 pines de uso general disponibles para designar un propósito como entrada o salida de corriente, además de poder alimentar distintos módulos con 3,3 V o 5 V.

Las principales razones para utilizar el ESP32 en aplicaciones relacionadas con la ingeniería biomédica son:

1. Potencia de procesamiento: El ESP32 cuenta con un procesador dual-core de 32 bits a una velocidad de 240 MHz, lo que permite procesar grandes cantidades de datos en tiempo real y ejecutar múltiples tareas simultáneamente. Esto es especialmente importante en el diseño de sistemas de monitoreo de parámetros fisiológicos, donde se requiere procesar y analizar datos en tiempo real provenientes de muchos sensores.

2. Conectividad inalámbrica: El ESP32 cuenta con conectividad WiFi y Bluetooth integrada, lo que permite la transmisión de datos de manera inalámbrica a una computadora o dispositivo móvil para su posterior análisis y almacenamiento. Esto es muy útil ya que al incluirse la posibilidad de conexión bluetooth sin la necesidad de agregar otro módulo se disminuye el espacio necesario para la placa electrónica.
3. Bajo consumo de energía: Esta característica lo hace ideal para aplicaciones portátiles y de batería. En aplicaciones de monitoreo de pacientes la duración de la batería es un aspecto crítico y es indispensable un dispositivo que consuma poca energía.
4. Flexibilidad: El ESP32 es altamente flexible y se puede programar en diferentes lenguajes de programación, como Python, C ++, entre otros. Esto lo hace adecuado para una amplia gama de aplicaciones y permite al diseñador crear soluciones personalizadas para diferentes necesidades.
5. Bajo costo: El ESP32 es un microcontrolador de bajo costo, muy accesible para una amplia gama de usuarios, lo que permite realizar con este microprocesador muy variados proyectos, tanto prototipos de prueba como dispositivos de uso continuado.



Figura 38. ESP 32

El ESP32 representa una herramienta muy útil para el diseño de sistemas de medición y monitoreo de parámetros fisiológicos en pacientes con epilepsia durante una convulsión. Su potencia de procesamiento, conectividad inalámbrica, bajo consumo de energía, flexibilidad y bajo costo lo hacen adecuado para una amplia gama de aplicaciones y permiten a los diseñadores crear soluciones personalizadas para diferentes necesidades.

7. Dispositivo

7.1. Circuito final

Mediante el programa Eagle [37], se realiza la esquematización del circuito usado; primeramente se presenta el circuito presente en el brazaletes, y en capítulos posteriores se lo mostrará con modificaciones que mejoran su rendimiento y su eficiencia energética.

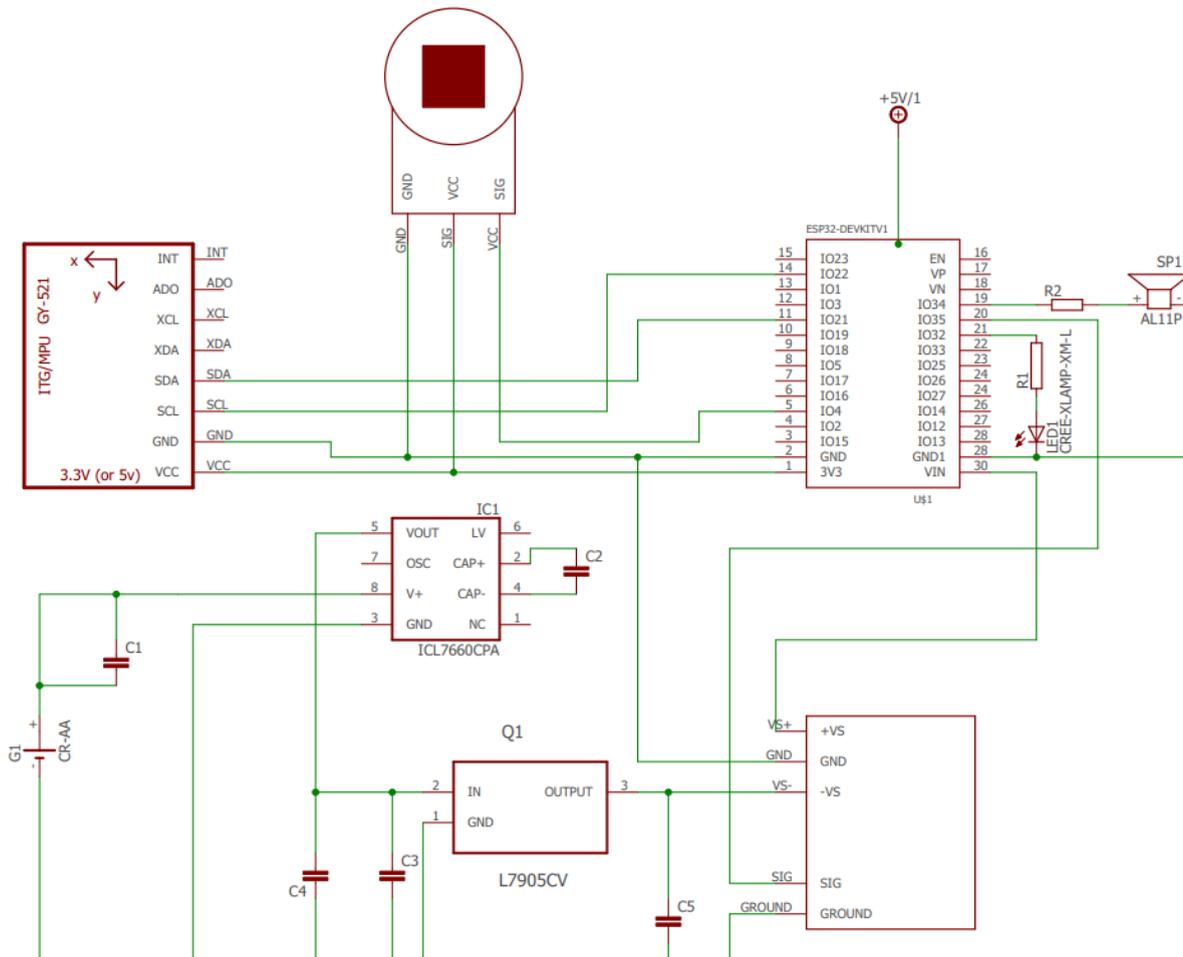


Figura 39. Circuito en placa

En el bloque superior izquierdo puede observarse el sensor de pulso cardiaco junto al MPU6050, este último conectado a 3,3 V y a los puertos GPIO21 y GPIO22, usados por defecto para la configuración I2C en el microcontrolador ESP32, ubicado en el bloque superior derecho. En esta zona también se observa un led que se enciende cada vez que la medición de un latido supera el rango programado o, en el caso de que el sensor de pulso se configure como digital, cada vez que se detecta un latido, la introducción del buzzer permite la programación de una alarma sonora al detectarse movimientos de gran intensidad o una frecuencia cardiaca anormal.

La batería de 9 V se ubica en la parte izquierda inferior, conectada a la pata 8 del ICL7660 que recibe el voltaje a invertir, para su correcto funcionamiento el

integrado también requiere un capacitor entre los pines 2 y 4, al trabajar con un voltaje mayor a 3,5 V no debe conectarse el pin 6 a tierra.

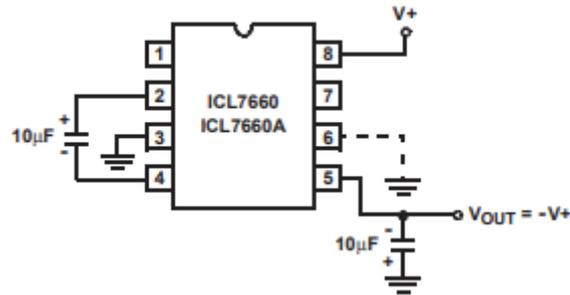


Figura 40. ICL7660

Cuando se utilizan condensadores polarizados el terminal + de C2 debe conectarse al pin 2 del ICL7660 y el terminal + de C4 debe conectarse a tierra. Mientras el capacitor C4 cumple una función de regulación del voltaje de ripple, el capacitor C2 tiene una función doble: como recipiente y como bomba de voltaje, ya que es este capacitor el que se encarga de emitir el voltaje que luego de abrir y cerrar un conjunto de 4 switches, se transmite como negativo, según la fórmula: $E = 1/2 C1 (V1^2 - V2^2)$, siendo V1 el voltaje en modo recipiente y V2 en modo bomba.

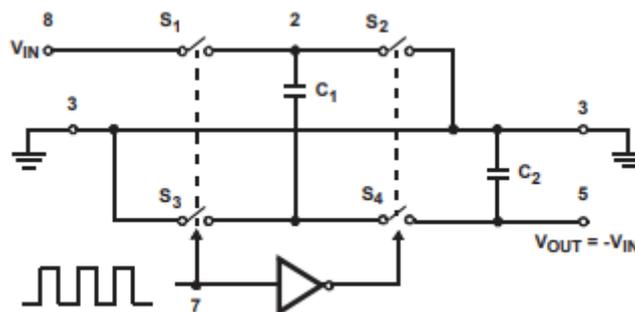


FIGURE 12. IDEALIZED NEGATIVE VOLTAGE CONVERTER

Figura 41. Funcionamiento ICL7660

El condensador C1 se carga a un voltaje, V+ (en este caso 9V), durante el medio ciclo cuando los interruptores S1 y S3 están cerrados, mientras los interruptores S2 y S4 están abiertos. Durante el segundo medio ciclo de operación, los interruptores S2 y S4 están cerrados, con S1 y S3 abiertos, desplazando así el condensador C1 negativamente en V + voltios. Luego, la carga se transfiere de C1 a C2 de modo que el voltaje en C2 sea exactamente V +.

Luego de obtener los -9V en el pin 5 del ICL7660 es necesario llevarlo a -5 V y mantenerlos estables para cumplir con los requerimientos del sensor de contracción, para esto se utiliza un integrado L7905, siguiendo la conexión detallada en su datasheet obtenemos:

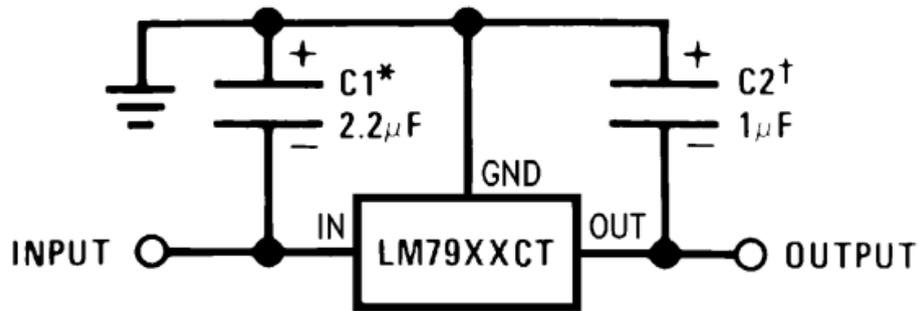


Figura 42. LM7905

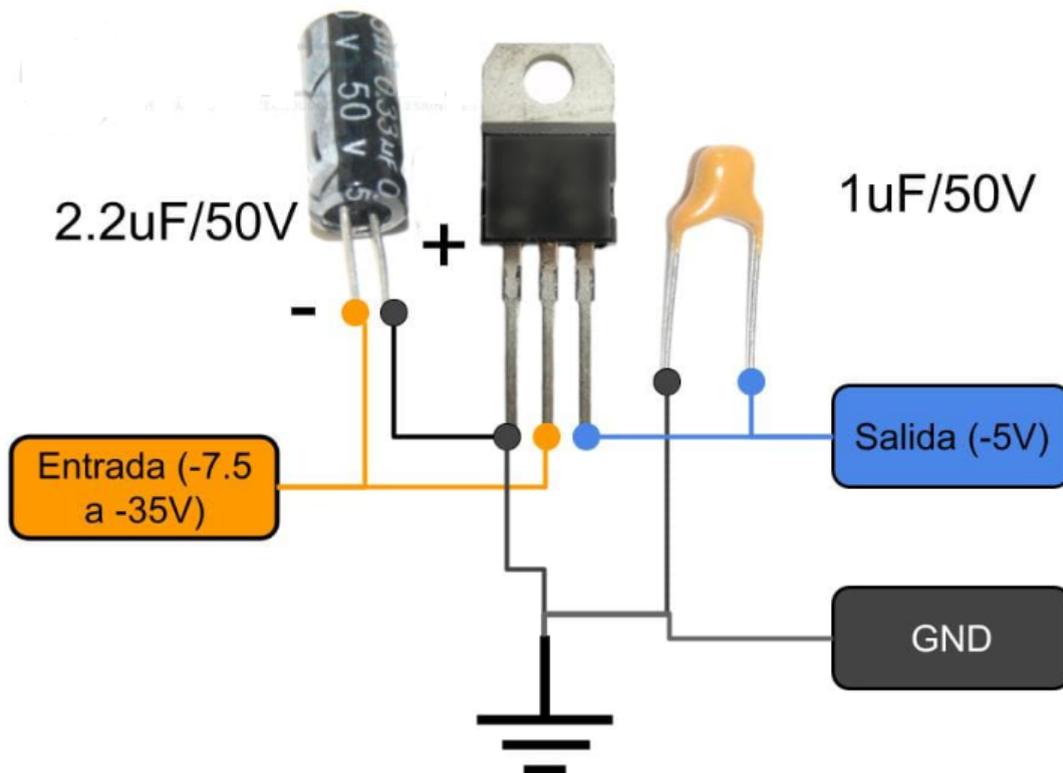


Figura 43. Circuito LM7905

Donde C1 es necesario si el regulador se coloca más de 7 cm del capacitor de filtro y C2 para aumentar la estabilidad del voltaje de salida. El voltaje obtenido en el pin 3 del L7905 ya se encuentra estabilizado en un valor de -5V, el requerido para el correcto funcionamiento del sensor de contracción al ser conectado con el pin de Vs-.

7.2. Consumo y autonomía

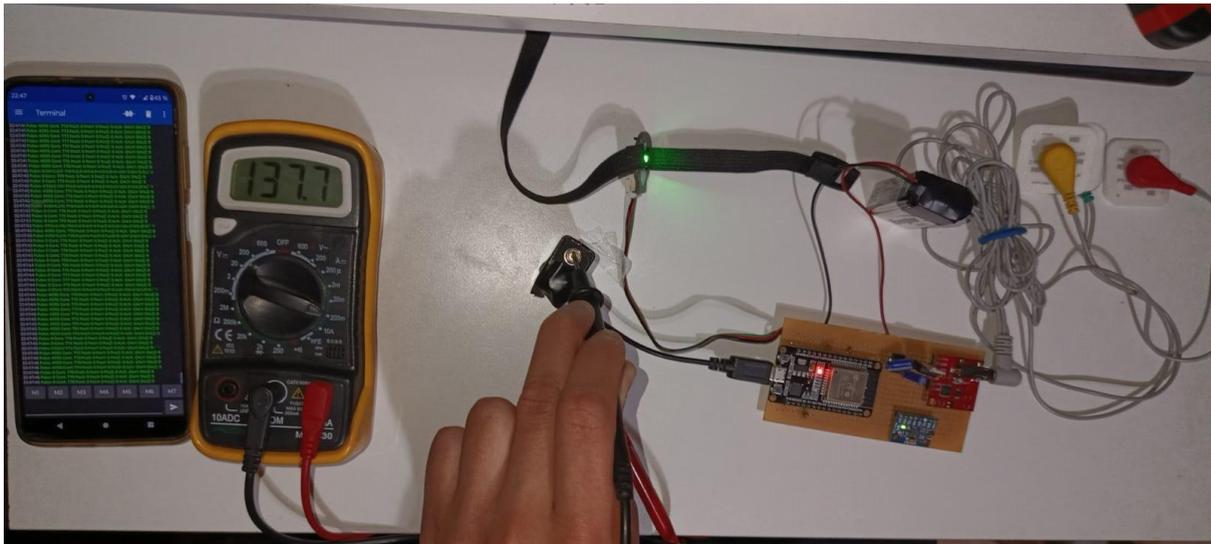


Figura 44. Consumo

Como puede observarse en la Figura 44, el dispositivo tiene un consumo en su máxima exigencia de 138 mA, lo que, con una batería de 5200 mAh nos permitirá una autonomía según la fórmula:

$$\text{Batería: } 3.3 \text{ V} * 5200 \text{ mAh} = 17160 \text{ mWh} = 17,160 \text{ Wh}$$

$$\text{Carga: } 3.3 \text{ V} * 138 \text{ mA} = 455.4 \text{ mW} = 0.4554 \text{ W}$$

$$\text{Autonomía: } \frac{17,160 \text{ Wh}}{0.4554 \text{ W}} = 37.68 \text{ h}$$

La autonomía prevista de este dispositivo nos proporciona la flexibilidad de utilizarlo durante un período extenso, lo que significa que podemos contar con su funcionamiento durante todo un día sin preocuparnos de agotar la batería. No obstante, es importante señalar que nuestra meta a largo plazo es maximizar la autonomía del dispositivo para asegurarnos de que sea aún más duradero.

En la configuración actual, este diseño específico nos permite utilizar el dispositivo cómodamente durante una o incluso dos noches consecutivas sin necesidad de recargar la batería. Después de este período de uso, podemos extraer fácilmente la batería del bolsillo del brazalete para su recarga y volver a ponerla en funcionamiento.

7.3. Aplicación en dispositivo móvil

La aplicación "Serial Bluetooth Terminal" es una herramienta que permite establecer una conexión Bluetooth con dispositivos emisores y receptores de datos, como el ESP32 que se encuentra en el brazalete, ya programado para tener disponible la conexión bluetooth al encenderse.

El proceso de uso de esta aplicación implica primero vincular el dispositivo móvil con el ESP32, una vez emparejados, la aplicación puede conectarse al dispositivo. A través de esta conexión, la aplicación recibe los datos transmitidos por

el ESP32, funcionando como un puerto serial y recibiendo información en cualquier formato, dependiendo de la configuración.

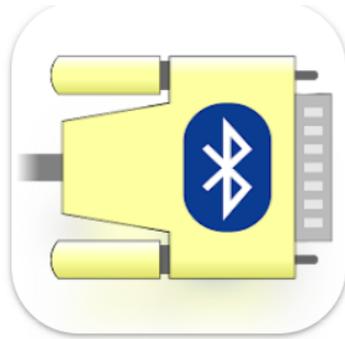


Figura 45. Logo Serial Bluetooth Terminal

La interfaz de usuario de la aplicación muestra los datos recibidos de igual forma a como se muestran en el monitor serie, por ende, que su lectura sea comprensible para el usuario depende del programador. Esto puede incluir una simple lista de valores o una especificación de a qué parámetro está vinculado cada uno de ellos, este aspecto no depende de la forma en que esté configurada la aplicación sino de cómo esté programado el microprocesador para enviar los datos. La aplicación también proporciona opciones de configuración como tamaño de fuente y color, escalón de tiempo entre cada muestra, etc.

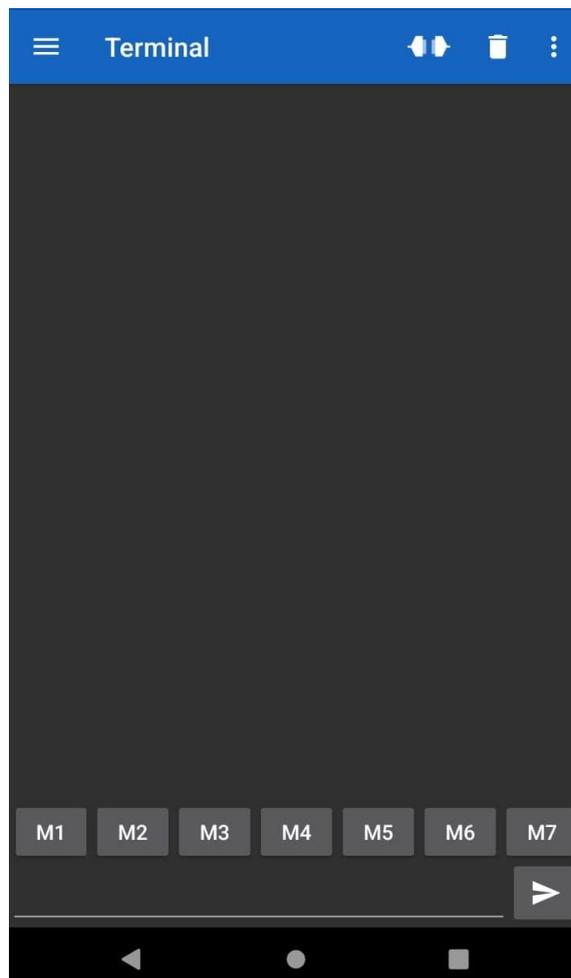


Figura 46. Interfaz Serial Bluetooth Terminal

En el contexto del brazalete equipado con un ESP32 y sensores para medir parámetros fisiológicos como la frecuencia cardíaca, la temperatura corporal o la actividad cerebral, la aplicación se convierte en una herramienta útil. Al conectarla al brazalete, la aplicación puede mostrar en tiempo real los datos capturados por los sensores y el momento en que fue tomada cada medición, discriminando en hora, minutos, segundos y milisegundos. Además, ofrece un chat en el que el usuario puede escribir libremente lo que considere que pueda ser útil. Estos mensajes se registran junto a los datos en un archivo .txt que la aplicación genera y guarda en el teléfono móvil vinculado al microprocesador. Esto facilita la documentación de eventos o la comunicación con el brazalete, lo que puede ser valioso para el seguimiento y el análisis posterior de los datos.

```

: 726, GiroX: 0, GiroY: 0, GiroZ: 0
22:02:02.172 Pulso: 2830, PosX: -59, PosY: -2, PosZ: -73, Cont
: 722, GiroX: 0, GiroY: 0, GiroZ: 0
22:02:02.296 Pulso: 2703, PosX: -60, PosY: -3, PosZ: -73, Cont
: 724, GiroX: 0, GiroY: 0, GiroZ: 0
22:02:02.371 Pulso: 4095, PosX: -59, PosY: -5, PosZ: -72, Cont
: 724, GiroX: 0, GiroY: 0, GiroZ: 0
22:02:02.472 Pulso: 1984, PosX: -66, PosY: -5, PosZ: -72, Cont
: 725, GiroX: 0, GiroY: -2, GiroZ: 0
22:02:02.574 Pulso: 2599, PosX: -56, PosY: -4, PosZ: -71, Cont
: 725, GiroX: 0, GiroY: -1, GiroZ: 0
22:02:02.672 Pulso: 3520, PosX: -62, PosY: -4, PosZ: -72, Cont
: 726, GiroX: 0, GiroY: 0, GiroZ: 0
    
```

Figura 47. Registro de datos en aplicación

Este teclado puede tener varios usos beneficiosos. Primero, permite a los usuarios registrar eventos importantes, como sensaciones anormales o malestar, durante su uso. Estos registros detallados pueden proporcionar información valiosa para comprender mejor la salud del usuario y descubrir si existen situaciones relacionadas con una convulsión que no fueron detectadas a simple vista y puedan ser tenidas en cuenta..

Además, en situaciones en las que el usuario no puede comunicarse verbalmente debido a una convulsión u otra condición médica, el teclado puede ser una forma alternativa de comunicación. El usuario puede escribir sus necesidades o solicitar ayuda a través del teclado. La inclusión de un chat con los dispositivos vinculados a la red de monitoreo puede ser tenido en cuenta también para posteriores proyectos.

7.4. Implementación

En este capítulo se presenta el resultado final, listo para su implementación. En la Figura 45 podemos observar la placa electrónica soldada y puesta en funcionamiento siguiendo el circuito detallado en la Figura 37.

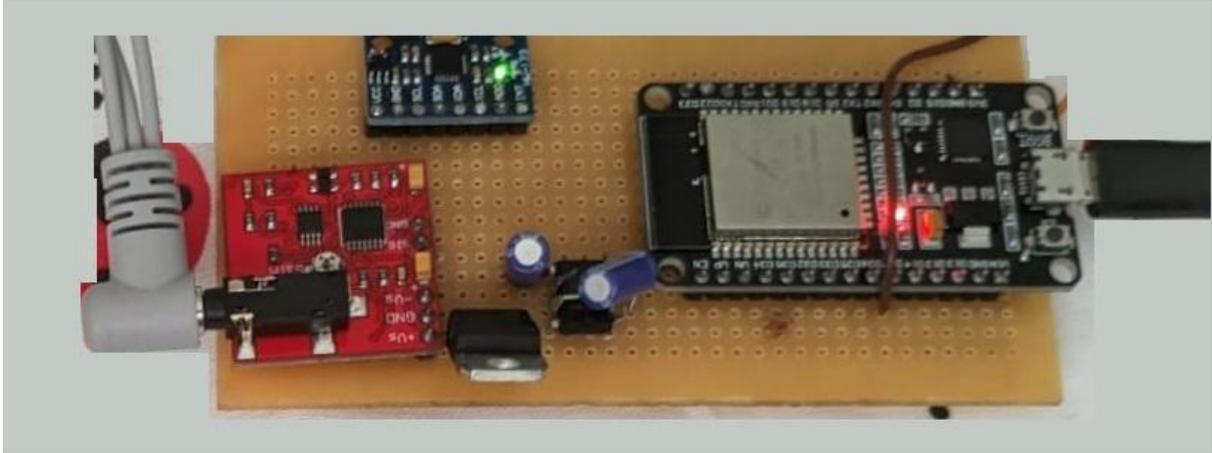


Figura 48. Plaqueta electrónica

En cuanto al brazalete, se intentó encontrar un diseño ergonómico y con facilidad de uso. El mismo está compuesto por tela gabardina debido a su facilidad de trabajo y en vistas de que su uso se realizará sólo para recabar datos, pero es recomendable usar en posteriores proyectos telas con mayor grado de transpirabilidad que puedan hacerlo más fresco, como algodón o lino.

En cuanto a su colocación, el brazalete puede abrirse longitudinalmente, esto es importante porque facilita la colocación en el antebrazo del usuario de una manera cómoda. Una vez ajustado, permite al paciente también deslizar fácilmente su brazo en el brazalete sin necesidad de abrirlo o ajustarlo nuevamente en posteriores ocasiones.



Figura 49. Apertura del brazalete

El tamaño del dispositivo es comparable al de un tensiómetro estándar. Esto significa que es lo suficientemente compacto y portátil como para ser utilizado en diversos entornos, como consultorios médicos o incluso en movilidad para determinados escenarios.

El ajuste del brazalete es un aspecto fundamental de su diseño. Se logra mediante el uso de dos elementos principales: el velcro y el elástico. El velcro permite que el brazalete se adhiera de manera segura alrededor del brazo del usuario. Esto es esencial para garantizar una medición precisa de los parámetros, ya que un ajuste seguro ayuda a evitar movimientos de los sensores o ingreso de luz que pueda generar interferencias. El elástico complementa el ajuste al permitir que el brazalete se adapte a diferentes tamaños de brazo, esto significa que el dispositivo puede utilizarse en una variedad de pacientes, desde adultos hasta niños, sin importar el tamaño de su brazo. El usuario puede ajustar el nivel de tensión del elástico según su comodidad y necesidades, lo que asegura que el brazalete se pueda usar de manera cómoda y segura.



Figura 50. Colocación del brazalete

Parte del diseño y la construcción incluyó la confección de un bolsillo ubicado en la parte superior, dentro del mismo se colocan la batería de 9V y la Powerbank de 5200 mAh, permitiendo realizar fácilmente los cambios de baterías y el retiro del cargador portátil para poder cargarlo fuera del brazalete. Al colocar el brazalete sobre el brazo, la posición de este bolsillo se ubica en el lado superior del brazo, mientras que la placa electrónica en el lado superior, este posicionamiento fue realizado adrede para evitar el acercamiento entre estos elementos que puedan provocar interferencias o sobrecalentamientos.

8. Pruebas iniciales

En esta sección, se presentan y explican los resultados de las primeras pruebas realizadas con el dispositivo. Aunque inicialmente se llevó a cabo la prueba en una persona sana, estos resultados preliminares nos brindan información valiosa sobre la viabilidad y precisión del dispositivo en la detección y registro de cambios fisiológicos durante las convulsiones.

8.1. Metodología

Para realizar las pruebas del dispositivo, se seleccionó a una participante, llamada Milagros, a la que se le entregó el dispositivo para usarlo durante varias noches. Durante este período, se registraron continuamente el ritmo cardíaco, la contracción del músculo radial y el movimiento del brazo por medio de la aplicación “Serial Bluetooth Terminal”.

La participante leyó y firmó un documento de confidencialidad disponible en el anexo del presente documento y luego fue instruida sobre el uso adecuado del dispositivo. Se le pidió usarlo en diferentes momentos del día, a fin de evaluar la capacidad del dispositivo para detectar las diferencias entre cada uno y registrar los cambios fisiológicos relacionados con el sueño y la vigilia.

8.2. Resultados

Los datos obtenidos durante los días de uso fueron registrados en un archivo .txt de aproximadamente 20 Mb por cada una, generando entre tres y cinco mediciones por segundo. Luego los mismos fueron separados por columnas en el programa Excel para generación de gráficos útiles para una mejor visualización de los resultados.

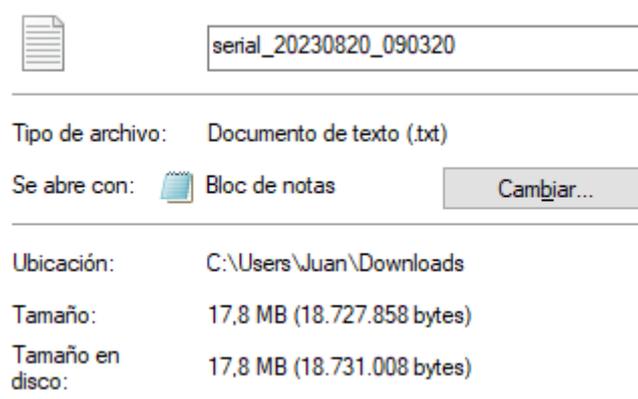


Figura 51. Información de archivo generado

Prototipo sensor de variables fisiológicas relacionadas con convulsiones epilépticas tónico-clónicas

21:38:57 Pulso:	2827 PosX:	81 PosY:	-29 PosZ:	48 Cont:	0 GiroX:	-5 GiroY:	0 GiroZ:	-10
21:38:57 Pulso:	2842 PosX:	50 PosY:	-23 PosZ:	33 Cont:	0 GiroX:	-4 GiroY:	2 GiroZ:	-13
21:38:57 Pulso:	2830 PosX:	52 PosY:	-15 PosZ:	37 Cont:	0 GiroX:	-8 GiroY:	-2 GiroZ:	-9
21:38:57 Pulso:	2811 PosX:	84 PosY:	-19 PosZ:	44 Cont:	0 GiroX:	-9 GiroY:	6 GiroZ:	-2
21:38:57 Pulso:	2803 PosX:	75 PosY:	-31 PosZ:	46 Cont:	0 GiroX:	-14 GiroY:	8 GiroZ:	5
21:38:57 Pulso:	2827 PosX:	88 PosY:	-46 PosZ:	48 Cont:	0 GiroX:	-15 GiroY:	10 GiroZ:	5
21:38:57 Pulso:	2826 PosX:	76 PosY:	-37 PosZ:	38 Cont:	0 GiroX:	-8 GiroY:	9 GiroZ:	-4
21:38:57 Pulso:	2815 PosX:	73 PosY:	-32 PosZ:	31 Cont:	0 GiroX:	-5 GiroY:	5 GiroZ:	-10
21:38:58 Pulso:	2797 PosX:	81 PosY:	-46 PosZ:	48 Cont:	0 GiroX:	-10 GiroY:	3 GiroZ:	-8
21:38:58 Pulso:	2806 PosX:	46 PosY:	-66 PosZ:	53 Cont:	0 GiroX:	-12 GiroY:	5 GiroZ:	0
21:38:58 Pulso:	2807 PosX:	68 PosY:	-67 PosZ:	48 Cont:	0 GiroX:	-5 GiroY:	6 GiroZ:	1
21:38:58 Pulso:	2815 PosX:	82 PosY:	-37 PosZ:	54 Cont:	0 GiroX:	4 GiroY:	-3 GiroZ:	-5
21:38:58 Pulso:	2816 PosX:	70 PosY:	-23 PosZ:	56 Cont:	0 GiroX:	5 GiroY:	0 GiroZ:	-4
21:38:58 Pulso:	2832 PosX:	46 PosY:	-53 PosZ:	44 Cont:	0 GiroX:	-6 GiroY:	2 GiroZ:	-1
21:38:58 Pulso:	2819 PosX:	52 PosY:	-47 PosZ:	47 Cont:	0 GiroX:	-5 GiroY:	5 GiroZ:	3
21:38:58 Pulso:	2811 PosX:	89 PosY:	-16 PosZ:	88 Cont:	0 GiroX:	8 GiroY:	-6 GiroZ:	-5
21:38:58 Pulso:	2803 PosX:	88 PosY:	-14 PosZ:	93 Cont:	0 GiroX:	10 GiroY:	-6 GiroZ:	-4
21:38:58 Pulso:	2806 PosX:	64 PosY:	-51 PosZ:	51 Cont:	0 GiroX:	0 GiroY:	4 GiroZ:	2
21:38:59 Pulso:	2800 PosX:	42 PosY:	-62 PosZ:	14 Cont:	0 GiroX:	-5 GiroY:	7 GiroZ:	13
21:38:59 Pulso:	2830 PosX:	53 PosY:	-26 PosZ:	46 Cont:	0 GiroX:	-3 GiroY:	1 GiroZ:	8
21:38:59 Pulso:	2861 PosX:	36 PosY:	-12 PosZ:	37 Cont:	0 GiroX:	8 GiroY:	-6 GiroZ:	-2
21:38:59 Pulso:	2829 PosX:	103 PosY:	-18 PosZ:	114 Cont:	0 GiroX:	12 GiroY:	-3 GiroZ:	-5
21:38:59 Pulso:	2811 PosX:	64 PosY:	-46 PosZ:	70 Cont:	0 GiroX:	1 GiroY:	1 GiroZ:	0
21:38:59 Pulso:	2789 PosX:	50 PosY:	-62 PosZ:	33 Cont:	0 GiroX:	-6 GiroY:	0 GiroZ:	8
21:38:59 Pulso:	2793 PosX:	56 PosY:	-42 PosZ:	37 Cont:	0 GiroX:	-1 GiroY:	-3 GiroZ:	11
21:38:59 Pulso:	2812 PosX:	75 PosY:	-21 PosZ:	57 Cont:	0 GiroX:	14 GiroY:	-9 GiroZ:	2
21:38:59 Pulso:	2804 PosX:	105 PosY:	-22 PosZ:	81 Cont:	0 GiroX:	17 GiroY:	-8 GiroZ:	-5
21:38:59 Pulso:	2825 PosX:	84 PosY:	-40 PosZ:	61 Cont:	0 GiroX:	7 GiroY:	0 GiroZ:	-2
21:39:00 Pulso:	2809 PosX:	58 PosY:	-48 PosZ:	29 Cont:	0 GiroX:	-3 GiroY:	9 GiroZ:	8
21:39:00 Pulso:	2807 PosX:	63 PosY:	-32 PosZ:	43 Cont:	0 GiroX:	-11 GiroY:	-3 GiroZ:	5
21:39:00 Pulso:	2823 PosX:	78 PosY:	-26 PosZ:	65 Cont:	0 GiroX:	3 GiroY:	-5 GiroZ:	0
21:39:00 Pulso:	2794 PosX:	105 PosY:	-31 PosZ:	75 Cont:	0 GiroX:	9 GiroY:	-2 GiroZ:	-2
21:39:00 Pulso:	2800 PosX:	80 PosY:	-46 PosZ:	54 Cont:	0 GiroX:	1 GiroY:	-1 GiroZ:	-1
21:39:00 Pulso:	2822 PosX:	56 PosY:	-50 PosZ:	36 Cont:	0 GiroX:	-3 GiroY:	3 GiroZ:	7
21:39:00 Pulso:	2844 PosX:	88 PosY:	-46 PosZ:	56 Cont:	0 GiroX:	2 GiroY:	6 GiroZ:	4

Figura 52. Registro obtenido en Excel

Por cuestiones de comodidad y para poder realizar un mejor estudio, los datos fueron separados en dos gráficos, en el primero se observa la frecuencia cardiaca en azul y la contracción muscular en rojo.

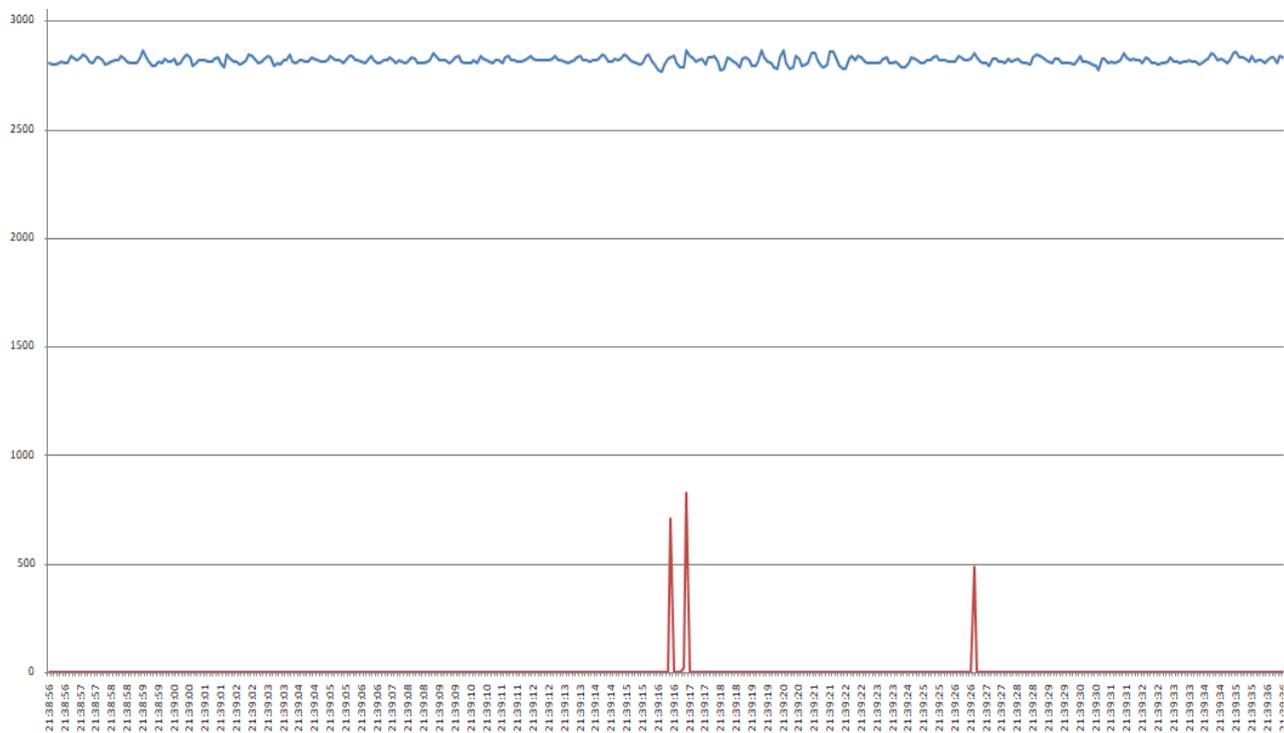


Figura 53. Gráficas pulso-contracción

8.2.1. Frecuencia cardíaca durante el sueño

Con este parámetro correctamente medido por el sensor, puede controlarse la frecuencia cardíaca en cada momento. Tomando el gráfico anterior realizamos el estudio de la misma:

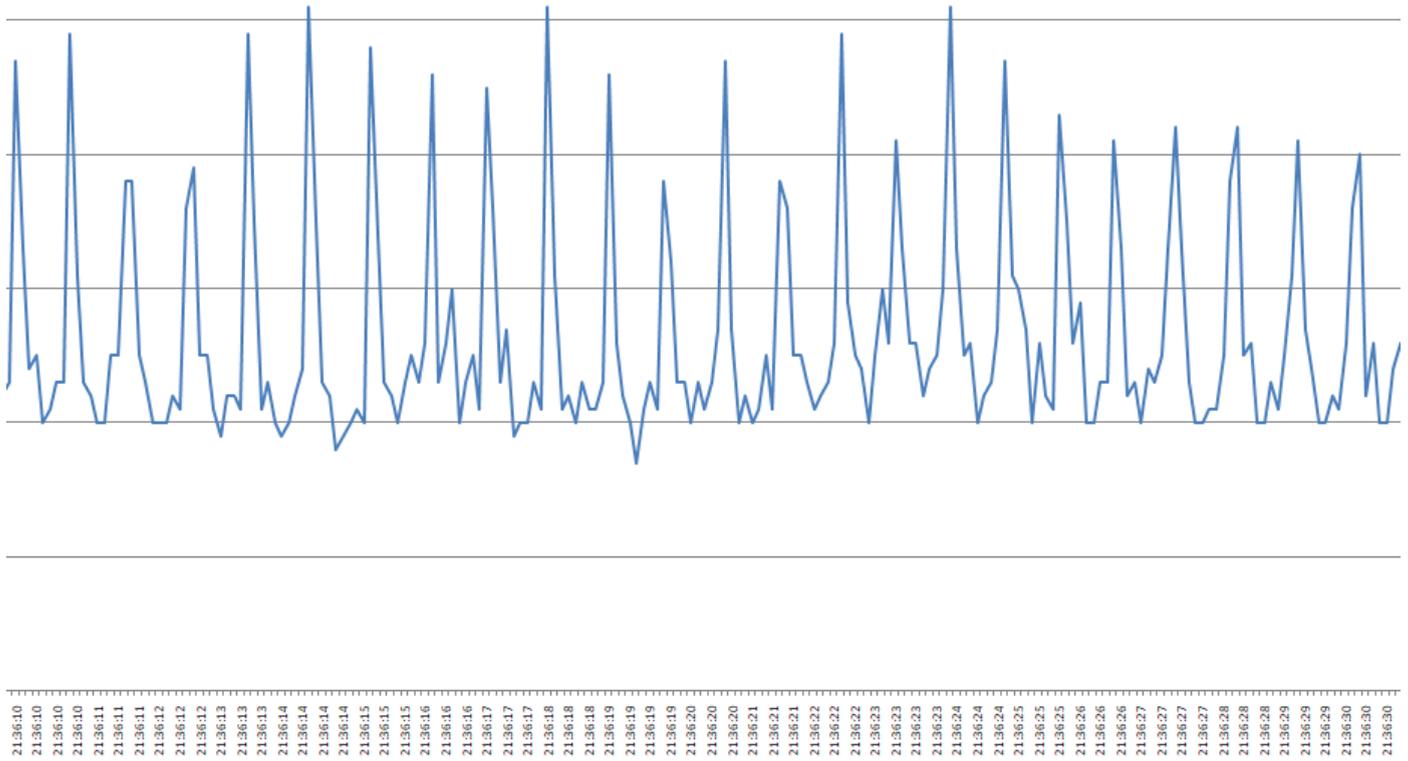


Figura 54. Gráfico pulso arterial

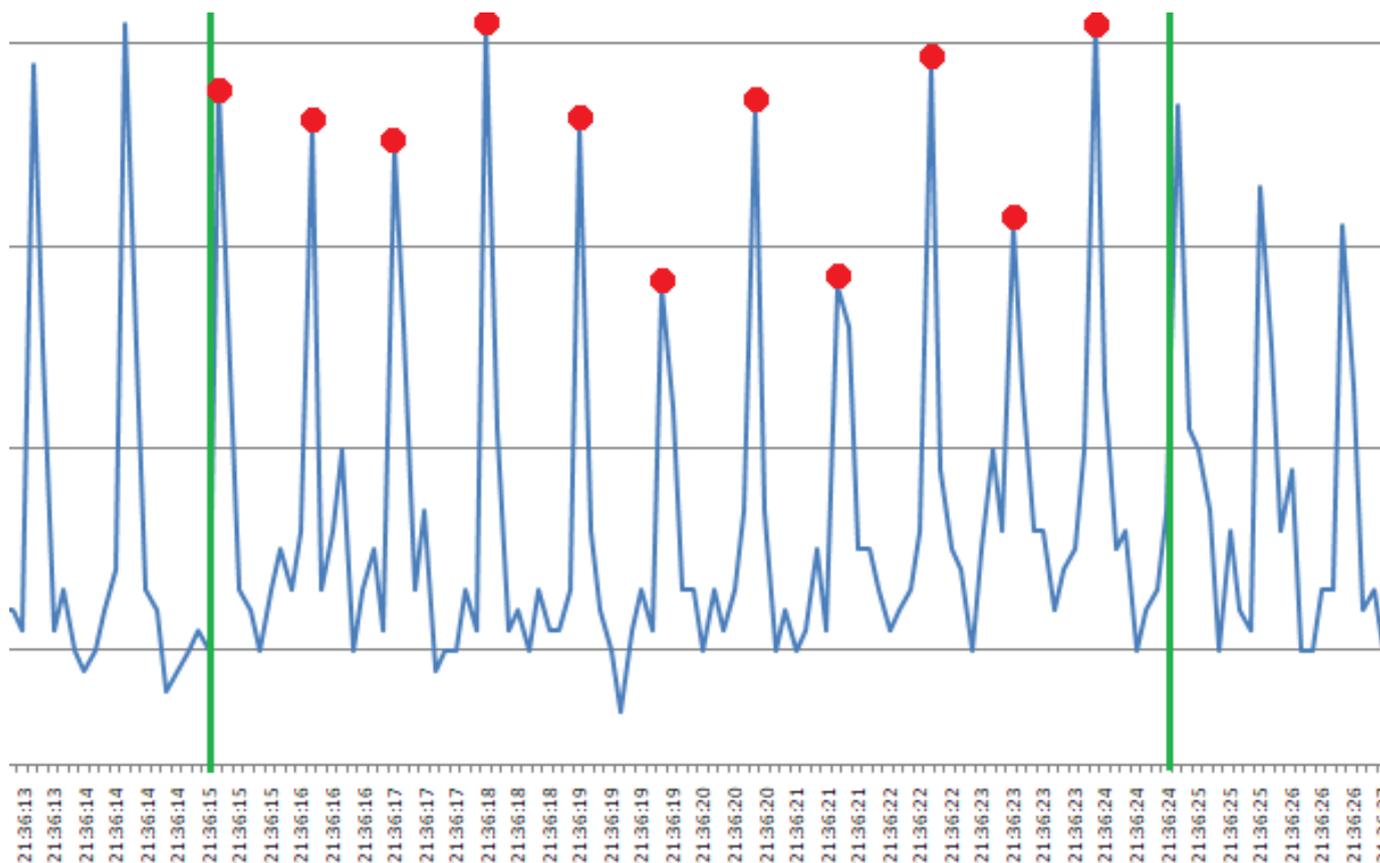


Figura 55. Cálculo frecuencia cardíaca en vigilia

Cabe mencionar que las mediciones antes mostradas se realizaron durante un estado de relajación, en la que el voluntario se encuentra calmado (similar a un estado de sueño o relajación) para simular condiciones similares para las que fue diseñado el sistema. Tomando diez segundos aleatorios en los datos obtenidos, puede encontrarse que la frecuencia cardíaca instantánea, tomando un rango de diez segundos, luego contando las pulsaciones dentro de los mismos y multiplicandolas por seis, es igual a:

$$FC [lpm] = P(10s) \times 6 = 11 \times 6 = 66 lpm$$

Otra prueba realizada con el mismo voluntario durante el sueño muestra que las pulsaciones se mantienen ya que el estado es similar:

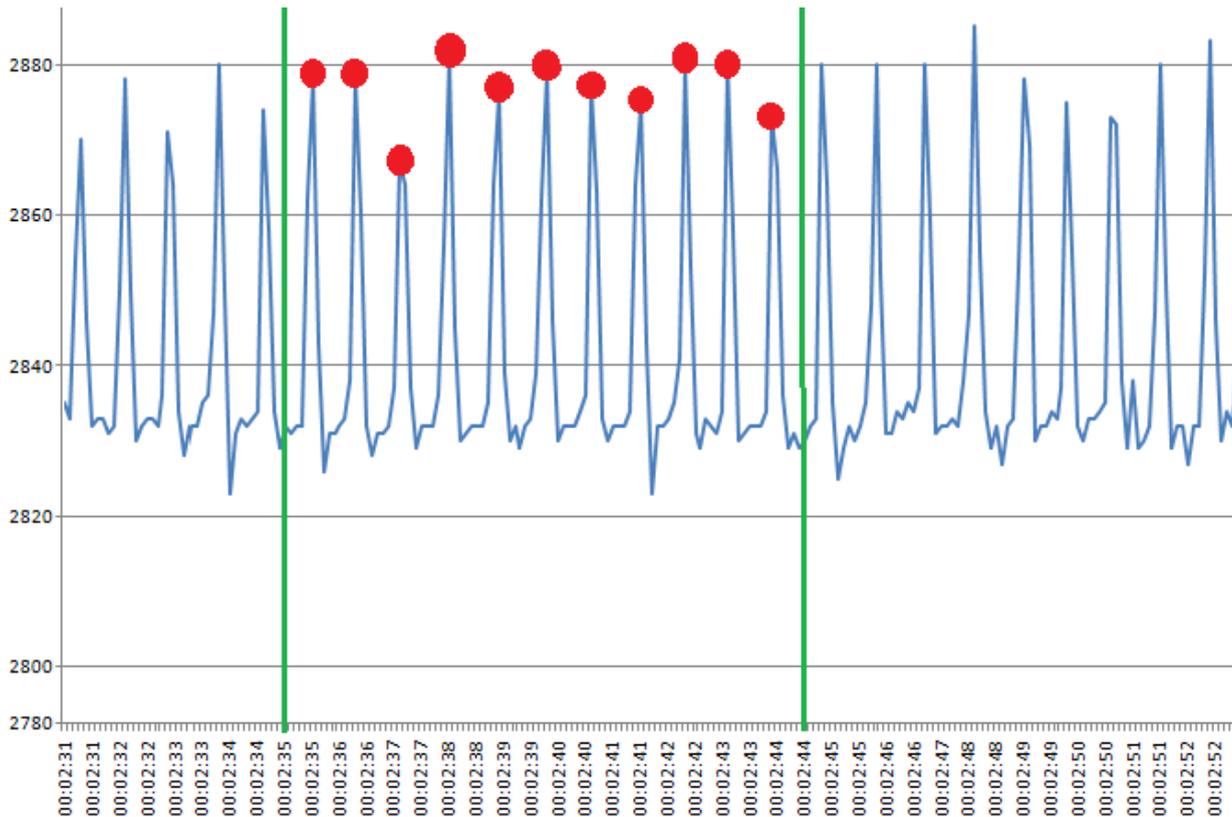


Figura 56. Cálculo frecuencia cardíaca en sueño

Por ende, puede afirmarse que las mediciones obtenidas se corresponden con el contenido teórico consultado en una persona sana durante un estado de relajación.

8.2.2. Contracción muscular

En lo que respecta a la contracción muscular no es necesaria la aplicación de fórmulas, ya que el mismo sistema es capaz de determinar el momento y la intensidad de la contracción, detallando el segundo exacto y la fuerza realizada durante el movimiento, generando la posibilidad de discernir entre diferentes tipos de esfuerzo realizados y formas de movimiento.

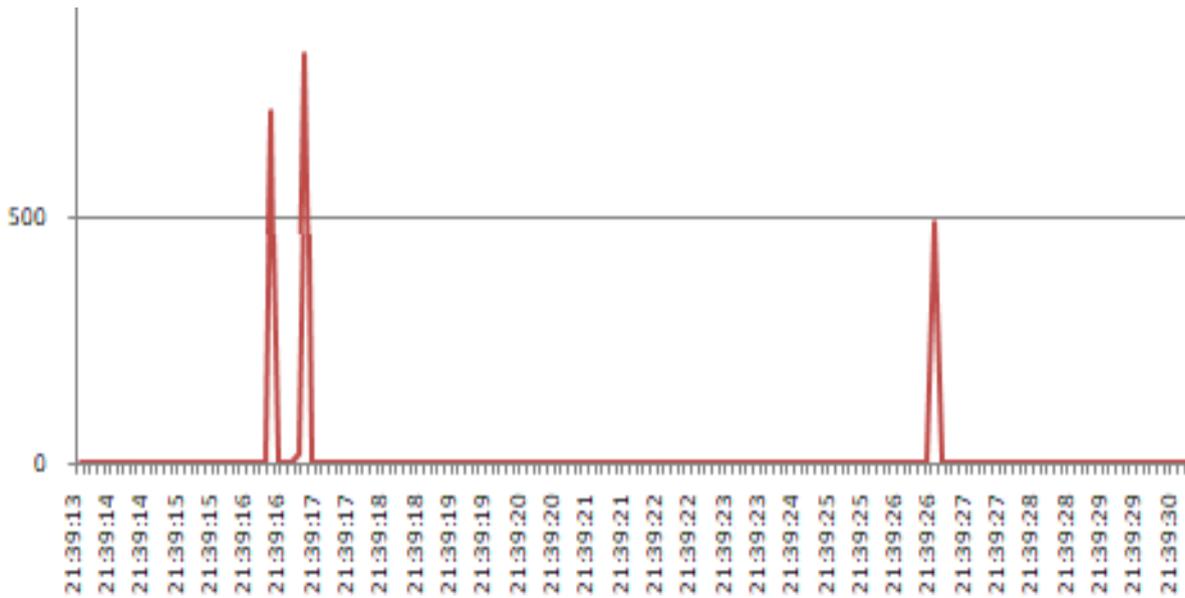


Figura 57. Gráfico contracción muscular

En este ejemplo observamos tres contracciones de muy corta duración, siendo las dos primeras seguidas y de una intensidad similar, mientras que la tercera luego de transcurridos diez segundos luego de ocurrida la primera y con una fuerza menor.

8.2.3. Movimiento

Como se explicó anteriormente, debido a la complejidad del gráfico generado por el sensor MPU 6050, los datos recogidos por el mismo se analizan de forma diferenciada. Tomando un rango de 18 segundos (desde las 20:32:01 hasta las 20:33:31) en el que se realiza un movimiento de referencia que comienza desde la **Posición 1** (es la posición inicial, en extensión del brazo) hasta llegar a la **Posición 2** (relajación del bíceps, llevando la mano junto a la pierna), para luego llegar hasta la **Posición 3** (levantando el brazo a 90°), posteriormente a **Posición 4** (mano sobre el abdomen) y finalmente hasta la **Posición 5** (mano hacia afuera, en dirección paralela al hombro) obtenemos los siguientes valores:

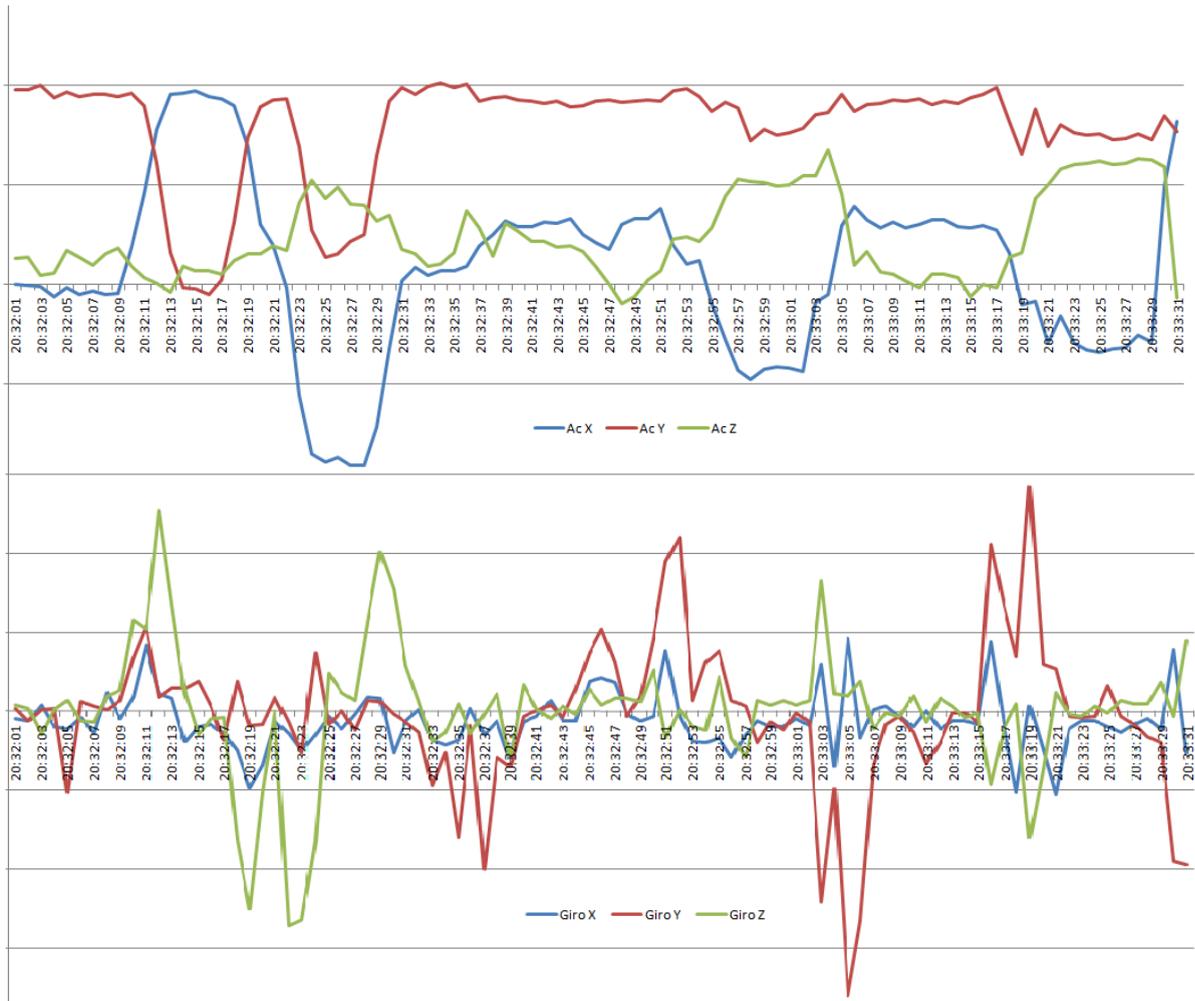


Figura 58. Gráfico giroscopio en prueba

Por los valores arrojados por el MPU6050, podemos deducir que el brazo inicia en la Posición 1, encontrándose en posición perpendicular al cuerpo según la Figura 59, ya que conocemos la posición del sensor dentro del brazalete y hacia donde apunta cada eje. El primer movimiento observado responde a valores relacionados con una relajación de bíceps para colocar el brazo junto al cuerpo.

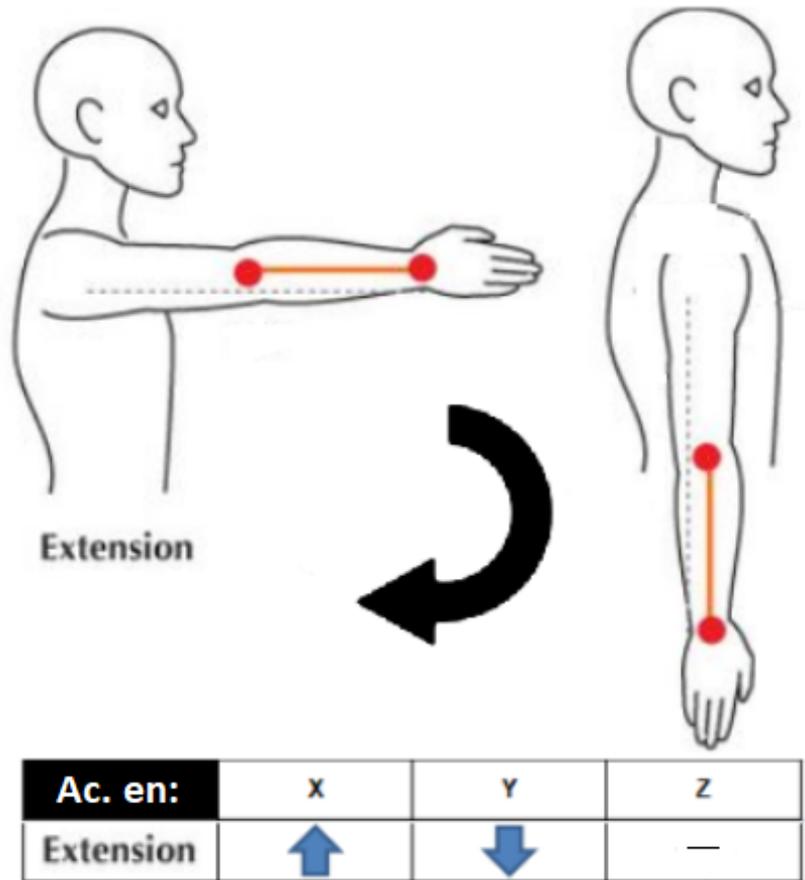


Figura 59. Movimiento P1 a P2

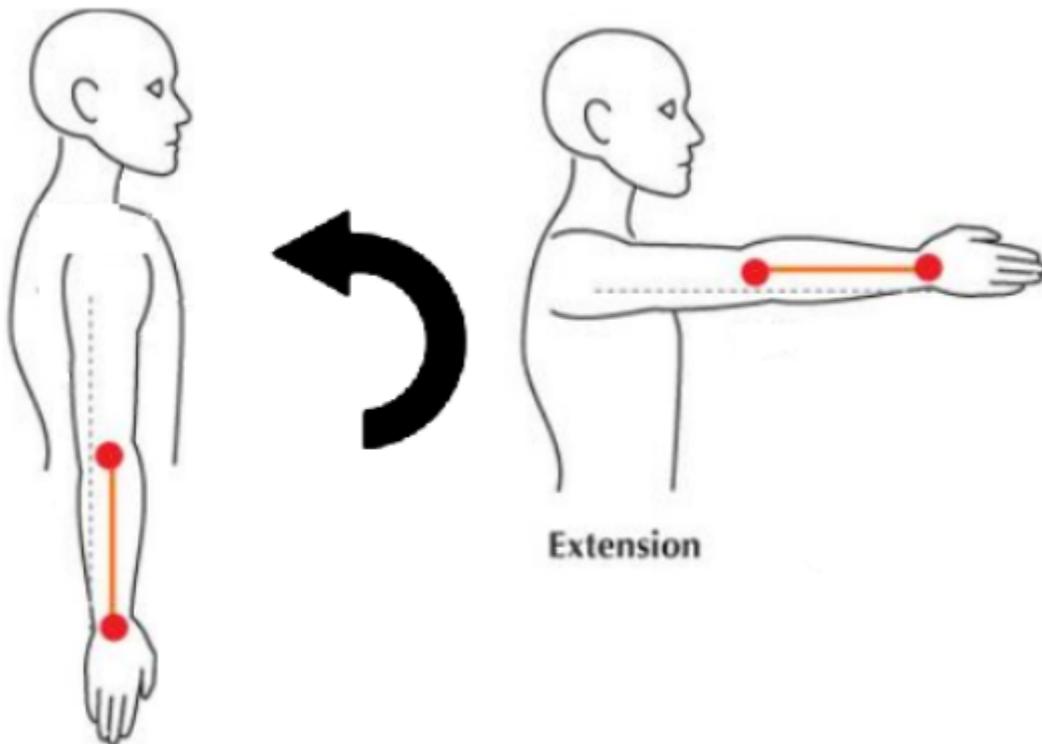


Figura 60. Movimiento P2 a P1

Siguiendo la regla de la mano derecha, podemos intuir el signo de giro alrededor del eje Z, en primera instancia se ejecuta un giro positivo, luego un giro negativo de la misma magnitud pero sentido contrario para retornar a la posición de inicio. Este movimiento complejo compuesto de dos partes se relaciona con el siguiente segmento de la gráfica anteriormente mostrada:

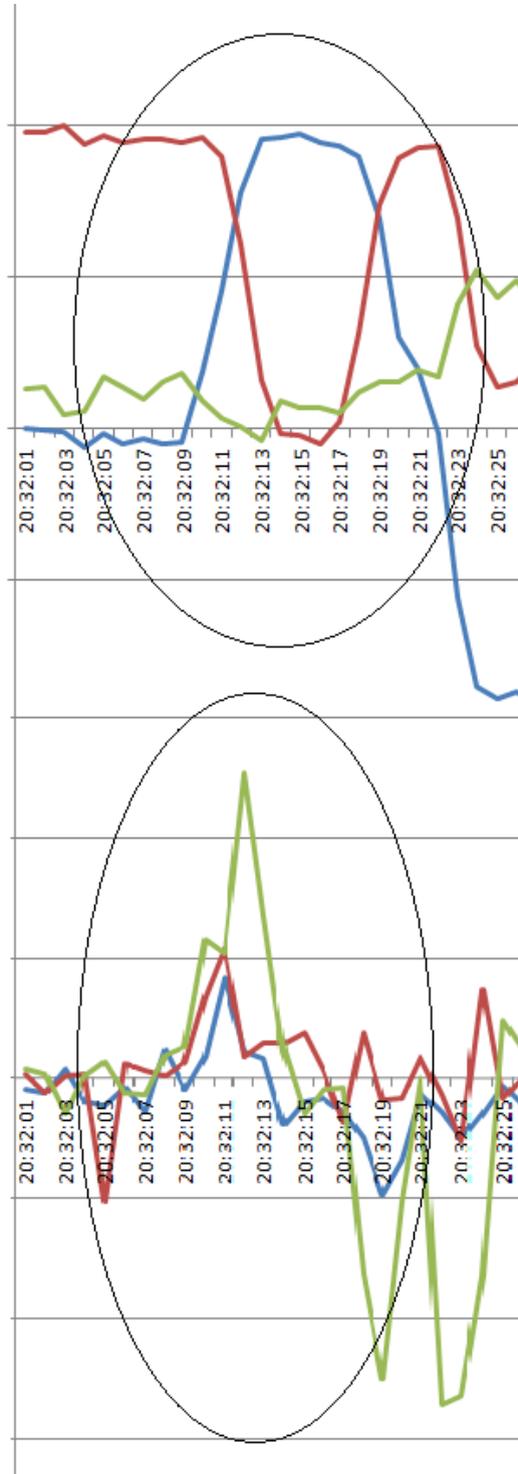


Figura 61. Arriba acelerómetro abajo giroscopio

Se encuentran claramente los dos picos, primero uno positivo y otro negativo, marcados en el eje Z como se detalló antes, junto a estos valores aparecen los

cambios de valores en los ejes Y y X del acelerómetro representando los cambios de sentido del módulo.

Segundo movimiento

El segundo movimiento es el contrario al anteriormente detallado, en donde desde la posición de extensión se levanta el brazo hasta la Posición 3.

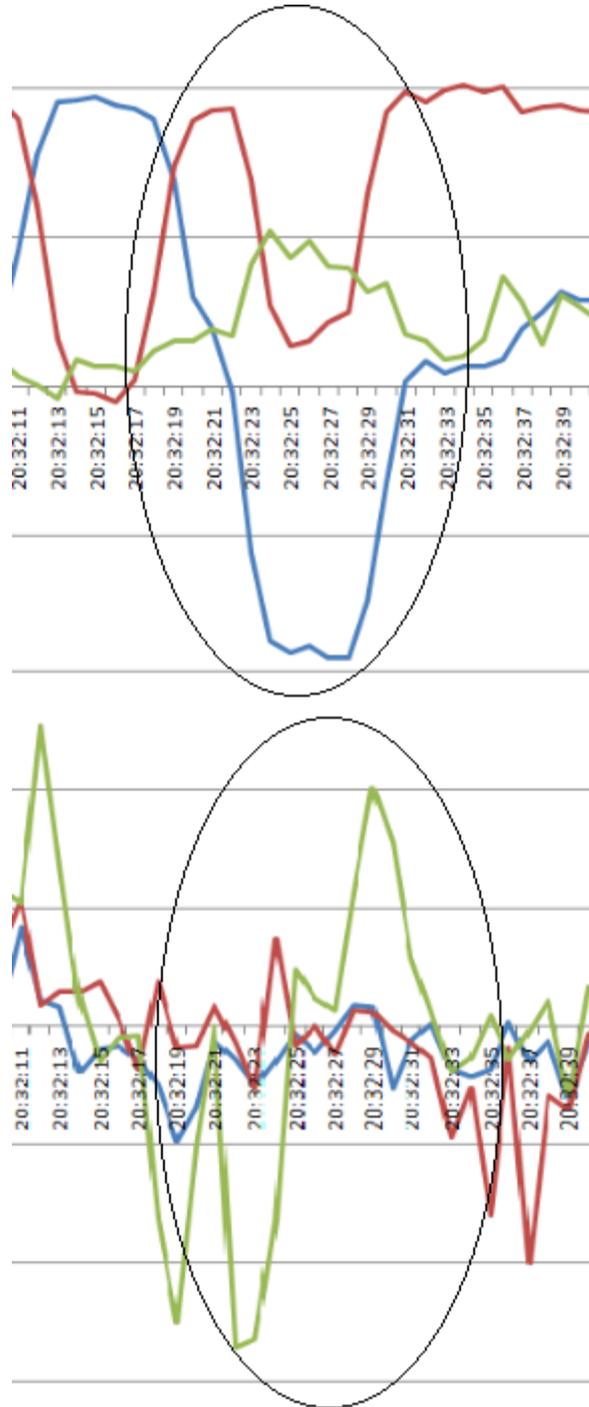


Figura 62. Acelerómetro y giroscopio en levantamiento de brazo

Se observa en el giroscopio un movimiento negativo sobre el eje Z, situación también observada cuando se llevó el brazo desde la Posición 2 hasta la posición inicial, valor esperable ya que implica un levantamiento del brazo, seguido a este valor encontramos un pico positivo que señala el retroceso hasta la Posición 1 y recolocamiento del brazo en la posición original. Los picos en Z señalan que por lo menos 2 movimientos simples componen a los movimientos complejos 1 y 2.

Tercer movimiento

Comienza desde la Posición 1, hasta la Posición 3, realizando un movimiento de rotación interna en donde: se mantiene el eje Y en posición paralela a la gravedad, X y Z varían de forma inversa debido a que ambas son perpendiculares a Y, su variación depende de cuánto gire el brazo sobre su propio eje mientras realiza la rotación sobre punto espacial situado en el codo, en este caso un valor menor a 40°.



	X	Y	Z
R. Interna	-	↕	-
R. Externa	-	↕	-

Figura 63. Rotación interna y giro en Y.

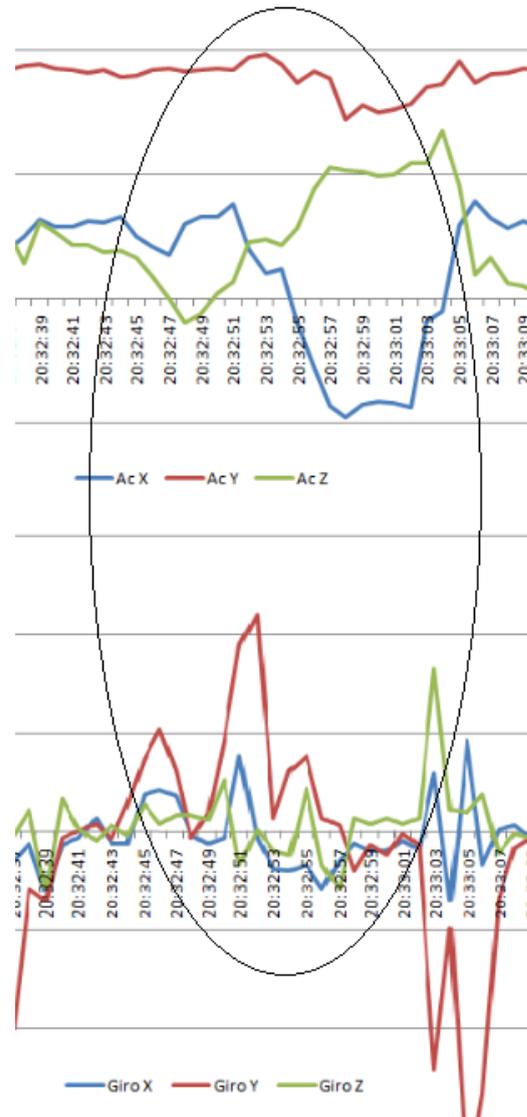


Figura 64. Acelerómetro y giroscopio en rotación interna

El pico positivo de giro en Y se relaciona con el sentido tomado por el eje en el movimiento del brazo.

Movimiento 4

El movimiento posterior resulta del retroceso a la posición de origen y por ende una rotación externa, donde continua el eje Y en el acelerómetro con valores similares a los de la aceleración de la gravedad pero también existe un reacomodamiento de los ejes X y Z a los valores iniciales ya que se compensa el giro del antebrazo sobre su eje.



Figura 65. Rotación externa

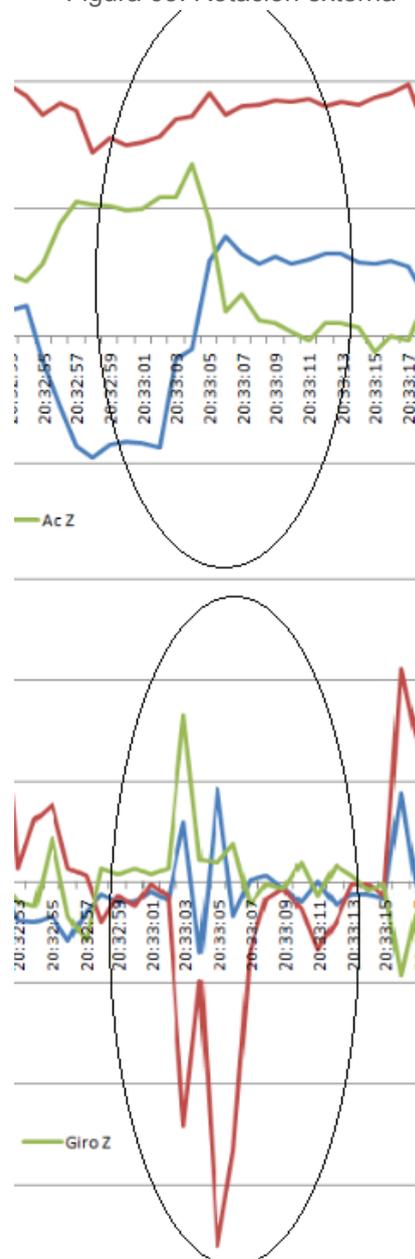


Figura 66. Acelerómetro y giroscopio en rotación externa

Al finalizar el movimiento y retornar a la posición inicial (Posición 1) encontramos que los valores se estabilizan en los ya conocidos en el acelerómetro y retornan a cero en el giroscopio, lo que nos brinda la posibilidad de recrear la posición del sensor, el brazo y la ausencia de movimiento hacia cualquier eje.

Aplicación del MPU6050

En el contexto de una convulsión, el cuerpo experimenta movimientos incontrolados y espasmódicos. Estos movimientos generan cambios significativos en la aceleración y la velocidad angular del área donde se encuentra el sensor. El MPU6050 puede registrar estos cambios en tiempo real, lo que permite una representación precisa de la actividad motora durante una crisis convulsiva.

La clave para utilizar el MPU6050 de manera confiable en la detección de convulsiones radica en el análisis de estos datos. Pueden aplicarse algoritmos especializados que procesen la información capturada por el sensor y buscar patrones característicos asociados con las convulsiones. Estos pueden incluir movimientos rítmicos, sacudidas incontroladas y variaciones en la aceleración y la velocidad angular que son atípicas en situaciones normales.

La capacidad de intuir la posición del módulo MPU6050 y, por ende, la parte del cuerpo en la que se encuentra, es fundamental para la reconstrucción del movimiento propio de una crisis convulsiva. Esto significa que el sensor puede proporcionar una representación tridimensional precisa de cómo se comporta el área del cuerpo durante una convulsión, lo que es esencial para una detección efectiva. Es importante destacar que, aunque el MPU6050 muestra un gran potencial en la medición de convulsiones, su implementación depende de la colocación adecuada del sensor en el cuerpo del paciente y la calibración correcta para garantizar resultados precisos y evitar falsas alarmas.

Se observaron respuestas consistentes en los datos recopilados por el dispositivo, lo que sugiere que tiene el potencial de ser una herramienta valiosa para la monitorización de las convulsiones tónico-clónicas en personas con epilepsia. Sin embargo, es importante destacar que se necesitarán pruebas adicionales con participantes diagnosticados con epilepsia tónico-clónica para validar y mejorar aún más la precisión y utilidad clínica del dispositivo.

9. Utilización en voluntaria

9.1. Quién es Rosario

Rosario es una mujer que vive en Jujuy, tiene 20 años, vive con su madre y su hermana. Cursa el tercer año de abogacía. Le gusta leer, jugar al Volley y estudiar. Se hizo parte de este proyecto por medio de Espacio Epilepsia luego de ver una publicación de Instagram, donde personas de todo el país podían postularse como voluntarios para probar el prototipo del dispositivo; luego de una entrevista en donde brindó detalles de su vida y del interés por ser partícipe recibió el brazalete el día 5 de Junio de 2023 y lo usó hasta el día 28 de agosto. Junto al brazalete se encontraba también un contrato de confidencialidad disponible en el anexo del presente proyecto, donde se explicitan los objetivos, etapas y la posibilidad de retirarse como voluntaria cuando considerase conveniente, el mismo fue firmado por ella y un testigo, su madre.



Figura 67. Búsqueda de voluntarios por Espacio Epilepsia

Rosario sufrió un cambio significativo en su vida debido a la aparición de síntomas relacionados con epilepsia desde hace dos años. Desde entonces, ha experimentado convulsiones tónico-clónicas con una frecuencia aproximada de dos veces por semana, las cuales se caracterizan por una intensidad y duración significativas. Este capítulo tiene como objetivo proporcionar una caracterización detallada de las convulsiones de Rosario, evaluar su impacto en su calidad de vida y

describir las posibles estrategias que puedan ser usadas para el diseño de un dispositivo útil para sí misma y su entorno.

El diagnóstico brindado por varios neurólogos determinan que Rosario sufre de epilepsia tónico-clónica refractaria generalizada, y si bien se realizaron varios estudios no se ha podido llegar a una medicación específica ni una dosis que disminuya la frecuencia de las crisis. Sus convulsiones cuentan con detalles particulares, en primera instancia se puede observar un palpitar de alta frecuencia sobre su arteria aorta, síntoma que se acompaña generalmente con espasmos palpebrales y movimientos involuntarios de boca, seguidos por confusión y somnolencia.

Debido al seguimiento del estado de Rosario durante todo el proyecto, también se pudo observar que días antes de cada convulsión ocurrida durante el tiempo de su participación, ya se presentaron estados de mareos y de “extrañeza” que antes no fueron tenidos en cuenta durante los estudios realizados. Si bien es una prueba determinante ni una condición necesaria, no debe descartarse que estos episodios puedan estar relacionados con la aparición de las crisis.

9.2. Parámetros normales

Parte fundamental del proyecto implica la recolección de datos que representen los valores normales -en ausencia de convulsiones- de la fisiología de Rosario para poder hacer un contraste que destaque datos relacionados a la aparición de una crisis.

9.2.1. Frecuencia cardíaca y pulso arterial

En reposo se obtuvo una frecuencia cardíaca con valores de un rango entre 55 y 75 lpm. En el siguiente ejemplo mostramos una gráfica tomada entre las 04:28:12:00 y 04:28:22:00 que, aunque durante el sueño existen fluctuaciones dentro del rango antedicho, se corresponde con una morfología común en toda la madrugada del día 14/08/2023, con una frecuencia cardíaca de 72 lpm y una onda de pulso arterial normal sin variaciones significativas.

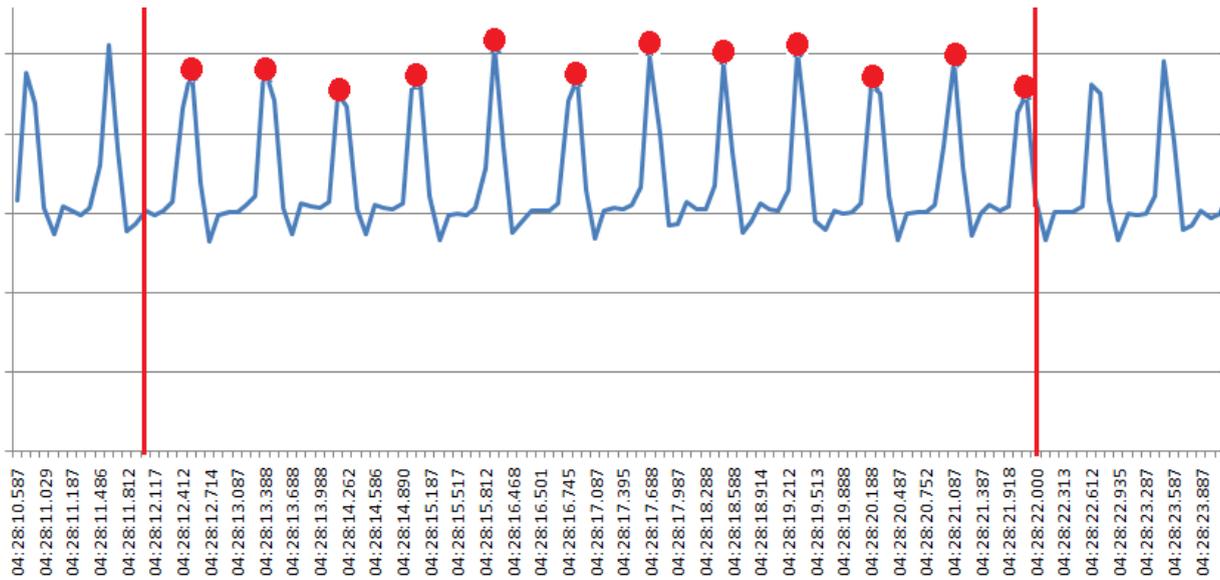


Figura 68. Pulso arterial normal Rosario

9.2.2. Aceleración y giro

Con respecto al sensor MPU6050 no se encuentran movimientos bruscos que puedan indicar un comportamiento anómalo, una vez establecida la posición de reposo se presentaron movimientos suaves esperables durante un sueño normal. Tomando como ejemplo la misma noche, se visualiza un rango que abarca desde la hora 03:13:05.234 hasta la hora 03:14:21.648, donde se visualiza el registro de un movimiento.



Figura 69. Movimiento normal

Haciendo un enfoque temporal en el movimiento, podemos observar que el mismo se desarrolla principalmente durante las 03:13:38:00 y las 03:13:50, un movimiento de aproximadamente 12 segundos, con curvas suaves que se restablece de forma rápida con un leve giro en la posición X y Z, mientras que la posición Y se restablece cerca de su punto de inicio. También puede apreciarse que el brazo se establece en la posición de referencia de fábrica del sensor MPU6050, con las aceleraciones en el eje X e Y cerca de 0 y el eje Z representando el valor de

la aceleración de la gravedad, lo que facilita la representación del sensor en ese instante.

Si bien se observan puntas, las mismas se distancian temporalmente y se restablecen en mesetas de valores con una variación leve.

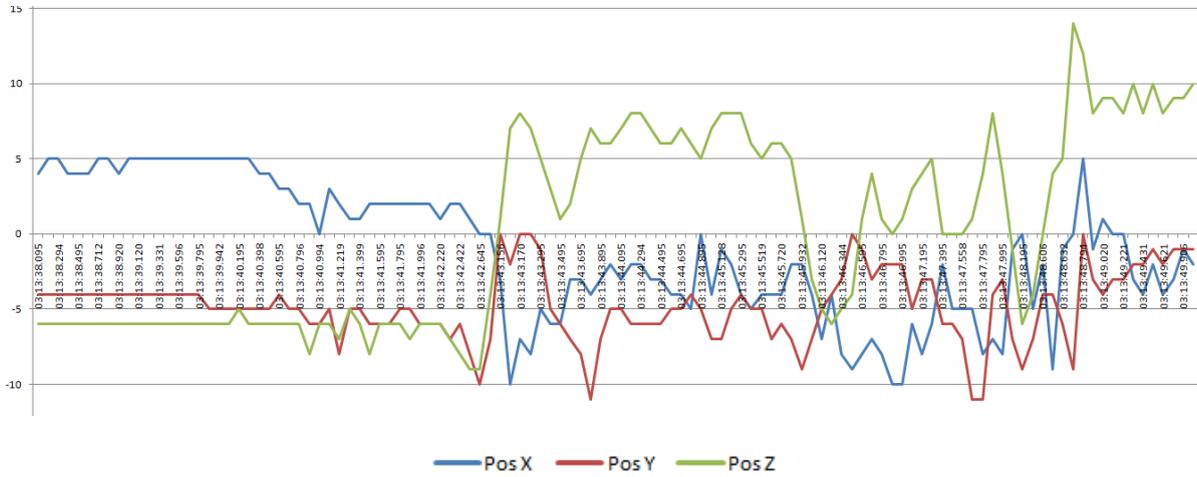


Figura 70. Acelerómetro en movimiento normal, 12 segundos.

Otro indicador de la suavidad del movimiento se detalla en el sensor de giro, el mismo no presenta grandes valores y también muestra puntas que se retornan a 0 rápidamente, indicando movimientos de velocidad leve, de aproximadamente 1 rad/s o 57.3°/s. Queda bien representado que la fase con mayor cantidad de movimiento no dura más de 8 segundos.

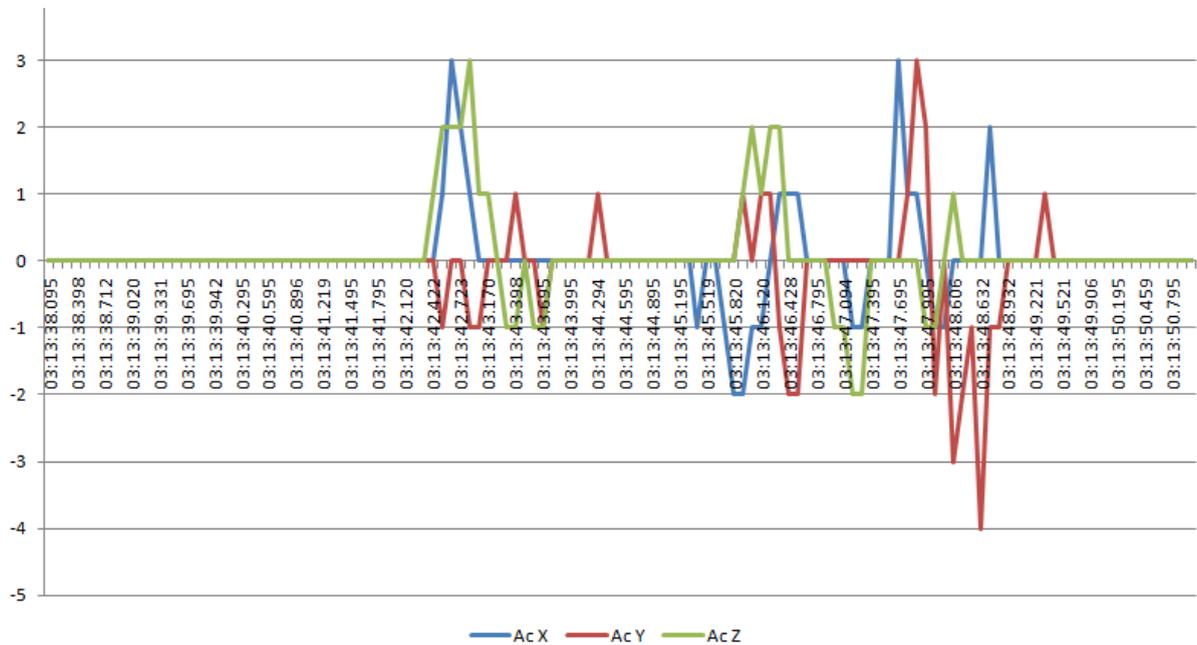


Figura 71. Giroscopio en movimiento normal, 12 segundos.

9.2.3. Contracción

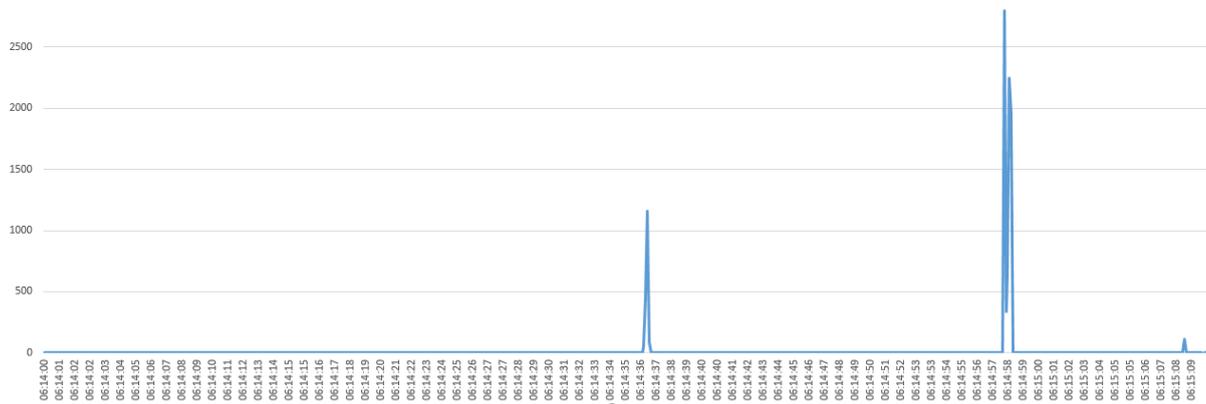


Figura 72. Contracción durante el sueño

Durante la misma noche se conserva durante todo el sueño un estado de relajación del brazo sin detección de contracciones, hasta que se detectan tres movimientos cortos desde las 06:14:35 hs. hasta las 06:15:09 hs., aproximadamente 40 minutos antes de despertar; los valores recogidos y analizados de todos los sensores en conjunto indican una noche de sueño normal.

9.3. Convulsión

Rosario explica mediante mensajes en la aplicación que el día 24/08/2023 tuvo una convulsión durante la siesta mientras usaba el brazalete, en algún momento entre las 14:00 hs. y las 16:00 hs., sin poder precisar por haber estado sola en casa; los datos y el análisis correspondiente sirven para verificar la capacidad del dispositivo para evidenciar una convulsión y con esto poder contrastar con los datos tomados en estados no ictales estudiados anteriormente con profundidad.

Rosario explica que la convulsión fue de una gran intensidad, despertando en un estado de confusión y cefalea, con vómitos y presencia de micción. A continuación se presentan los datos recabados por el dispositivo.

9.3.1. Frecuencia cardiaca y pulso arterial

La monitorización de la frecuencia cardiaca de Rosario mantiene valores normales similares a los mostrados en el capítulo anterior durante la primera hora de sueño durante el día de la convulsión, tomando valores de entre 60 lpm y 62 lpm, con una forma de onda de pulso normal.

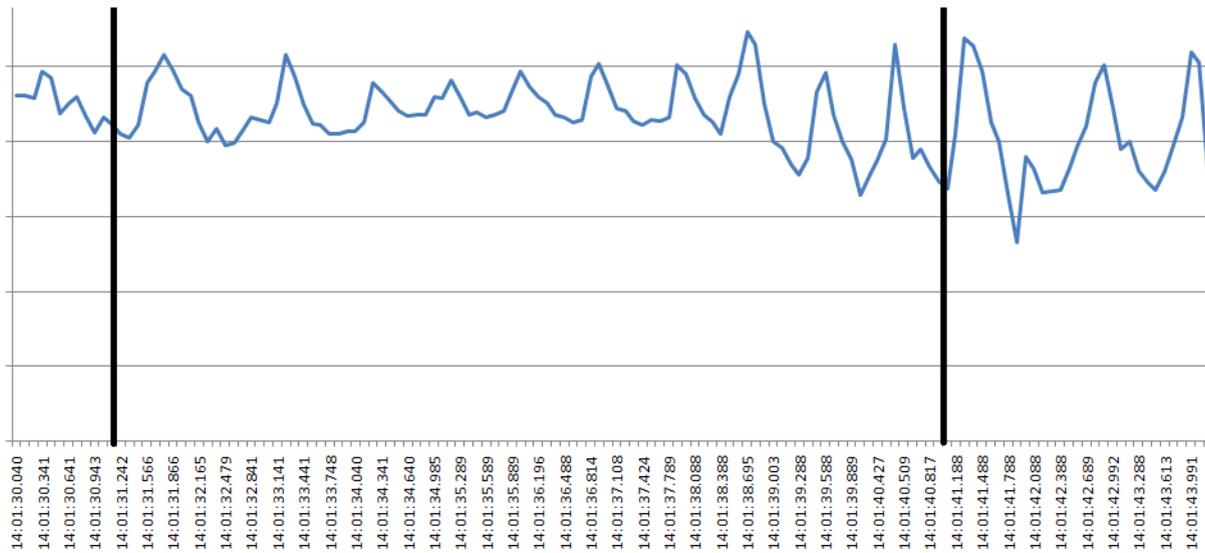


Figura 73. Frecuencia cardiaca 90 min. antes de la crisis

Los valores de la frecuencia cardiaca comienzan a variar entre 30 minutos y 15 minutos antes de la crisis, tomando medidas en estos dos instantes podemos observar cómo comienza a aumentar. En la Figura 74 se muestran datos obtenidos 30 minutos antes de la convulsión, donde se encuentra una frecuencia cardiaca de 72 lpm.

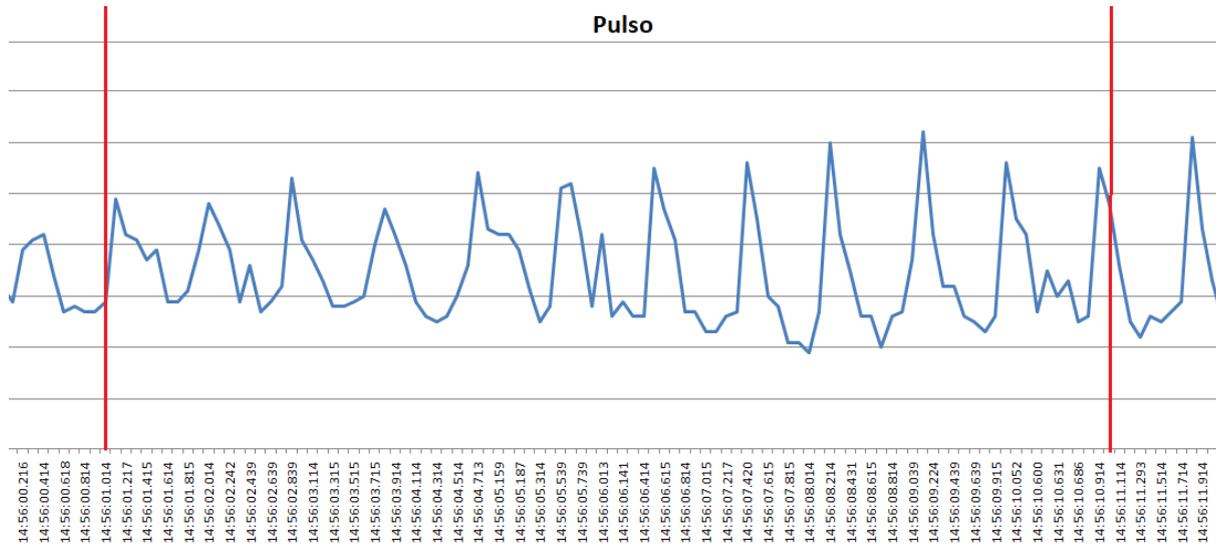


Figura 74. Frecuencia cardiaca 30 min. antes de la crisis

Posteriormente, 15 minutos antes de la convulsión, ya observamos un pulso arterial con picos mayores y una frecuencia cardiaca de 78 lpm, un valor que, si bien puede considerarse normal, es alto considerando que Rosario se encontraba en un estado de sueño.

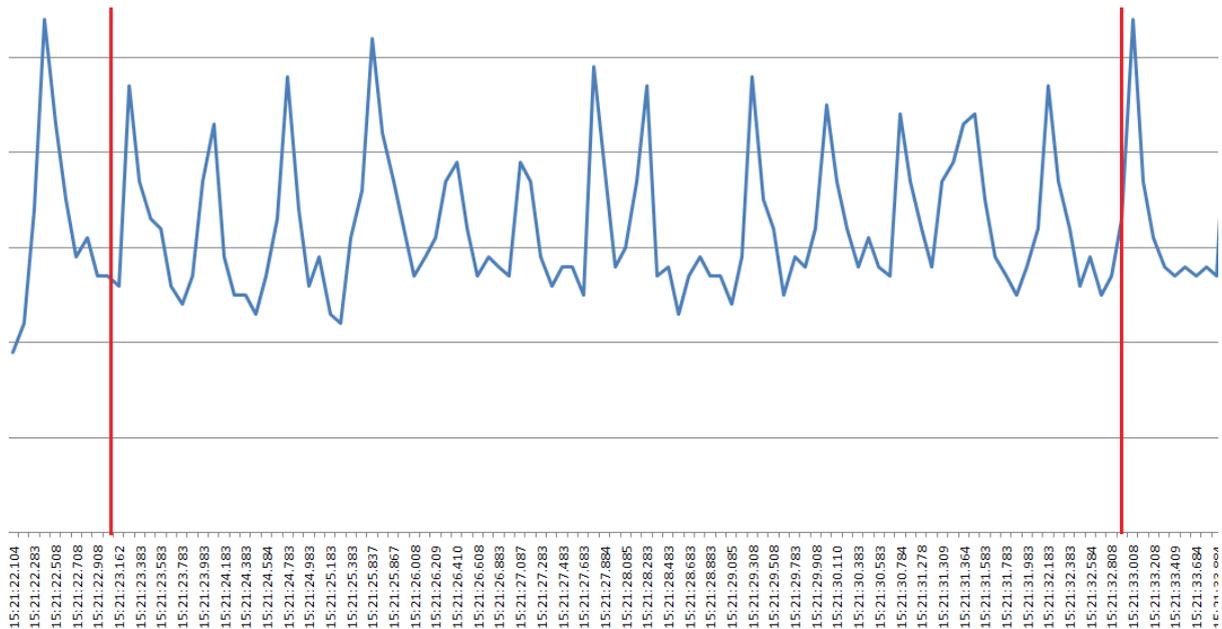


Figura 75. Frecuencia cardíaca 15 min. antes de la crisis

Durante el periodo que respecta a la convulsión, la interpretación de los valores medidos se ve dificultada por el movimiento inducido por los espasmos tónico-clónicos, afectando las gráficas obtenidas. Centrándonos en el intervalo temporal comprendido entre las 15:36:40 y las 15:36:49 horas, que corresponde al final del primer episodio de alta intensidad, observamos que la frecuencia cardíaca alcanza los 96 latidos por minuto (lpm), lo que indica la aparición súbita y significativa de una taquicardia, la detección de esta anomalía es un parámetro importante ya que, por más que existan limitaciones del sensor debido a su funcionamiento y tecnología, pudo ser captada y sus valores correspondidos con lo medido por el sensor de giro y aceleración como por lo atestiguado por Rosario y su familia.

En periodo posterior a la convulsión, se observa un efecto residual de taquicardia postictal, en este caso sostenida de manera constante hasta luego de que el brazalete fue desconectado, 35 minutos después de la convulsión. Este es un fenómeno interesante y relevante en pacientes con epilepsia, ya que el aumento persistente de la frecuencia cardíaca después de una convulsión puede ser una manifestación del sistema nervioso autónomo, que regula las funciones involuntarias del cuerpo, incluyendo la frecuencia cardíaca [12]. En los pacientes con epilepsia, este efecto residual puede estar relacionado con la excitación o la activación anormal del sistema nervioso autónomo durante o después de una convulsión.

La taquicardia postictal puede variar en su duración y gravedad en diferentes pacientes y episodios. Algunos pacientes pueden experimentar una taquicardia sostenida durante un período prolongado después de la convulsión, como en el caso mencionado, donde persistió por al menos durante 35 minutos, momento en que el brazalete fue desconectado [12].

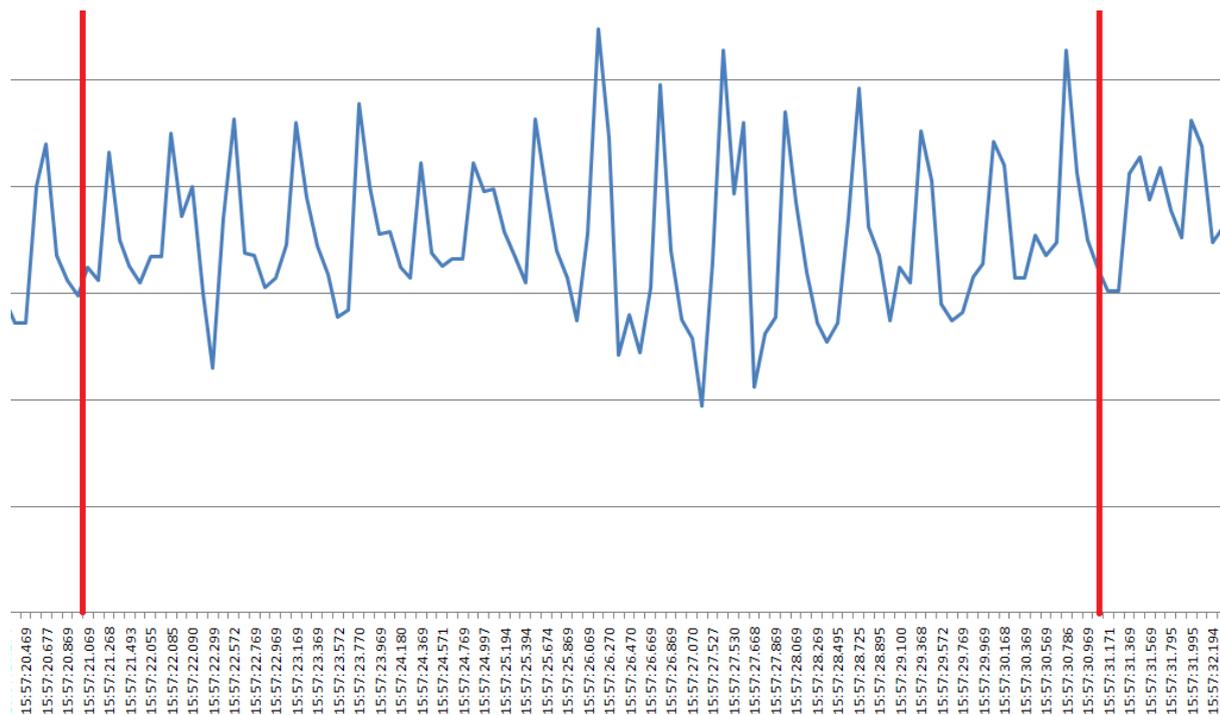


Figura 76. Frecuencia cardiaca 30 min. luego de la crisis

El estudio de la taquicardia postictal puede proporcionar información sobre la respuesta del sistema nervioso autónomo a las convulsiones y, posiblemente, ayudar en la identificación de patrones individuales en pacientes con epilepsia. Además, el monitoreo de la taquicardia postictal puede ser útil en la gestión y el tratamiento de los pacientes con epilepsia, ya que podría ser un marcador de eventos epilépticos no observados clínicamente o de mayor riesgo de complicaciones cardiovasculares en ciertos casos. Sin embargo, se requiere una investigación adicional para comprender completamente la relación y las implicaciones clínicas de la taquicardia postictal en pacientes con epilepsia.

Otro resultado valioso que revela este estudio es la necesidad de contemplación del paciente aún después de un episodio ictal, ya que suele hacerse solamente énfasis en los momentos anteriores y durante las convulsiones. Un análisis mayor de los parámetros fisiológicos luego de una convulsión puede abrirnos más puertas frente a la comprensión de la enfermedad y del comportamiento del sistema nervioso con relación a esta.

9.3.2. Aceleración y giro

Acelerómetro en convulsión

Gracias a los datos obtenidos y los gráficos resultantes podemos determinar que la posición previa a la convulsión se encontraba con el eje X paralelo al sentido de la aceleración de la gravedad, con una leve inclinación hacia el eje Y y el eje Z completamente perpendicular a la gravedad. Tomando estos datos y basándonos en el diseño del brazalete, como primera aproximación, determinamos que esta

posición coincide con mantener el brazo extendido a un lado del cuerpo en decúbito supino.



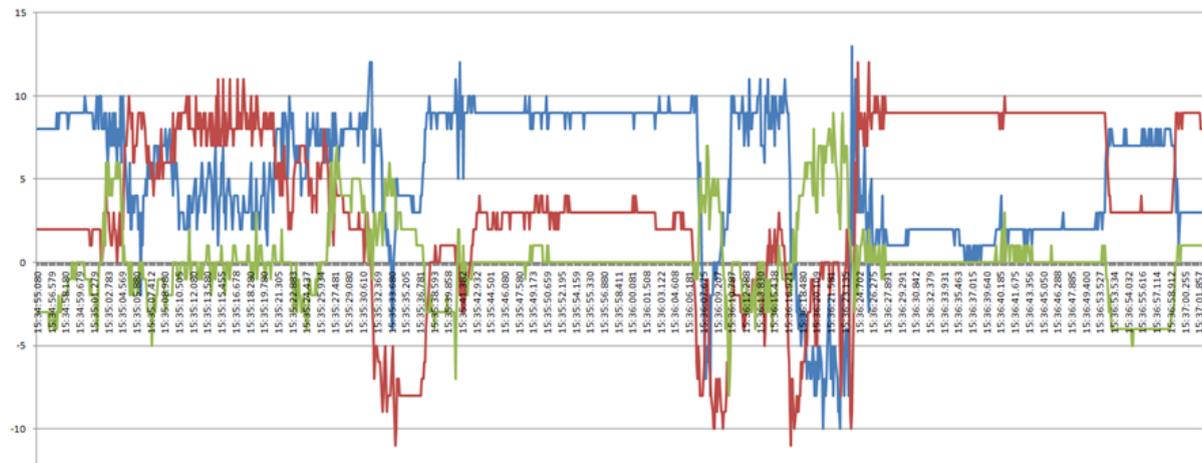
Figura 77. Posición decúbito supino

En los datos de Rosario encontramos los siguientes valores minutos antes de la convulsión:



Figura 78. Acelerómetro antes de la crisis

Los valores en reposo se mantienen estables durante un largo tiempo, correspondiendo con las gráficas vistas anteriormente de un sueño normal. De manera repentina el sensor de movimiento detecta movimientos bruscos que comienzan de forma intempestiva y con gran brusquedad, pudiendo determinar el momento exacto del comienzo de la convulsión.



— Pos X — Pos Y — Pos Z

Figura 79. Acelerómetro durante la crisis

En primera instancia debe destacarse la posibilidad de medir el espacio temporal de la crisis, ya que este es un factor fundamental para la salud de la persona que la padece, en este caso la crisis dura 2:05 minutos hasta cesar los espasmos musculares captados por los sensores, como se explicó en el marco teórico, una crisis de duración mayor a 5:00 minutos puede considerarse un ataque epileptico y requiere la urgente intervención médica [38].

Durante el proceso de análisis, se identifica un cambio sustancial en los ejes de medición del sensor en el momento en que Rosario experimenta una convulsión. Estos cambios señalan la ocurrencia de un movimiento que nace de una posición de extensión del brazo (representada en la Figura 77) a un acercamiento brusco del brazo hacia la región abdominal.

Esta transformación en la posición del brazo es de suma relevancia, ya que coincide con el período en el cual se manifiestan los temblores y espasmos característicos de una convulsión clónica. Los datos recopilados y plasmados en las gráficas proporcionan una representación visual clara y precisa de esta secuencia de eventos. Estos cambios en la posición del brazo y los movimientos oscilatorios durante una convulsión se han corroborado empíricamente, respaldando la capacidad del sensor MPU6050 para identificar de manera efectiva estas alteraciones en el movimiento del brazo de Rosario durante una convulsión.

Otro aspecto relevante a considerar reside en la observación de la existencia de dos episodios de alta intensidad en un rango temporal de un minuto (siendo el primero de mayor magnitud y duración), separados por un breve período de estabilidad, correspondiéndose con lo detallado dentro del marco teórico, donde se explica que las fases tónicas y clónicas van sucediendo de forma alternada. Este último intervalo tiene una duración de 22 aproximadamente segundos, y sucede de manera inmediata a la finalización de la primera crisis.

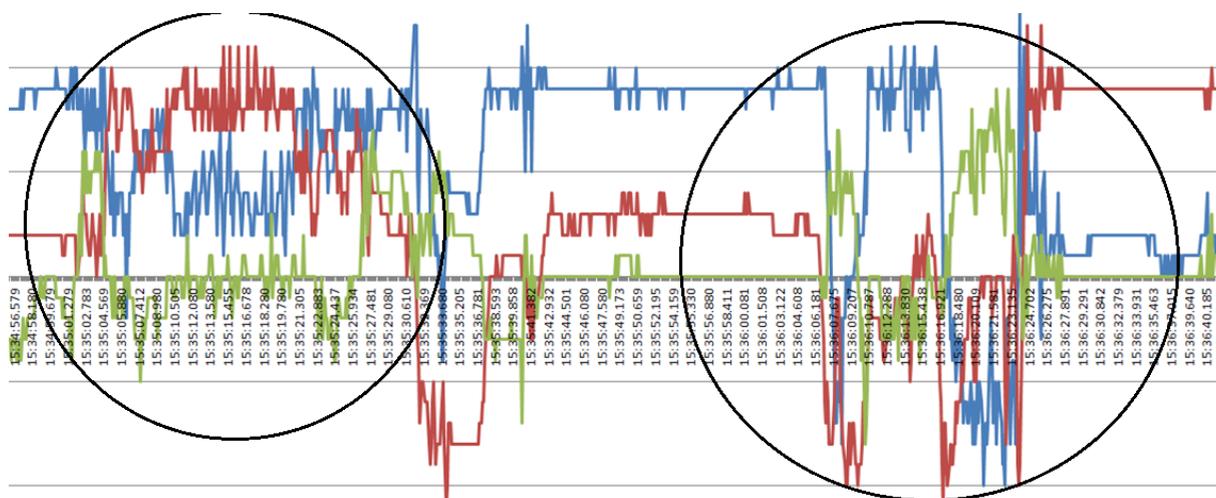


Figura 80. Diferentes episodios medidos por acelerómetro

El momento que presenta un movimiento más intenso y por ende una crisis de mayor grado se puede observar desde las 15:35:08 hs. hasta las 15:35:22 hs., durando cerca de 15 segundos. Se encuentra al sensor en un sentido diferente al que se encontraba durante el reposo, estando ahora el eje Y en posición paralela al sentido de la aceleración de la gravedad, con una leve inclinación hacia el eje X y ubicando al eje Z en una posición casi completamente perpendicular a la gravedad.

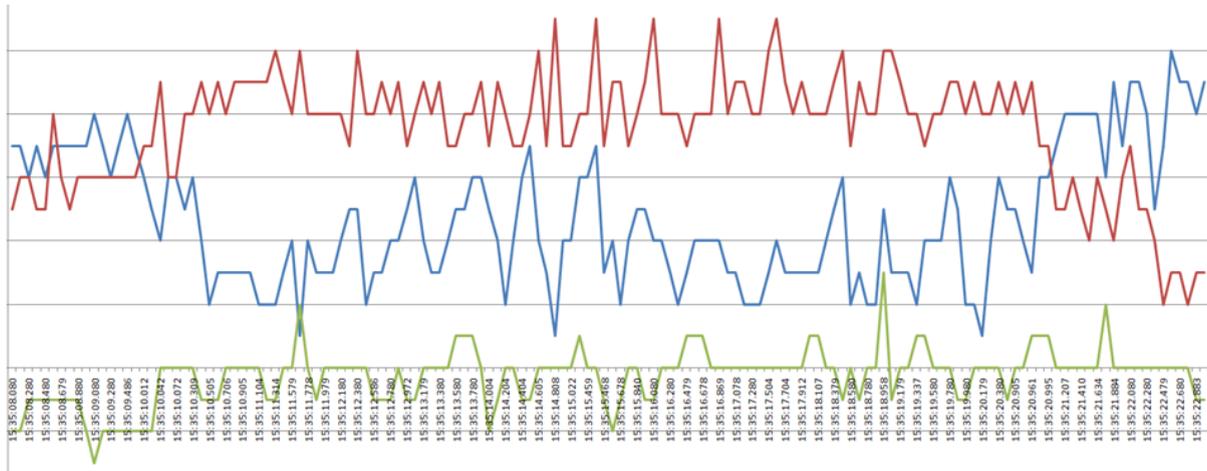


Figura 81. Acelerómetro en primer movimiento de gran intensidad

Analizando los valores mostrados por cada eje encontramos intensos espasmos mioclónicos con marcados temblores de gran aceleración y alta frecuencia, con valores de entre ± 2 y $\pm 3 \text{ m/s}^2$ principalmente sobre el eje Y y X, y entre $\pm 1 \text{ m/s}^2$ en el eje Z, lo que indica que los espasmos mioclónicos se efectúan en una dirección oblicua con respecto al cuerpo.

A pesar de que varias formas de movimientos pueden coincidir con el patrón de las gráficas obtenidas, puede destacarse que existe una marcada concordancia con el patrón de movimientos que involucra el balanceo de los brazos por encima del abdomen, movimiento frecuentemente observado en individuos que padecen epilepsia tónico-clónica.

La segunda crisis se caracteriza por movimientos más cortos pero de mayor tasa de cambio, mostrado por la cercanía de puntas en el tiempo, evento concordante con una secuencia muy rápida de espasmos clónicos de variada intensidad.

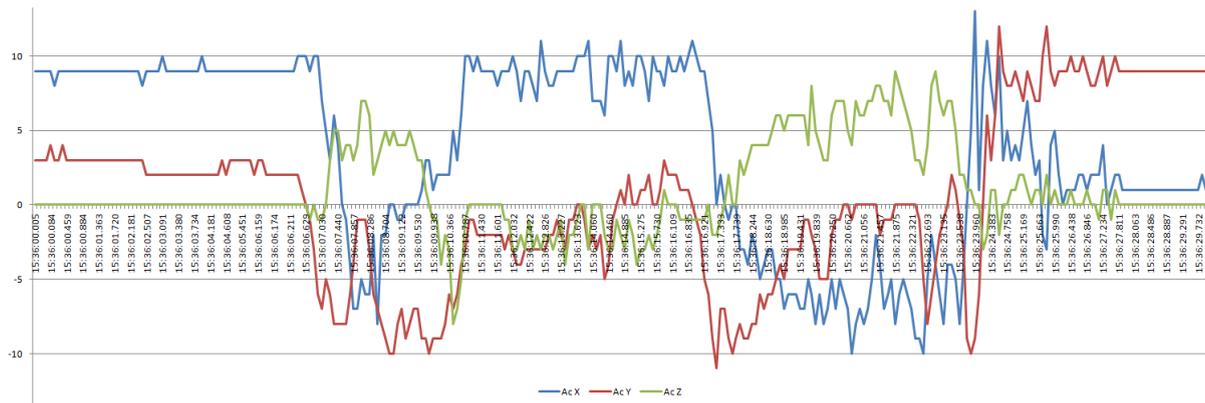


Figura 82. Acelerómetro en segunda crisis

Existe una rotación muy marcada sobre el eje Y que posiciona al eje Z rápidamente en valores positivos, demostrando una gran rotación del antebrazo que luego retorna a la posición inicial de la crisis. Es de gran valor también remarcar que, en cada episodio dentro de la convulsión en general, existe una tendencia de colocar el brazo en la posición desde donde se origina cada episodio.

Giroscopio en convulsión

Para el análisis de giro del brazalete separaremos los dos momentos de mayor intensidad. Los datos obtenidos generan la siguiente gráfica:

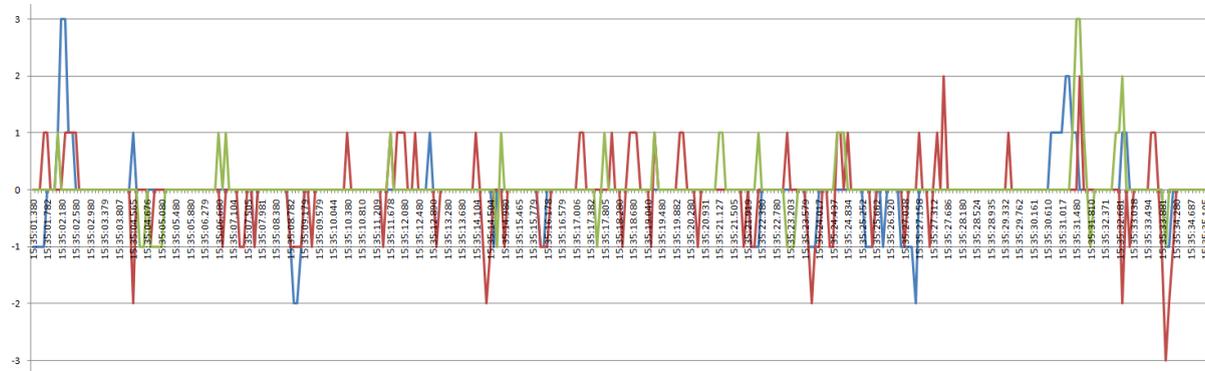


Figura 83. Giroscopio en primer movimiento de gran intensidad

Encontramos movimientos repetitivos, de ida y vuelta que, debido a la inclinación del giroscopio en ese momento, llega a valores de 1 rad/s a -2 rad/s , en lo que respecta al eje X y al eje Y, mientras que el eje Z se mantiene entre 1 y -1 rad/s . Estos valores indican la presencia de temblores de relativo corto trayecto y muy repetitivos. Dentro de este espacio temporal puede calcularse que la repetición del movimiento de ida y vuelta es de 0.778 veces por segundo, un valor alto que representa claramente una evidencia de una crisis tónico-clónica y es de gran utilidad dentro del proyecto.

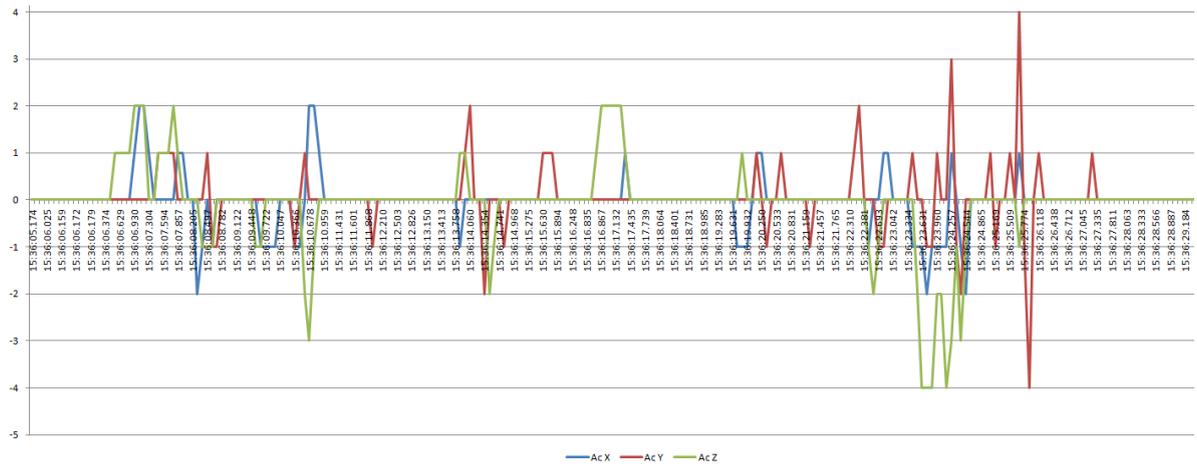


Figura 84. Giroscopio en segundo movimiento de gran intensidad

El segundo momento de mayor intensidad tiene menor duración temporal (20 segundos aproximadamente) pero mayor amplitud en los movimientos giratorios, encontrando el pico máximo de $\pm 4 \text{ rad/s}$, lo que es igual a girar hacia un lado y otro 229° en un segundo, coincidente con el último movimiento detectado por el acelerómetro antes de restablecerse el reposo.

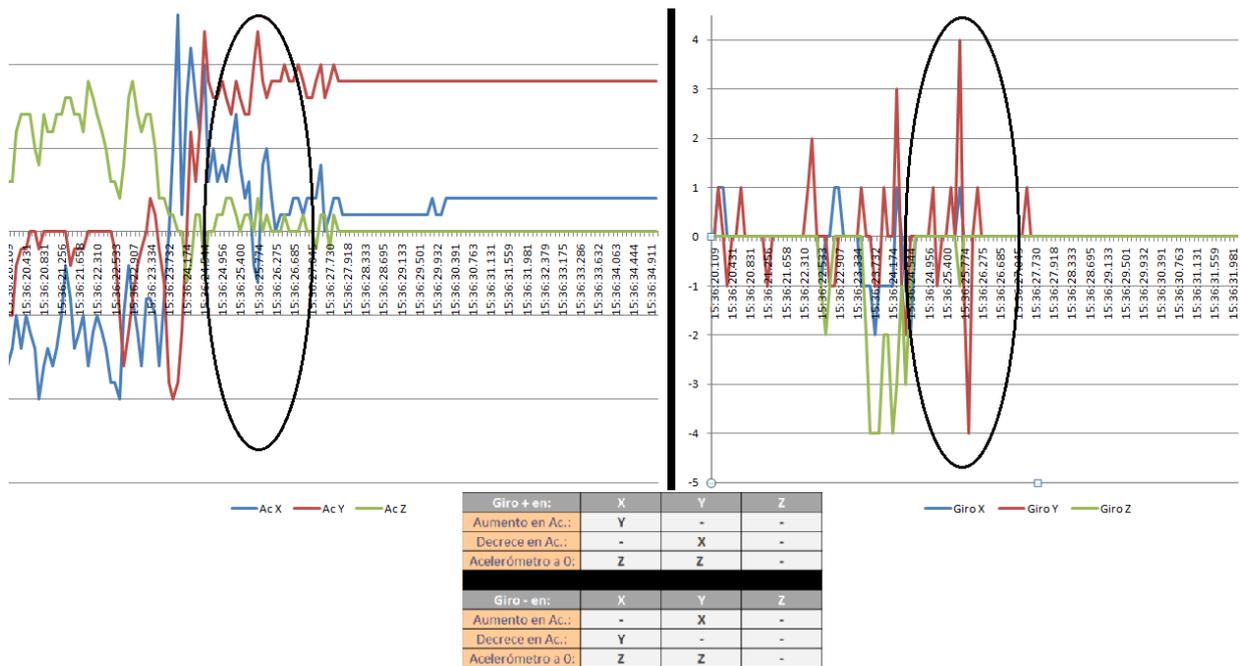


Figura 85. Valores G-Ac en final de convulsión

El estado de reposo reaparece luego de transcurridos los 2:05:00 minutos en una posición diferente a la inicial, en este instante ubicamos el eje Y en valores positivos cercanos a 9.8 m/s^2 y el eje X levemente positivo, lo que indica el brazo levantado de forma perpendicular al cuerpo, conservando una posición similar a la mantenida durante el primer momento de gran intensidad durante la crisis. Si prestamos atención a lo explicado por Rosario sobre sus convulsiones, estos valores pueden indicarnos que tanto la primera crisis como el estado de reposo

posterior a la convulsión coinciden con el posicionamiento de los brazos sobre el abdomen.

Se demuestra entonces de manera concluyente la utilidad del sensor de giro y aceleración MPU6050 en el brazalete de detección de convulsiones, ya que ofrece una capacidad integral para la monitorización y análisis de las crisis. Los resultados obtenidos en este estudio respaldan de manera sólida su eficacia en varios aspectos fundamentales.

En primer lugar, el MPU6050 permite detectar con precisión el inicio de una convulsión al registrar cambios notables en los datos de aceleración y giroscopio. Esta capacidad de detección temprana es esencial para proporcionar una asistencia oportuna y adecuada, lo que puede marcar una gran diferencia en el cuidado del paciente. Además, el sensor facilita la medición precisa del tiempo de inicio y finalización de una convulsión, así como su duración total. Esta información es invaluable para los profesionales médicos, ya que les permite tener un registro claro y objetivo de la evolución de las convulsiones a lo largo del tiempo y evaluar la eficacia de los tratamientos.

La capacidad de identificar momentos de mayor intensidad durante una convulsión es otro aspecto crucial que el MPU6050 ofrece. Esto proporciona una comprensión más profunda de la gravedad de la crisis y puede ayudar a guiar las decisiones clínicas.

Finalmente, el sensor permite la recreación de las posiciones tomadas por el brazo y el tipo de movimiento realizado durante la convulsión. Esta información detallada brinda un registro visual de la convulsión sin necesidad de cámaras, independizando del lugar al monitoreo del usuario.

En resumen, el MPU6050 demuestra ser una herramienta integral y efectiva en el brazalete de detección de convulsiones, ofreciendo capacidades de detección temprana, medición precisa del tiempo y la duración, identificación de momentos críticos y una representación detallada de los movimientos durante las convulsiones. Esta tecnología tiene un potencial significativo para mejorar la atención y la calidad de vida de las personas que padecen convulsiones.

9.3.3. Contracción muscular

El sensor de contracción muscular, como se mencionó anteriormente, enfrentó problemas debido a la fuga de energía en el circuito que afectó su correcto funcionamiento. Sin embargo, a pesar de estas dificultades técnicas, es posible obtener valores que reflejan los resultados esperables en una situación de convulsión basándonos en la observación y testimonios de los familiares que suelen presenciar los movimientos característicos realizados por Rosario durante las crisis.

En base a estas referencias, el dispositivo brinda la posibilidad de recrear la forma en que se desarrollan las convulsiones para la confección de una base de datos de "resultados esperables" en términos de contracción muscular. Esta faceta

no fue tomada en cuenta antes del comienzo del proyecto pero puede proporcionar información valiosa sobre los patrones típicos de movimiento que ocurren durante las convulsiones de Rosario, incluyendo la intensidad y la duración de las contracciones musculares en diferentes partes de su cuerpo.

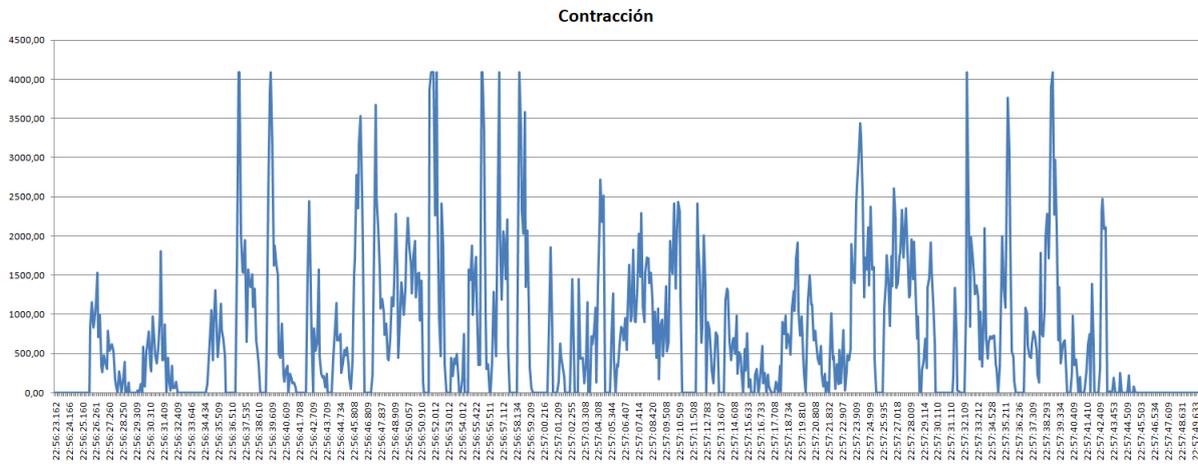


Figura 86. Recreación de contracción en convulsión

El movimiento recreado se presenta ejecuta durante 1:26 minutos y se encuentran picos de diversa intensidad pero de corta duración, coincidentes con espasmos clónicos y no con una rigidez sostenida, estas contracciones presentan un aspecto repetitivo coincidentes con los movimientos detectados por el sensor de movimiento. Resulta importante para el proyecto también destacar que al haber sido detectadas claramente las contracciones es correcta la colocación del sensor sobre el músculo palmar, otorgando importancia a este músculo del antebrazo para posteriores proyectos.

Aunque estos valores no se obtuvieron directamente durante la convulsión, se basan en una observación precisa y testimonios fiables, lo que permite tener una idea aproximada de cómo deberían comportarse los músculos durante una crisis convulsiva.

Es importante destacar que, para obtener mediciones más precisas y confiables, es esencial implementar las mejoras detalladas dentro del informe con respecto al circuito del sensor de contracción. Estas mejoras pueden abordar la fuga de energía u otros problemas técnicos que afecten a su funcionamiento. La recopilación de datos adicionales después de realizar estas mejoras permitirá una monitorización más precisa y confiable de las convulsiones de Rosario o cualquier usuario, lo que es esencial para su atención médica y tratamiento adecuados.

En conclusión, la existencia de este problema técnico ha llevado a reconocer la importancia crítica de no depender exclusivamente de lo recopilado por el sensor. Si no hubiera enfrentado este inconveniente, habría limitado mi consideración únicamente a los datos cuantitativos registrados por el dispositivo, sin tener en cuenta las experiencias y testimonios valiosos de los pacientes y sus allegados, la inclusión de las perspectivas subjetivas es esencial para una comprensión más completa y precisa de la situación. El exclusivo enfoque en los datos obtenidos en

campo podría llevar a la omisión de circunstancias particulares que puedan surgir y que no sean debidamente consideradas por un algoritmo. La identificación de problemas y la posterior recreación de los movimientos en el dispositivo me ha llevado a reconocer que la incorporación de experiencias vividas por los usuarios en la base de datos es esencial para complementar y enriquecer la información recopilada de manera cuantitativa.

9.4. Conclusión

Se ha logrado un avance en el campo del monitoreo y análisis de convulsiones. El dispositivo desarrollado ha demostrado ser una herramienta muy valiosa para obtener una comprensión más profunda de las convulsiones y sus efectos en el sistema cardiovascular y neuromuscular. A través de la medición de la frecuencia cardíaca, el movimiento y la contracción muscular, se obtuvo una cantidad significativa de datos precisos que han arrojado luz sobre varios aspectos cruciales relacionados con las convulsiones.

Uno de los logros más notables de este proyecto es la capacidad de determinar el momento exacto en que una convulsión comienza, con una precisión de milisegundos. Esto es fundamental ya que proporciona información útil sobre la duración de la convulsión y los eventos que pueden haber desencadenado su inicio, si los hubiese. Además, el seguimiento continuo de la frecuencia cardíaca antes, durante y después de la crisis ha revelado patrones importantes en la respuesta cardiovascular a las convulsiones, lo que puede tener implicaciones significativas para la salud a largo plazo de los pacientes.

El análisis detallado del tipo de movimiento en el brazo y la determinación de la posición inicial y final del mismo durante la convulsión también han permitido una comprensión más profunda de la manifestación física de las convulsiones. Este conocimiento es esencial para los profesionales de la salud y los familiares involucrados con estos pacientes, ya que les ayuda a identificar medidas de seguridad para cada caso.

Además, al poder detectar la cantidad de momentos de mayor intensidad de descargas dentro de una crisis, pueden determinarse las diversas fases que componen la convulsión, como la secuencia entre etapas clónicas y tónicas, lo que puede ser crucial para la planificación la atención médica o ajustar la terapia en base a los resultados obtenidos.

Es imprescindible destacar como parte fundamental del proyecto la base de datos generada con el registro de los detalles de cada convulsión, este es un recurso sustancial tanto para la investigación médica como para la ingeniería relacionada con la epilepsia. Estos registros proporcionarán a los investigadores que se basen en este proyecto una amplia gama de datos que podrán ser utilizados para comprender mejor los patrones y las características de las convulsiones en una

población, lo que puede llevar a avances en la detección temprana, el diagnóstico, el monitoreo y el tratamiento.

Es imperativo estudiar a fondo un aspecto llamativo observado en el transcurso del proyecto: Rosario tenía dos convulsiones por semana en el momento de presentarse como voluntaria dentro del proyecto, luego de comenzar a usar el brazalete la frecuencia de sus crisis bajó a una vez por mes. Admitir una correlación directa entre comenzar a usar el brazalete y el descenso de su cantidad de crisis sería cometer una falacia por "ad hoc ergo propter hoc" (después de, luego a causa de), pero aun así es necesario indagar en el fenómeno del estado de ánimo y cómo afecta la posible sensación de seguridad o acompañamiento que pueda generar el dispositivo y el efecto de su uso en la vida de los pacientes con epilepsia refractaria.

Como conclusión, este proyecto ha logrado develar conocimientos significativos en la adquisición de datos durante las convulsiones y en la comprensión de los eventos fisiológicos y físicos asociados. Estos resultados no solo pueden tener implicaciones importantes para la investigación médica, sino que también ofrecen oportunidades para mejorar la calidad de vida de las personas afectadas por trastornos convulsivos. El dispositivo desarrollado representa una valiosa herramienta para el monitoreo y el tratamiento de las convulsiones, y abre nuevas puertas para futuras investigaciones en el campo de la neurología y la atención médica personalizada.

encuentra activa, al desconectarse el transistor pasará a corte, abriendo el circuito de fuga de la batería y conservando su energía.

2. Comodidad del Usuario: Aunque el diseño de un tamaño óptimo del dispositivo no era el objetivo principal de este proyecto, es importante considerar en mayor grado la comodidad del usuario en el diseño final. La colocación de los electrodos y la configuración del sensor de pulso pueden resultar incómodos para el paciente, lo que podría limitar su disposición para utilizar el dispositivo con regularidad. Mejorar la ergonomía y la facilidad de uso del dispositivo es esencial para garantizar una recopilación de datos más continua y precisa. La optimización del diseño y la disposición de los sensores deberían priorizar la practicidad del equipo, lo que fomentaría un uso más frecuente y, en una próxima instancia, permitiría la detección de un mayor número de convulsiones, además de un seguimiento más riguroso de su fisiología.

3. Funcionalidad Multimodal: Además de las mejoras en eficiencia energética y comodidad del usuario, es importante considerar la funcionalidad multimodal del dispositivo. La incorporación de sensores adicionales o la mejora de los existentes podría proporcionar una visión más completa de las convulsiones y sus efectos fisiológicos. Por ejemplo, la adición de sensores de temperatura o la mejora de los sensores de movimiento pueden ayudar a identificar con mayor precisión el inicio y la duración de las convulsiones. Esto podría ser crucial para el monitoreo efectivo y la generación de alertas oportunas.

También puede optarse por diferentes modalidades para la toma del pulso y la frecuencia cardíaca, ya que, aunque la pletismografía otorga las ventajas de la practicidad, no invasividad y precisión, es vulnerable al ruido causado por la luz exterior o una mala colocación. En este caso pudo observarse que el sensor de pulso funciona correctamente antes de la convulsión, pero durante la misma hubo pocos momentos en que las medidas eran legibles, el movimiento brusco y la transpiración de la piel son factores que están presentes y pueden afectar de manera negativa las medidas tomadas por el sensor de fotopletismografía.

Rosario mostró interés por poder medir la presión arterial y la respiración, en particular, el primer parámetro presenta muchas dificultades difíciles de superar debido a las características del brazalete y la posición en que se coloca, aunque es conveniente tener en cuenta esta sugerencia para otros tipos de sistemas de monitoreo que puedan desarrollarse.

Un problema similar ocurre con la medición de la respiración, aunque incorporar la medición de la respiración en un sistema de monitoreo de convulsiones es una idea muy acertada ya que, durante las convulsiones, es común que se produzcan cambios significativos en el patrón respiratorio, y estos cambios pueden ser críticos para evaluar la seguridad y la salud del individuo que experimenta la convulsión.

A su vez, puede acompañarse al sensor de respiración con un sensor de sonido, debido a que uno de los fenómenos que puede ocurrir durante una

convulsión, especialmente en convulsiones tónico-clónicas generalizadas, es lo que se conoce como "grito ictal" o "grito de epilepsia". Este grito se caracteriza por ser un sonido fuerte e involuntario que puede producirse debido a la rápida salida de aire a través de las cuerdas vocales durante la contracción muscular intensa asociada a la convulsión. La medición de estos gritos, su frecuencia y su intensidad podría proporcionar una señal de alarma más para tener en cuenta ante la ocurrencia de una convulsión.

11. Camino a un dispositivo final

Teniendo como objetivo fomentar la evolución continua de la tecnología médica, siempre orientada hacia un futuro donde la atención sea más precisa, personalizada y eficiente para aquellos que dependen de ella, en este segmento se presentan ideas clave y mejoras potenciales que podrían consolidar al presente dispositivo como una base en el diseño y construcción de un dispositivo final de detección y monitoreo de convulsiones en personas con epilepsia.

I. Medición de la Temperatura

Uno de los aspectos cruciales para mejorar la capacidad de detección de convulsiones en personas con epilepsia es la inclusión de mediciones de temperatura. La medición de la temperatura puede proporcionar información valiosa sobre cambios metabólicos y fisiológicos durante una crisis convulsiva. Sin embargo, es importante abordar los siguientes puntos para garantizar la fiabilidad de esta medición:

- **Selección del Sensor de Temperatura:** La elección de un sensor de temperatura adecuado es esencial. Se debe investigar y seleccionar un sensor que sea preciso, resistente y capaz de medir la temperatura de manera continua en el brazo del paciente si se mantiene este formato de brazalete. Además, se debe considerar la calibración y la estabilidad a largo plazo del sensor, teniendo en cuenta las diversas situaciones a las que el paciente puede someter al dispositivo.
- **Ubicación del Sensor:** Determinar la ubicación óptima en el brazo para colocar el sensor de temperatura. Esto podría requerir un estudio detallado de la anatomía del brazo y la distribución de la temperatura en esa región. Es fundamental considerar que la temperatura puede variar en diferentes partes del cuerpo y que la misma es muy diferente en el antebrazo a la axila o el recto; la selección del área de uso del sensor impactará directamente en la ubicación de todo el dispositivo o en defecto en su tamaño-.
- **Factores Ambientales:** Los factores ambientales, como la temperatura ambiente y la humedad, pueden afectar las mediciones de temperatura. Por lo tanto, es importante investigar cómo estos factores pueden influir en las mediciones y desarrollar estrategias para mitigar su impacto.
- **Validación Clínica:** Es crucial llevar a cabo pruebas clínicas para validar la fiabilidad de las mediciones de temperatura en relación con las convulsiones. Esto podría incluir la comparación de las mediciones de temperatura con otros datos obtenidos por el dispositivo durante convulsiones reales en un grupo diverso de pacientes. Si bien no se consideró la medición de la temperatura a lo largo del presente proyecto por razones dichas antes, Rosario suele presentar temperaturas bajas en estados ictales y postictales,

lo que en su caso representa un factor importante para la detección de convulsiones.

II. Desarrollo de un Algoritmo de Detección

El desarrollo de un algoritmo eficiente y preciso para la detección de crisis convulsivas es un componente fundamental para futuros dispositivos que puedan medir y detectar convulsiones. Algunos pasos a seguir incluyen:

- **Análisis de Datos Multimodales:** Además de los datos de temperatura, considera el análisis de datos de sensores de aceleración, giro, contracción muscular, pulso, frecuencia cardíaca y cualquier medición que quiera agregarse, de manera conjunta. La combinación de múltiples fuentes de datos puede mejorar la precisión de la detección.
- **Selección de Características Relevantes:** Identifica las características más relevantes de los datos que permitan una detección efectiva en cada paciente, determinando en cada caso los factores que vale la pena tener en cuenta y los que no. Las características que pueden tomarse en cuenta incluyen amplitud, frecuencia, cambios bruscos, y la relación entre las señales de diferentes sensores.
- **Algoritmos de Machine Learning Adaptativos:** Como pudo observarse en el desarrollo del proyecto, la interpretación de las mediciones es compleja y requiere mucho tiempo de análisis para la obtención de datos significativos, por esto es de una importancia crucial para próximos proyectos la implementación de un software basado en IA o algoritmos que pueda descifrar los valores de importancia dentro de los valores obtenidos. El mismo debe ser capaz de reconocer la variabilidad entre los casos de epilepsia y considerar la implementación de aprendizaje automático adaptativo que puedan ajustarse a las características específicas de cada paciente. Esto requerirá la recopilación de datos de entrenamiento de múltiples pacientes para lograr una personalización efectiva.
- **Validación Continua:** Realiza una validación continua del algoritmo con nuevos datos de pacientes, ya que la variabilidad de las convulsiones puede cambiar con el tiempo o en respuesta a tratamientos médicos.

III. Mejoras en la Usabilidad y Comodidad

Además de la precisión en la detección, es importante que el dispositivo sea cómodo y fácil de usar para los pacientes. Algunas mejoras posibles incluyen:

- **Diseño Ergonómico y Personalizable:** Optimiza el diseño del dispositivo para que sea portátil, discreto y personalizable según las preferencias de cada paciente. La comodidad y la aceptación del dispositivo por parte de los usuarios son críticas para su uso continuo.
- **Reemplazo de electrodos:** el uso de los electrodos pegados sobre la piel para sensar la contracción muscular mostraron ser fiables, pero su uso implica

demasiada intervención del usuario que, además de ser incómodo y engorroso, requiere la instrucción sobre la ubicación correspondiente para cada uno. Es necesario, si se toma en consideración la medición de la contracción muscular, optar por una tecnología que prescindiera del uso de electrodos y funcione mediante un método que independice al usuario de su colocación. Si bien es una tarea compleja, existe bibliografía y metodología que mide las fluctuaciones microdermales que pueden ser de gran utilidad para posteriores proyectos.

- Interfaz de Usuario Intuitiva: Desarrolla una interfaz de usuario intuitiva que permite a los pacientes interactuar con el dispositivo y acceder a sus datos de manera sencilla. Esto puede incluir una aplicación móvil o una plataforma en línea para la visualización de datos. La aplicación Serial Bluetooth Terminal cumple con la función designada para un dispositivo de recolección de datos, una aplicación encargada del monitoreo y comunicación con dispositivos vinculados debe mejorar en aspectos como el desarrollo de una interfaz intuitiva para los usuarios cercanos y el paciente, conectar automáticamente con el dispositivo una vez dentro de rango.
- Vinculación con aplicaciones: usualmente las personas con epilepsia utilizan aplicaciones para llevar a cabo un seguimiento de la enfermedad. Un dispositivo que utilice una App que pueda tomar los datos recabados anteriormente para conformar una base de datos que tome los valores más importantes significaría un adelanto importante en lo que respecta a aplicaciones con este fin.
- Comunicación y Alertas: Implementa una función de comunicación o alerta que informe a los cuidadores o profesionales de la salud en caso de una convulsión detectada. La rápida respuesta en situaciones de emergencia puede salvar vidas. En lo que respecta a la conectividad es recomendación personal continuar con el uso del bluetooth, con el fin de no peligrar el monitoreo por desconexiones de red.

Es fundamental reconocer que cada caso de epilepsia es único, y los datos recopilados pueden variar significativamente de una persona a otra. Por lo tanto, el dispositivo final debe estar preparado para adaptarse a esta variabilidad y permitir la personalización de algoritmos y parámetros para satisfacer las necesidades individuales de los pacientes. Además, la recopilación continua de datos y la mejora del algoritmo a lo largo del tiempo son esenciales para garantizar la eficacia y la confiabilidad del dispositivo en un entorno clínico real.

IV. Costos

El aspecto económico es de suma importancia en la misión de reducir el precio del dispositivo. Esta prioridad es un pilar fundamental para lograr la masificación y la accesibilidad del brazalete, ya que la epilepsia es una condición médica que afecta a un vasto número de personas en todo el mundo. Sin embargo, un gran porcentaje de aquellos afectados puede enfrentarse a barreras económicas

que les impiden acceder a dispositivos médicos costosos debido a los tratamientos que la misma enfermedad requiere. En este contexto, al hacer que estos dispositivos sean más asequibles, se garantiza que un espectro más amplio de pacientes pueda beneficiarse de ellos y mejorar su calidad de vida.

Pero la importancia del aspecto económico va más allá de la accesibilidad. Para que el dispositivo final sea una realidad sostenible a largo plazo, debe ser viable desde el punto de vista comercial. En un mercado aún emergente pero altamente competitivo, la reducción de costos se convierte en un factor crítico. Esta reducción de costos no solo amplía el alcance del dispositivo, sino que también lo posiciona de manera competitiva frente a otras soluciones disponibles.

Aquí radica un posible esquema económico: al lograr que el dispositivo sea asequible y competitivo, el proyecto puede generar ganancias sustanciales. Estas ganancias, lejos de ser meramente financieras, son cruciales para la continuidad y el avance de la investigación. Los recursos obtenidos se pueden reinvertir en la mejora constante del dispositivo, en la expansión de su utilidad clínica y en la exploración de nuevas posibilidades de diagnóstico y tratamiento para la epilepsia. En esencia, el dispositivo se proyecta para convertirse en una herramienta fundamental que impulse no solo el bienestar de los pacientes, como también el progreso científico en el campo de la epilepsia.

12. Anexo

12.1. Contrato de confidencialidad de Milagros



Hoja de Información de Investigación

Título del proyecto: "Diseño de dispositivo para detección de patrones fisiológicos referidos a convulsiones provocadas por un cuadro de epilepsia generalizada con crisis tónico-clónica" como parte de un proyecto integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica.

Integrantes:

Apellido y nombre	DNI	Función
Beltramone Diego	22.371.253	Director
Carrizo Juan Gabriel	38.737.450	Investigador

Datos de contacto

Diego Beltramone – Director del proyecto
Teléfono celular: (0351) 155-731114
Correo Electrónico: diego.beltramone@unc.edu.ar

Carrizo Juan Gabriel – Investigador
Teléfono celular: (0385) 5242627
Correo Electrónico: juan.carrizo@mi.unc.edu.ar

Objetivo que se busca alcanzar el proyecto

La meta del presente proyecto consiste en obtener una base de datos útil para el desarrollo de un dispositivo capaz de predecir o detectar convulsiones de tipo "tónico-clónico" durante el sueño, permitiendo a familiares o personas al cuidado de los usuarios responder rápidamente ante una crisis y controlar el tiempo de la misma, su desarrollo y realizar los cuidados que considere pertinente.

Mediante la medición de la señal mioeléctrica en el músculo palmar mayor, de la frecuencia cardíaca y del movimiento del antebrazo por medio de sensores podrá recrearse un escenario común del voluntario durante el sueño y luego poder contrastarlo con un episodio ictal. Además, el voluntario podrá enviar los mensajes que crea pertinente dejar registrados por medio de una aplicación en el teléfono móvil.

Etapas de la investigación:

1. Información al voluntario y allegados.
 - 1.1. Explicación verbal de los pasos a seguir durante la Investigación
 - 1.2. Firma del Consentimiento Informado.
2. Prueba del dispositivo.
3. Evaluación de comodidad del voluntario.
4. Uso luego de implementación de cambios sugeridos.
5. Estudio de los resultados obtenidos.



Consideraciones

Se lo invita a participar de la investigación de forma voluntaria, para lo que debe conocer que ningún procedimiento de los que se llevarán a cabo durante la investigación será invasivo.

No se prevé que el voluntario pueda verse afectado por el uso del dispositivo en el desarrollo de convulsiones de forma directa ni indirecta. En tal caso, deberá avisar de inmediato al investigador.

Todos los archivos obtenidos con referencia al Voluntario serán manejados con total confidencialidad, teniendo acceso a los mismos sólo el Voluntario, los investigadores y, en el caso que lo amerite y con el permiso del paciente, algún asesor externo.

Solo con el consentimiento por escrito del Voluntario podrán presentarse los avances de la investigación en congresos, seminarios, etc.

Nunca se divulgará la identidad del Voluntario.

Al tratarse de una participación voluntaria, el Voluntario es libre de negarse a participar o retirarse de la investigación cuando lo desee, sin que ello implique un perjuicio para su persona.

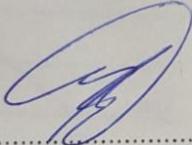
12.2. Consentimiento informado de Milagros

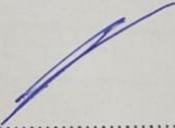


Declaración de consentimiento informado
Cipolletti, Río Negro, 12 de abril de 2023

Dayub Milagros Allia, DNI 38482951, en calidad de Participante,
en presencia de Carrizo Juan Gabriel, DNI 38737450, en calidad de
Testigo, por el presente documento declaro haber leído y comprendido la hoja de
información sobre el proyecto adjunta, haber podido hacer preguntas, estar satisfecha con la
información brindada por el investigador Carrizo Juan Gabriel, DNI 38737450, y conocer que
mi participación es voluntaria y conocer que puedo retirarme de la investigación en cualquier
momento, sin que ello implique un perjuicio para mi persona.

Expreso mi conformidad en participar en las pruebas del proyecto "Diseño de
dispositivo para detección de patrones fisiológicos referidos a convulsiones provocadas por
un cuadro de epilepsia generalizada con crisis tónico-clónica" como parte de un proyecto
integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica.


.....
Firma del voluntario


.....
Firma del testigo

Dayub Milagros Allia
.....
Aclaración

Carrizo Juan
.....
Aclaración

12.3. Contrato de confidencialidad de Rosario



Hoja de Información de Investigación

Título del proyecto: "Diseño de dispositivo para detección de patrones fisiológicos referidos a convulsiones provocadas por un cuadro de epilepsia generalizada con crisis tónico-clónica" como parte de un proyecto integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica.

Integrantes:

Apellido y nombre	DNI	Función
Beltramone Diego	22.371.253	Director
Carrizo Juan Gabriel	38.737.450	Investigador

Datos de contacto

Diego Beltramone – Director del proyecto
Teléfono celular: (0351) 155-731114
Correo Electrónico: diego.beltramone@unc.edu.ar

Carrizo Juan Gabriel – Investigador
Teléfono celular: (0385) 5242627
Correo Electrónico: juan.carrizo@mi.unc.edu.ar

Objetivo que se busca alcanzar el proyecto

La meta del presente proyecto consiste en obtener una base de datos útil para el desarrollo de un dispositivo capaz de predecir o detectar convulsiones de tipo "tónico-clónico" durante el sueño, permitiendo a familiares o personas al cuidado de los usuarios responder rápidamente ante una crisis y controlar el tiempo de la misma, su desarrollo y realizar los cuidados que considere pertinente.

Mediante la medición de la señal mioeléctrica en el músculo palmar mayor, de la frecuencia cardíaca y del movimiento del antebrazo por medio de sensores podrá recrearse un escenario común del voluntario durante el sueño y luego poder contrastarlo con un episodio ictal. Además, el voluntario podrá enviar los mensajes que crea pertinente dejar registrados por medio de una aplicación en el teléfono móvil.

Etapas de la investigación:

1. Información al voluntario y allegados.
 - 1.1. Explicación verbal de los pasos a seguir durante la Investigación
 - 1.2. Firma del Consentimiento Informado.
2. Prueba del dispositivo.
3. Evaluación de comodidad del voluntario.
4. Uso luego de implementación de cambios sugeridos.
5. Estudio de los resultados obtenidos.



Consideraciones

Se lo invita a participar de la investigación de forma voluntaria, para lo que debe conocer que ningún procedimiento de los que se llevarán a cabo durante la investigación será invasivo.

No se prevé que el voluntario pueda verse afectado por el uso del dispositivo en el desarrollo de convulsiones de forma directa ni indirecta. En tal caso, deberá avisar de inmediato al investigador.

Todos los archivos obtenidos con referencia al Voluntario serán manejados con total confidencialidad, teniendo acceso a los mismos sólo el Voluntario, los investigadores y, en el caso que lo amerite y con el permiso del paciente, algún asesor externo.

Solo con el consentimiento por escrito del Voluntario podrán presentarse los avances de la investigación en congresos, seminarios, etc.

Nunca se divulgará la identidad del Voluntario.

Al tratarse de una participación voluntaria, el Voluntario es libre de negarse a participar o retirarse de la investigación cuando lo desee, sin que ello implique un perjuicio para su persona.

12.4. Consentimiento informado de Rosario



Declaración de consentimiento informado

San Salvador de Jujuy, 3 de Junio de 2023

....., DNI 44.816.000, en calidad de Participante, en presencia de Andrea Ortega....., DNI 28.956.954, en calidad de Testigo, por el presente documento declaro haber leído y comprendido la hoja de información sobre el proyecto adjunta, haber podido hacer preguntas, estar satisfecha con la información brindada por el investigador Carrizo Juan Gabriel, DNI 38737450, y conocer que mi participación es voluntaria y conocer que puedo retirarme de la investigación en cualquier momento, sin que ello implique un perjuicio para mi persona.

Expreso mi conformidad en participar en las pruebas del proyecto "Diseño de dispositivo para detección de patrones fisiológicos referidos a convulsiones provocadas por un cuadro de epilepsia generalizada con crisis tónico-clónica" como parte de un proyecto integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica.


.....
Firma del voluntario


.....
Firma del testigo

Díaz Basario Abril
.....
Aclaración

Andrea Verónica Ortega
.....
Aclaración

12.5. Costos materiales

Materiales	Costos (\$ARS)
S. Pulso	14800
S. Contraccion	40000
MPU-6050	2600
Electrodos	14000
Baterías 9V	9000
ICL7660	2200
LM7905	1200
Plaqueta	1500
Gabardina	4000
Elastico	1000
Velcro	800
Power Bank	7000
ESP32	7500
Envío	8600
Total	114200

12.6. Mano de Obra

Se realiza el cálculo de los costos de mano de obra -que incluyen tiempo de investigación, diseño y desarrollo del dispositivo- considerando el trabajo realizado desde septiembre del año 2022 (sin considerar febrero en que no fueron realizados avances) hasta entregado el proyecto en octubre del 2023. El mismo toma como referencia el sueldo básico de Investigador Principal por el CONICET [39].

Sueldo basico	\$ 97.482,21
Cantidad de meses trabajados	10
Total	\$ 974.822,10

13. Bibliografía

- [1] «Epilepsia - OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud». Accedido el 23 de agosto de 2023. <https://www.paho.org/es/temas/epilepsia>.
- [2] «Epilepsia». Accedido el 5 de mayo de 2023. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy>.
- [3] «SEIZURE CLASSIFICATION». Accedido el 20 de abril de 2023. <https://www.epilepsydiagnosis.org/seizure/seizure-classification-groupoverview.html>.
- [4] Ápice, Asociación Andaluza de Epilepsia. «Personajes famosos que padecieron epilepsia - Ápice Epilepsia». Accedido el 27 de septiembre de 2023. <https://www.apiceepilepsia.org/la-epilepsia-y-el-estilo-de-vida/personajes-ilustres-que-padecieron-epilepsia/>.
- [5] «Ápice, Asociación Andaluza de Epilepsia. «Factores que pueden desencadenar una crisis epiléptica, En la mayoría». Accedido 10 de septiembre de 2023. <https://www.apiceepilepsia.org/que-es-la-epilepsia/que-factores-pueden-desencadenar-una-crisis/>.
- [6] «LACE - Liga Argentina contra la Epilepsia». Accedido el 27 de septiembre de 2023. https://www.lace.org.ar/aprendiendo_sobre_la_epilepsia.html.
- [7] Comisión Nacional de Evaluación de Tecnologías de Salud (CONETEC) «Cannabidiol en epilepsia resistente a fármacos». Accedido el 23 de agosto de 2023. <https://www.argentina.gob.ar/sites/default/files/informe-17-cbd-epilepsia-resistente-farmacos.pdf>
- [8] Argentina.gob.ar. «Ley 25404 HONORABLE CONGRESO DE LA NACIÓN ARGENTINA». Accedido el 27 de septiembre de 2023. <https://www.argentina.gob.ar/normativa/nacional/ley-25404-66578>.
- [9] Espacio Epilepsia. «Tu Comunidad Online de Epilepsia». Accedido el 27 de septiembre de 2023. <https://www.espacioepilepsia.com/sobre-nosotros>.
- [10] Fisher, Robert S., Carlos Acevedo, Alexis Arzimanoglou, Alicia Bogacz, J. Helen Cross, Christian E. Elger, Jerome Engel Jr, et al. «ILAE Official Report: A Practical Clinical Definition of Epilepsy». *Epilepsia* 55, n.º 4 (2014): 475-82. <https://doi.org/10.1111/epi.12550>.
- [11] «TONIC-CLONIC SEIZURE AND VARIANTS». Accedido el 5 de septiembre de 2023. <https://www.epilepsydiagnosis.org/seizure/tonic-clonic-variants-videos.html>.
- [12] Hampel, K. G., R. Rocamora Zuñiga, y C. M. Quesada. «Desentrañando los misterios de la muerte súbita en epilepsia». *Neurología* 34, n.º 8 (1 de octubre de 2019): 527-35. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2017.02.004>.
- [13] Barros, Marlon Igor Martínez, y Guillermo Trout Guardiola. «Conceptos básicos de electroencefalografía». *Duazary* 3, n.º 1 (2006): 18-23. <https://www.redalyc.org/pdf/5121/512156334010.pdf>
- [14] Santin, Julia, Jaime Godoy, Loreto Ríos, Tomás Mesa, y Luis Aranda. «Incidencia de variantes normales de aspecto epileptiforme en electroencefalogramas normales: Estudio prospectivo y revisión de la literatura». *Revista chilena de neuro-psiquiatría* 41, n.º 4 (octubre de 2003): 281-90. <https://doi.org/10.4067/S0717-92272003000400004>.

- [15] Álvarez-Linera Prado, J. «Resonancia magnética estructural en la epilepsia». *Radiología* 54, n.º 1 (enero de 2012): 9-20.
<https://doi.org/10.1016/j.rx.2011.07.007>.
- [16] NightWatch. «Detección de crisis epilépticas | NightWatch | Durante el sueño». Accedido el 27 de septiembre de 2023. <https://nightwatchepilepsy.com/es/>.
- [17] «Embrace Store | Embrace2 | Seizure & Epilepsy Watch | Empatica». Accedido el 28 de septiembre de 2023. <https://www.empatica.com/store/embrace2/>.
- [18] «EPILEPSY JOURNAL - Best app for tracking epilepsy». Accedido el 28 de septiembre de 2023. <https://www.epilepsy-journal.com/>.
- [19] Fisher, Robert S., Carlos Acevedo, Alexis Arzimanoglou, Alicia Bogacz, J. Helen Cross, Christian E. Elger, Jerome Engel Jr, et al. «ILAE Official Report: A Practical Clinical Definition of Epilepsy». *Epilepsia* 55, n.º 4 (2014): 475-82.
<https://doi.org/10.1111/epi.12550>.
- [20] Castro Vargas, Luis Fernando. «Muerte súbita e inesperada en la epilepsia (sudep)». *Medicina Legal de Costa Rica* 30, n.º 2 (septiembre de 2013): 93-105.
- [21] Radiology (ACR), Radiological Society of North America (RSNA) and American College of. «Epilepsia». *Radiologyinfo.org*. Accedido 15 de mayo de 2023.
<https://www.radiologyinfo.org/es/info/epilepsy>.
- [22] «Electromiografía (EMG) - Dalcame: Grupo de Investigación Biomédica -». Accedido el 27 de septiembre de 2023. <https://www.dalcame.com/emg.html>.
- [23] Frank H. Netter, "Atlas de Anatomía Humana", 5ª ed. Barcelona: Elsevier, 2011.
- [24] alldatasheet.es. «ICL7660 Datasheet(PDF) - Intersil Corporation». Accedido el 9 de septiembre de 2023.
<https://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/532554/INTERSIL/ICL7660.html>
- [25] «LM7905 pdf, LM7905 Description, LM7905 Datasheet, LM7905 view ::: ALLDATASHEET »: Accedido 9 de septiembre de 2023.
<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/33409/UTC/LM7905.html>.
- [26] Quinche, David Fernando Balaguera, y Paula Andrea Balaguera Quinche. «El análisis de la onda de pulso y el riesgo cardiovascular en individuos normotensos: un ejercicio con el Power Lab». *Medicina* 42, n.º 1 (5 de mayo de 2020): 28-39. <https://doi.org/10.56050/01205498.1485>.
- [27] Elsevier. «10 puntos de palpación de los pulsos arteriales». Elsevier Connect. Accedido 12 de agosto de 2023.
<https://www.elsevier.com/es-es/connect/medicina/10-puntos-de-palpacion-de-los-pulsos-arteriales>.
- [28] A.C. Guyton y J.E. Hall, "Tratado de Fisiología Médica", 3ª Edición, Elsevier, Barcelona, 2016.
- [29] «Pulso arterial, anormal». Accedido el 28 de septiembre de 2023.
<https://empendium.com/manualmibe/compendio/social/chapter/B34.I.1.35>.
- [30] Cátedra de Semiología Unidad Hospitalaria de Medicina Interna n° 1 Hospital Nacional de Clínicas, "Aparato cardiovascular", Córdoba, Universidad Nacional de Córdoba - Facultad de ciencias médicas, 2018.
http://semiologiahnc.webs.fcm.unc.edu.ar/files/2018/05/2018_AP15_APARATO_CARDIOVASCULAR.pdf
- [31] Ferrer, Daniel Adín, y Rafael Cabeza Laguna. «Comparativa de algoritmos para Fotopletomografía Remota e implementación de una arquitectura en tiempo real para cámaras web de bajo coste»,
https://academica-e.unavarra.es/xmlui/bitstream/handle/2454/38680/TFE_DAF_definitivo.pdf?sequence=1&isAllowed=y

- [32] «Heart_Rate_Sensor_SKU__SEN0203-DFRobot». Accedido el 29 de septiembre de 2023.
https://wiki.dfrobot.com/Heart_Rate_Sensor_SKU_SEN0203.
- [33] «MPU-6050 pdf, MPU-6050 Description, MPU-6050 Datasheet, MPU-6050 view :: ALLDATASHEET »: Accedido 12 de agosto de 2023.
<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/517744/ETC1/MPU-6050.html>.
- [34] Naylamp Mechatronics - Perú. «Tutorial MPU6050, Acelerómetro y Giroscopio». Accedido 14 de septiembre de 2023.
https://naylampmechatronics.com/blog/45_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html.
- [35] «How Does the MPU6050 Accelerometer & Gyroscope Sensor Work and Interfacing It With Arduino». Accedido 15 de septiembre de 2023.
<https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/interfacing-mpu6050-module-with-arduino>.
- [36] «ESP32 I2C Communication: Set Pins, Multiple Bus Interfaces and Peripherals | Random Nerd Tutorials». Accedido el 29 de septiembre de 2023.
<https://randomnerdtutorials.com/esp32-i2c-communication-arduino-ide/>.
- [37] Torres-Ortega, H. «Guía de diseño de PCB con EAGLE», 2014.
- [38] «Primeros auxilios para las convulsiones | Epilepsia | CDC», 7 de febrero de 2019. <https://www.cdc.gov/epilepsy/spanish/primeros-auxilios.html>.
- [39] Aumentos salariales vigentes - CONICET (Julio 23-Agosto 23) Ley 20.464. Accedido el 14 de octubre de 2023.
http://upcndigital.org/~legislacion/Aumentos%20Salariales_Resumenes/Aumento%20vigente/CONICET.pdf