



ESJ Natural/Life/Medical Sciences

## **Detección Temprana de Epilepsia Pediátrica: Progresión de los Electrodoes en EEG**

*Cristhy Miranda, BSc*

*Alfredo Lescher, MSc*

*Aldrual Rojas, MSc*

*Jay Molino, PhD*

Laboratorio de Investigación Experimental de Bioseñales, Facultad de Biociencias y Salud Pública, Universidad Especializada de las Américas (UDELAS), Corregimiento de Ancón, Albrook, Paseo de la Panamá, Panamá

*Ernesto Ibarra, PhD*

Programa de Ingeniería Biomédica,

Universidad Latina de Panamá, República de Panamá

*Svetlana de Tristan, MSc*

Facultad de Biociencias y Salud Pública,

Universidad Especializada de las Américas (UDELAS),

Corregimiento de Ancón, Albrook, Paseo de la Panamá, Panamá

[Doi:10.19044/esj.2023.v19n6p1](https://doi.org/10.19044/esj.2023.v19n6p1)

---

Submitted: 02 November 2022

Accepted: 20 February 2023

Published: 28 February 2023

Copyright 2023 Author(s)

Under Creative Commons BY-NC-ND

4.0 OPEN ACCESS

*Cite As:*

Miranda C., Lescher A., Rojas A., Molino J., Ibarra E. & De Tristan S. (2022). *Detección Temprana de Epilepsia Pediátrica: Progresión de los Electrodoes en EEG*. European Scientific Journal, ESJ, 19 (6), 1. <https://doi.org/10.19044/esj.2023.v19n6p1>

---

### **Resumen**

La epilepsia es un trastorno cerebral producido por cambios inesperados de la actividad eléctrica del cerebro, manifestado por comportamientos inusuales llamados convulsiones, que pueden llevar hasta la pérdida del conocimiento, y pueden repetirse varias veces en el transcurso de vida del paciente. La epilepsia pediátrica se manifiesta en forma muy variada con la edad de los niños; ya que, el tipo de convulsiones depende del grado de maduración del sistema nervioso central, la genética predominante en la estructura y los procesos bioquímicos del cerebro en desarrollo. En este orden de ideas, el electroencefalograma (EEG) es una herramienta que apoya el diagnóstico de esta enfermedad por medio del registro eléctrico de las crisis

epilépticas. La actividad bioeléctrica del cerebro es detectada a nivel del cuero cabelludo por los electrodos, luego se amplifica y finalmente, se registra; este proceso es conocido como la neuromonitorización. En esta revisión se describen varias investigaciones que se recopilieron de revisiones de registros existentes en base a ingeniería biomédica, para determinar la efectividad y desempeño de diferentes electrodos de EEG, con énfasis en aplicaciones pediátricas dada la dificultad en este tipo de paciente. Se pretende plantear las tecnologías emergentes que pudieran en un futuro cercano utilizarse en la detección temprana de eventos epileptiformes, permitiendo establecer estrategias de tratamiento desde el inicio de la vida de los pacientes. Aunque ha evolucionado progresivamente, la Electroencefalografía pediátrica todavía carece de medios efectivos y cómodos para monitorizar continuamente el EEG en etapas tempranas. Tecnologías como el grafeno y los polímeros dopados podrían resolver esta problemática.

---

**Palabras Claves:** Convulsiones, EEG, electrodos, epilepsia pediátrica, neuromonitorización

---

## **Early Detection of Pediatric Epilepsy: EEG Electrode Progression**

*Cristhy Miranda, BSc*

*Alfredo Lescher, MSc*

*Aldrual Rojas, MSc*

*Jay Molino, PhD*

Laboratorio de Investigación Experimental de Bioseñales, Facultad de Biociencias y Salud Pública, Universidad Especializada de las Américas (UDELAS), Corregimiento de Ancón, Albrook, Paseo de la Panamá, Panamá

*Ernesto Ibarra, PhD*

Programa de Ingeniería Biomédica,

Universidad Latina de Panamá, República de Panamá

*Svetlana de Tristan, MSc*

Facultad de Biociencias y Salud Pública,

Universidad Especializada de las Américas (UDELAS),

Corregimiento de Ancón, Albrook, Paseo de la Panamá, Panamá

---

### **Abstract**

Epilepsy is a brain disorder caused by unexpected changes in electrical activity, manifested by unusual behaviors called seizures, which can lead to loss of consciousness and can be repeated several times during the patient's life. Pediatric epilepsy manifests itself in a very varied way with the age of children; since the type of seizures depends on the degree of maturation of the central nervous system the genetics that predominate in the structure and biochemical processes of the developing brain. In this order of ideas, the electroencephalogram (EEG) is a tool that supports the process of diagnosing this disease through the electrical recording of epileptic seizures. The bioelectrical activity of the brain is detected at the level of the scalp by the electrodes, then amplified and finally recorded. This process is known as neuromonitoring. This review describes several investigations done to determine the effectiveness and performance of different EEG electrodes, emphasizing pediatric applications given the difficulty in this type of patient. It is intended to propose emerging technologies that could shortly be used in the early detection of epileptiform events, allowing treatment strategies to be established from the beginning of patients' lives. Although pediatric electroencephalography has been evolving; however, it still lacks effective and comfortable means of monitoring EEG in early stages and long periods. Therefore, emerging technologies that manage to solve this problem continue to be investigated, such as graphene and doped polymers.

---

**Keywords:** EEG, electrodes, neuromonitoring, pediatric epilepsy, seizures

## Introducción

La medición no invasiva del biopotencial humano es uno de los métodos principales para evaluar las patologías de trastornos neurodegenerativos. La monitorización de estas señales puede detectar funciones fisiológicas normales y anormales de forma precoz, y prevenir el desarrollo de enfermedades mediante un tratamiento eficaz.

La epilepsia se caracteriza por la aparición súbita de convulsiones producto de estados transitorios de hypersincronía eléctrica cerebral debida a un desbalance entre las redes neuronales excitadoras e inhibitoras (foco epiléptico) (Legido y Valencia, 2009).

La epilepsia pediátrica es muy variada con la edad de los niños ya que el tipo de convulsiones lo determina el grado de maduración del sistema nervioso central y la genética; ésta última, durante el desarrollo del niño o niña, juega un papel importante en la estructura y el proceso bioquímico del cerebro de cada uno (Durá Travé et al., 2007) (Lizana et al., 1996) (Díaz, 2008). Aquí es donde se involucra la electroencefalografía, que se define como la “ciencia o técnica de estudio relativa a la actividad eléctrica cerebral” (Merino y Martínez, 2007).

El EEG es una herramienta clave que apoya el proceso de diagnóstico de esta enfermedad; ya que, en caso de detectar una crisis epiléptica en el niño, con el procedimiento puede obtenerse el registro crítico eléctrico cerebral del momento que acontece la crisis. Muchos estudios han demostrado que es una técnica beneficiosa para establecer a tiempo un tratamiento para esta población (Merino y Martínez, 2007) (Legido y Valencia, 2009) (González y Guevara, 2007) (Ríos y Álvarez, 2013). ¿Pero cuáles son los tipos de electrodos o instrumentación que ayuda a tomar los parámetros de los impulsos eléctricos?

En neurofisiología, las neuronas piramidales corticales activadas con cierto grado de coordinación generan un campo eléctrico que se detecta mediante electrodos colocados en el cuero cabelludo (Ferrari, et al., 2020). Las señales electroencefalográficas son las más débiles en todo el cuerpo (Teplan, 2002), por estar cubiertas de diferentes capas como el líquido cefalorraquídeo y la capa resistente del cráneo que protege al cerebro.

La electroencefalografía ha ido progresando a lo largo de su historia, desde que Galvani descubrió la electricidad animal en 1791, diversos avances tecnológicos le permitieron al neurólogo y psiquiatra alemán Hans Berger registrar los ataques epilépticos de humanos por primera vez desde 1929. Debido a la importancia de sus estudios sobre la actividad eléctrica del cerebro, Berger se convirtió en el padre de la electroencefalografía.

En los años 50 se introdujo el EEG pediátrico, en los 70 el EEG neonatal y en los 80 el EEG digital. En la década de los 80 se desarrollaron los videos

de grabaciones continuas para el monitoreo prolongado a pacientes y así poder diagnosticar la actividad epiléptica sospechosa, siendo un procedimiento eficaz para detectar la epilepsia pediátrica (Shoeb et al., 2005) (Legido y Valencia, 2009), para entonces se aparecieron diferentes maneras de realizar las neuromonitorización con electrodos.

### **Metodología de Revisión**

Se utilizó como método de investigación la revisión sistemática de la literatura disponible del 2001 al 2022, empleando bases de datos científica relacionada al tema, entre las que se encuentran: Google Scholar, Frontiers in Chemistry, American Chemical Society, Wiley, Elsevier, Nature Portfolio journals, Springer Nature, Scientific Electronic Library Online, ScienceDirect, MDPI journals, Jove Journals, IEEE Xplore, Iop Science.

La revisión bibliográfica se basó en artículos científicos e investigaciones de comisiones europeas sobre el tema de los electrodos, los cuales fueron un total de 33 documentos científicos consultados. Esta revisión apunta significativamente a la aplicación de los electrodos utilizados en la técnica de electroencefalografía.

### **Electrodos usados en la electroencefalografía**

En la electroencefalografía convencional pediátrica, al igual que en la de adultos, los electrodos que más se utilizan son los de superficies metálicas Ag/AgCl; otros que también son utilizados incluyen un electrodo con esponja que se introduce en solución salina, para mejorar la interfaz electrodo-piel. También existen alternativas como los electrodos de autoadhesivos con un gel de material conductor, los electrodos subdérmicos con una aguja monopolar que se introduce en la piel y los electrodos invasivos, que sirven para registrar la actividad electroencefalográfica en las zonas como la superficie medial del lóbulo frontal o temporal (Merino y Martínez, 2007).

Todo depende de cada paciente y su evolución, pero cabe destacar que la instrumentación es fundamental para captar las señales débiles e irregulares en los pacientes de esta población menor, ya que en los recién nacidos el tejido fisiológicamente se haya inmaduro, pero se puede observar el estado de las funciones cerebrales y detectar hallazgos patológicos como: trazados muy bruscos, voltajes inferiores a lo normal o un patrón de brote-supresión (Merino y Martínez, 2007).

Ferree et al. (2001) indican que el uso de electrodos subdérmicos tiene riesgos inherentes de infección contra patógenos como el HIV, Hepatitis C y la enfermedad de Creutzfeldt-Jakob. Demuestran en su investigación que el uso de electrodos superficiales de piel, a pesar de su mayor impedancia, no introducen mayor perturbación debido a las tecnologías de aislamiento y filtrado existentes. Para ello, condujeron experimentos con diferentes

impedancias electrodo-piel, registrando patrones EEG con piel ligeramente erosionada ( $10\text{ K}\Omega$ ) y piel intacta ( $40\text{ K}\Omega$ ). Se determinó que no hay cambios importantes en la amplitud de la señal de EEG en función de la impedancia, y que tampoco afecta en mayor grado el ruido de acople capacitivo producido por la mayor impedancia sobre el ruido total de 60 Hz.

En el artículo de Fiedler et al. (2015) se propone un novedoso sistema de casquillo EEG con electrodos secos multipin, que lo conformaban electrodos secos de 24 pines hecho de poliuretano y un recubierto con Ag / AgCl (Plata y Cloruro de Plata). El sistema de gorro textil contenía 97 de estos electrodos secos, que superan las principales limitaciones de los electrodos húmedos utilizados convencionalmente, permitiendo una rápida aplicación de los gorros multicanal de EEG.

Se realizó la prueba con 20 voluntarios, en los cuales se evaluó la actividad alfa en diferentes estados como reposo y con artefactos de parpadeo, entre otras, no encontrándose diferencias significativas al comparar con electrodos húmedos. Los voluntarios declararon comodidad con el casquillo y el ajuste del gorro; además de los parámetros que se dieron a comparar, en ninguno se observó las diferencias en impedancia, densidades espectrales y el mapa topográfico interpolado, sin resultar diferencias pronunciadas. En conclusión, hubo aceptabilidad dando nuevas aperturas a los EEG con electrodos multipin, como herramienta idónea para futuros pacientes pediátricos con convulsiones inesperadas (Fiedler et al., 2015).

Por otra parte, se realiza una investigación en la Universidad College Cork de Irlanda sobre cómo superar los desafíos prácticos de la electroencefalografía para bebés muy prematuros en la unidad de cuidados intensivos neonatales, mediante una técnica eficaz para aplicar EEG en bebés prematuros utilizando electrodos de EEG empaquetados, planos, estériles y desechables (Boylan et al., 2015).

Según el estudio Boylan et al. (2015) se pone a prueba la misma teoría que el estudio de Fiedler et al. (2015), solo que utilizan una técnica práctica de aplicación de electrodos en UCIN con el sistema internacional de 10 a 20 electrodos en combinación con un sombrero de presión positiva continua de las vías respiratorias (CPAP), que proporciona una buena seguridad para los electrodos y registros de EEG de buena calidad.

Después de una revisión de los tipos de electrodos disponibles para los registros, los electrodos desechables, estériles y de superficie plana, brindan ventajas obvias para la monitorización de EEG neonatal en UCIN (Boylan et al., 2015). Lo habitual son los cascos multiuso de electroencefalograma, pero no se pueden esterilizar. El hecho de solo lavar con agua tibia y jabón (Mullinger et al., 2013) no es ideal para recién nacidos o infantes en salas de UCIN, ya que podría presentar un riesgo grave para la población pediátrica (Boylan et al., 2015).

Luego de monitorizar por más de 72 horas, en el estudio de Boylan et al., (2015) concluyeron que la adhesividad de los electrodos desechables parecía proporcionar seguridad adicional para ayudar a mantener la posición de los electrodos en estos pacientes, dando expectativas altas nuevamente a la técnica del gorro. Resultados semejantes arrojó la investigación de Fiedler et al. (2015) quienes utilizaron electrodos secos de casquillo multipin, donde se pudo denotar que era una alternativa exitosa para esta población y ayudaría a monitorear de forma prolongada a pacientes con sospecha de epilepsia.

Para ese mismo año, un grupo de investigadores (Sohrabpour et al., 2015), realizan un artículo sobre los efectos del número de electrodos de EEG sobre la localización de la fuente epiléptica en pacientes pediátricos. Ellos realizaron 128 registros de canales de EEG de cinco pacientes pediátricos con epilepsia parcial, de tal modo, se compararon con la resección quirúrgica y los registros intracraneales. Asimismo, se realizaron diferentes pruebas de configuraciones de electrodos y para validar los resultados se utilizó una simulación por computadora, concluyendo que, “la localización de la fuente mejora cuando aumenta el número de electrodos, pero la mejora absoluta en la precisión disminuye al aumentar el número de electrodos” (Sohrabpour et al., 2015). Es decir, el aumento del número de electrodos reduce los errores en la localización de la fuente epiléptica.

En 2018, las investigaciones acerca del EEG, la instrumentación y su ayuda al diagnóstico plantean un nuevo aporte mediante el uso de la técnica del gorro. Bajo el nombre de proyecto ANDREA, la Unión Europea reúne un grupo de investigadores a cargo de la profesora Silvia Comani, de la Unión Europea (UE), para realizar un proyecto entre el 2014 y el 2017, destinado al desarrollo de un gorro con un sistema de electrodos secos, que supera las limitaciones en cuanto adquisición de las señales eléctricas sin necesidad de pastas o geles. Comentó la profesora, “El sistema cumple los requisitos de calidad elevada de la señal, confiabilidad, movilidad, gran comodidad para el paciente/sujeto y uso a largo plazo”.

También se mencionó propuestas para el proyecto de cara al futuro sobre estudios de electrodos secos para monitorizar el funcionamiento del cerebro de bebés e impedir el desarrollo de alteraciones neurológicas, cognitivas y motoras, en etapas posteriores de su vida (Unión Europea (UE), 2018).

Para finales de ese año, se publica un artículo basado en un tipo de electrodo en forma de dedo o garra con bandas de poliuretano. Este permite acceder a la superficie del cuero cabelludo a través del cabello, que se ha utilizado en los registros de EEG y en aplicaciones BCI (sistema de interfaz cerebro-computadora), para registrar potenciales evocados visuales de estado estable de alta velocidad (Xing et al., 2018). Además, otro artículo innova con los electrodos autoadhesivos, hechos de un compuesto blando a base de

micropartículas de plata microestructurado, que permitieron obtener registros de ECG y EEG de alta fidelidad, según el estudio (Stauffer et al., 2018).

Del mismo modo, en el estudio de O'Sullivan et al., (2019), se analiza un sistema de monitorización EEG de bajo costo y fuente abierta, con electrodos secos para el uso clínico en la UCI neonatal. En esta investigación se evalúa el desempeño de dos electrodos secos de diferente origen versus electrodos húmedos convencionales estándar de oro. Las señales de EEG fueron tomadas de la base de datos del Centro Irlandés de investigación traslacional fetal y neonatal. Los autores mencionan, al igual que Ferre et al., (2001), que el uso de electrodos húmedos en algunos casos produce irritación en la piel, y es un desafío para los bebés extremadamente prematuros, por su particularidad de tener una piel muy frágil al nacer.

En el mismo contexto, los electrodos secos utilizados fueron la Micro Plataforma de interfaz transdérmica (MicroTIP), que son microagujas poliméricas que penetran el estrato córneo de la piel para hacer contacto con las capas conductoras de la epidermis; y g.tec-g.SAHARA, los cuales son electrodos pasivos reutilizables, para usar sobre la piel y el cabello, constan de ocho clavijas fabricadas con aleación de oro.

Esta investigación muestra que los electrodos secos dieron impedancias entre la interfaz piel y electrodo, más altas que los electrodos húmedos, obteniendo resultados concordantes con lo esperado. Los MicroTIP reducían la impedancia en regiones sin cabello, mientras que los electrodos g.tec-g.SAHARA realizaron lo mismo pero en regiones con cabello. Los resultados arrojan que “con el uso de un filtrado adicional, las impedancias grandes no corrompen las señales de EEG, lo suficiente como para afectar significativamente la inteligibilidad de éstas” (O'Sullivan et al., 2019).

En relación con los electrodos, para el mismo año se publica una revisión en busca de los biosensores que contribuyen al tratamiento de la epilepsia. Se destacaron un nuevo EEG que viene en forma de diadema, con un sensor de electrodo seco para posibles aplicaciones de cuantificación (nombre comercial ENOBIO), diseñado para eliminar las interferencias de ruido y los inconvenientes asociados con el gel electrolítico. La superficie de contacto del electrodo está formada por nanotubos de carbono (CNT), recubiertos con plata para una mejor conductancia y una transferencia de potencial precisa (Tiwari et al., 2019).

En cierto modo, este electrodo o sensor derivado de la nanotecnología mejoró la facilidad y precisión durante el uso con el paciente; además, provocó menos irritación, al no ser necesario los geles conductores, o cirugía para implantar electrodos dolorosos de forma invasiva en el cráneo.

La nanotecnología permitirá en el futuro seguir realizando avances para diagnosticar enfermedades neurodegenerativas como la epilepsia (Tiwari et al., 2019).

En el Servicio de Neonatología del Hospital Universitario La Paz, en Madrid España (Cordeiro et al., 2020), se realizó evaluación de la idoneidad y aplicabilidad clínica de diferentes electrodos para la monitorización de EEG en niños prematuros extremos con menos 28 semanas de nacer. La colocación de los electrodos siempre supone un reto para este grupo de edad, dificultando la neuromonitorización continua en las primeras 24 horas de vida hasta al menos 72 horas. Entre los electrodos que fueron escogidos para la evaluación se encontraban agujas subdérmicas, cucharillas de plata, electrodos autoadhesivos de hidrogel sólido y electrodos autoadhesivos con gel líquido, conductor con cable incorporado y sin cable incorporado, de marcas del mercado médico (Ambu® & Natus®).

Al concluir el análisis, se eligió a los electrodos con gel líquido conductor y cable incorporado por sus grandes ventajas para la monitorización a largo plazo y de buena calidad, además de superar el reto de la colocación de electrodos, permitiendo la monitorización neurológica tanto de paciente adultos como pediátricos. En opinión de los autores, las crecientes evidencias apoyan la utilidad clínica de la monitorización de la función cerebral, mediante EEG en los niños prematuros, porque se puede llevar un control temprano a los futuros pacientes de crisis epilépticas (Cordeiro et al., 2020).

Durante décadas, los electrodos húmedos de Ag / AgCl han sido el estándar de oro en la práctica clínica debido a su excelente relación señal / ruido (SNR), pero es evidente que el sistema convencional húmedo tiene desventajas, ya que, los pacientes desarrollan en algunos casos alergias a los geles o pastas, además que el proceso de secado induce a errores que alteran la calidad de la señal (Ferrari et al., 2020).

Según la investigadora Ferrari, se vislumbra en forma prometedora la aplicación de sensores conductores de contacto en la piel seca a base de polímeros, también llamados calcomanía, hechos de poli (3,4-etilendioxitiofeno): sulfonato de poliestireno (PEDOT: PSS), guardado por un recubrimiento por rotación o impresión por inyección de tinta, sobre un papel de tatuaje temporal disponible comercialmente (Ferrari et al., 2020).

El kit de tatuaje está compuesto por dos láminas: el papel de transferencia de calcomanías y la lámina de cola empleada como sustrato no convencional y capa de pasivación, respectivamente. Esta investigación se llevó a cabo en el Hospital Timone, en Francia, con dos participantes sanos, un hombre y una mujer; parece ser una tecnología que puede comercializarse en un futuro cercano.

Otra tecnología que se viene considerando es el uso de grafeno. Este es un nanomaterial alótopo del carbono compuesto de una monocapa del mismo, con características únicas de tipo mecánica, electrónica, química, magnética y óptica (Saldivar C., 2014). Es a la vez un material biocompatible (Bendali et al., 2013), con alta estabilidad esperada (Banhart et al., 2010) y

flexible que se adapta bien en la corteza cerebral (Lee et al., 2008) en aplicaciones biomédicas.

Al respecto Kozum et al., (2014), resalta las propiedades de bajo ruido, transparencia y flexibilidad que pueden obtenerse al utilizar el grafeno como base en electrodos para electrofisiología. En la referida investigación Kozum et al. (2014) fabricaron microelectrodos de grafeno sobre sustratos flexibles de poliimida (Kapton). El grafeno fue cultivado en cobre (Cu) mediante deposición química de vapor, y luego transferido a un sustrato de poliimida con contactos de oro (Au) previamente modelados. Finalmente, se encapsuló todo el dispositivo menos los contactos de oro con SU-8, el cual es un fotoprotector negativo compuesto de epoxi, usado comúnmente en aplicaciones microelectrónicas. Adicionalmente, el grafeno fue dopado con ácido nítrico, resultando en un dopado tipo P. De la caracterización de impedancia electroquímica de los electrodos de grafeno normal y dopado; así como uno de electrodo de oro prefabricado previamente para ser usado como referencia, se confirman las propiedades del grafeno en contraste con el electrodo de oro, plasmando un modelo característico del mismo que lo explicara a nivel matemático. Para estudiar su relación señal a ruido se realizó un estudio in vitro con ratas, corroborando su excelente valor al registrar las señales neurales correspondientes para los tres casos indicados.

Una investigación que plantea variante en el uso del grafeno para electrodos de EEG, la desarrollaron Shao et al., (2019), mediante un electrodo seco estructurado con una matriz micropiramidal en su superficie el cual ofrece menor impedancia, y mayor confiabilidad y confort. Para tal propósito, fijaron mezcla de grafeno en polvo con hexano y xileno sobre una máscara en placa de silicio con técnica de fotograbado, y posterior secado al horno a 120°C por 4 horas hasta solidificarlo. A continuación, fue raspada la capa de grafeno hasta aparecer la estructura piramidal. Sobre una lámina flexible de circuito (FCP) se colocó pasta de plata, y luego el grafeno previamente tratado, sometiéndolo a calor para fijarlos, obteniéndose de esta forma el electrodo prototipo.

Para analizar el desempeño del electrodo diseñado por Shao et al., (2019) se midieron resistencias de éste y dos electrodos más (uno tipo-dedo de fabricación comercial y otro de grafeno sin tratamiento previo), encontrándose una menor impedancia electrodo-piel en el prototipo, al hacer 20 pruebas de análisis espectral en 4 sujetos. También se hicieron pruebas de medición de impedancia al hacer doblamiento del electrodo prototipo, las cuales revelaron su alta confiabilidad después de mil doblamientos. En las pruebas con EEG se usó un banco electrónico con módulo de adquisición y conversión digital para observarlo en un computador, descomponiendo las señales obtenidas en ondas Alpha, Beta, Gamma, Delta y Tetha, usando la configuración aceptada internacionalmente Jasper Fp2 para los electrodos. Al

comparar, en primer lugar, las ondas provenientes del electrodo prototipo y el comercial, se concluyó que son suficientemente similares, además de reportar confort de los pacientes de prueba después de 30 minutos de uso.

Otra investigación en el uso de grafeno como materia prima en el desarrollo de electrodos es la realizada por Zhuo Li et al., (2020), quienes proponen electrodos de óxido de grafeno reducido (rGO) es un proceso de fabricación a escala que, en su opinión, ofrecen menores costos y atributos semejantes que otros diseños más complejos. El diseño consiste en fabricación de sustrato de silicón con una capa de cromo y cobre mediante deposición magnética, posteriormente sumergido en una solución de óxido de grafeno (GO) al 60°C, obteniendo el patrón rGO, el cual es lavado con agua y HCL para remover excedentes y calentado a 50°C para secarlo. Por último, se agregó un agente adhesivo comercial de propósito médico para fijar a la piel.

Respecto a la experimentación y resultados la mencionada investigación en primer lugar optimizó el espesor del rGO, analizando 3 diferentes concentraciones de GO y 4 diferentes tiempos de deposición. De estos escenarios se descartaron aquellos que no ofrecían suficiente espesor o que producirían superficies poco uniformes del electrodo. En cuanto a la medición de impedancias la combinación de 0.5 mg/ml y 2 horas produjo la menor impedancia. Esta medición fue realizada en el rango de frecuencia 20 Hz a 1020 Hz, comparándose con un electrodo comercial rígido Ag/AgCl con gel, obteniendo mejores resultados.

En este mismo orden de ideas, García-Cortadella et al., (2021), señala que una aplicación del grafeno que tiene mucho potencial es el microtransistor de grafeno que permite interfaces de detección neural de banda ancha de frecuencia crónica. Estos pueden detectar la actividad cerebral de muy baja frecuencia que los electrodos tradicionales no pueden medir, ofreciendo información importante en los estudios. En esta investigación se diseñó y construyó una matriz activa de 64 canales de microtransistores de grafeno g-SGFET, demostrando atributos de biocompatibilidad, estabilidad, sensibilidad y homogeneidad.

Los potenciales electroquímicos son captados en las compuertas de los G-SGFET, para luego ser traducidos a señales de corrientes drenaje-fuente ( $I_{ds}$ ), que son proporcionales a la transconductancia ( $g_m$ ) del transistor. Al igual que toda la familia FET, en éstos transistores  $g_m$  es proporcional a la capacitancia de compuerta por unidad de área y a la relación  $W/L$  (*ancho/largo*) del transistor, pero no a su área activa. Los transistores de efecto de campo activados por solución de grafeno (g-SGFET) han demostrado una alta sensibilidad para la detección de potenciales de campo local (LEP) (Hébert et al., 2017). Concluye la investigación realizada por Garcia-Cortadella et al., que los array activos de grafeno se pueden utilizar en diferentes aplicaciones, cubriendo la gama subdural, epidural e intracortical.

Incluso se pueden colocar en forma no invasiva como en el electroencefalograma. Esto abre las posibilidades futuras para el desarrollo en esta área, que podría establecer la monitorización a largo plazo del EEG, en particular los estudios de epilepsia, trayendo las ventajas que estas nanotecnologías poseen.

Una variante que también promete buenos resultados y de características semejantes en algunos aspectos a los G-SGFET, son los OECT (transistor electroquímico orgánico controlado por electrolitos). Son dispositivos de tres terminales (compuerta, drenaje y fuente) y una transconductancia como parámetro amplificador. Entre sus ventajas se encuentran: bajo voltaje de operación, alta transconductancia y biocompatibilidad. El uso del polímero conductor poli (3,4-etilendioxitiofeno) dopado con poli (sulfonato de estireno) (PEDOT:PSS) lo convierte en un componente de alta conductividad iónica y electrónica (Braendlein, 2016), (Bai, 2019). En la tabla 1 se resumen las diferentes clases de electrodos atendiendo al material y sus características.

**Tabla 1.** Tipos de Electrodos y sus características

<b>Tipo</b>	<b>Material</b>	<b>Características</b>	<b>Referencias</b>
<b>Superficies Metálicas o Húmedos</b>	Ag/AgCl	<ul style="list-style-type: none"> <li>● mayor impedancia</li> <li>● produce irritación en la piel o alergias a los geles o pastas</li> <li>● desafío para los bebés extremadamente prematuros</li> <li>● excelente relación señal / ruido (SNR)</li> <li>● el proceso de secado induce a errores que alteran la calidad de la señal</li> </ul>	Merino y Martínez, 2007. Ferrari et al., 2020.
<b>Autoadhesivos</b>	micropartículas de plata microestructurado	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Alta fidelidad</li> </ul>	Stauffer et al., 2018.
<b>Electrodos Subdérmicos Con Una Aguja Monopolar</b>	Acero inoxidable y desechables	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Tiene riesgos inherentes de infección contra patógenos</li> </ul>	Ferree et al. (2001)
<b>Electrodos con gel líquido conductor y cable</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>● Monitorización a largo plazo y de buena calidad</li> <li>● Fácil de colocar</li> </ul>	Cordeiro et al., 2020
<b>Electrodos Secos Multipin</b>	Plata y Cloruro de Plata	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Rápida aplicación</li> <li>● No se pueden esterilizar</li> </ul>	Fiedler et al. (2015)

			<ul style="list-style-type: none"> <li>● 97 de estos electrodos secos</li> <li>● Monitorizar de forma prolongada</li> </ul>	
<b>Electrodos Empaquetados, Planos, Estériles.</b>	Desechables		<ul style="list-style-type: none"> <li>● Utilizan una técnica práctica de aplicación de electrodos en UCIN con el sistema internacional de 10 a 20 electrodos en combinación con un sombrero de presión positiva continua de las vías respiratorias (CPAP)</li> <li>● Proporcionan seguridad adicional</li> </ul>	Boylan et al., 2015
<b>Gorro con un sistema de electrodos secos</b>			<ul style="list-style-type: none"> <li>● calidad elevada de la señal</li> <li>● confiabilidad</li> <li>● movilidad</li> <li>● gran comodidad para el paciente/sujeto</li> <li>● uso a largo plazo</li> </ul>	Unión Europea (UE), 2018).
<b>Electrodo En Forma De Dedo O Garra</b>	bandas de poliuretano		<ul style="list-style-type: none"> <li>● Permite acceder a la superficie del cuero cabelludo a través del cabello</li> <li>● Se ha utilizado en BCI (sistema de interfaz cerebro-computadora)</li> </ul>	Xing et al., 2018
<b>MicroTIP</b>	microagujas poliméricas		<ul style="list-style-type: none"> <li>● Reducían la impedancia en regiones sin cabello</li> </ul>	
<b>G.tec-g.SAHARA</b>	ocho clavijas fabricadas con aleación de oro		<ul style="list-style-type: none"> <li>● Electrodo pasivos reutilizables</li> <li>● Usar sobre la piel y el cabello</li> <li>● Reducían la impedancia en regiones con cabello</li> </ul>	O'Sullivan et al., 2019.
<b>Diadema (ENOBIO)</b>	nanotubos de carbono (CNT)		<ul style="list-style-type: none"> <li>● Forma de diadema</li> <li>● Eliminar las interferencias de ruido</li> <li>● Elimina los inconvenientes asociados con el gel electrolítico</li> <li>● Mejoró la facilidad y precisión</li> <li>● Provocó menos irritación</li> </ul>	Tiwari et al., 2019

<b>* Calcomanía</b>	poli (3,4- etilendioxitiofeno): sulfonato de poliestireno (PEDOT: PSS), guardado por un recubrimiento por inyección de tinta, sobre un papel de tatuaje temporal	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Sensores conductores de contacto en la piel seca</li> <li>● No utilizan geles</li> </ul>	Ferrari et al., 2020.
<b>* Tecnología con grafeno</b>	Grafeno	<ul style="list-style-type: none"> <li>● material biocompatible</li> <li>● alta estabilidad esperada</li> <li>● flexible que se adapta bien en la corteza cerebral</li> </ul>	Saldivar C., 2014. Lee et al., 2008 Bendali et al., 2013 Banhart et al., 2010
<b>* Microelectrodos</b>	grafeno sobre sustratos flexibles de poliimida (Kapton). Encapsulado de oro con SU-8	<ul style="list-style-type: none"> <li>● bajo ruido</li> <li>● transparencia</li> <li>● flexibilidad</li> </ul>	Kozum et al. (2014)
<b>* Electrodo micropiramidal de grafeno en banda FCP.</b>	mezcla de grafeno en polvo con hexano y xileno sobre una máscara en placa de silicio; lámina flexible de circuito (FCP) se colocó pasta de plata, y luego el grafeno previamente tratado	<ul style="list-style-type: none"> <li>● matriz micropiramidal</li> <li>● menor impedancia</li> <li>● mayor confiabilidad</li> <li>● confort</li> <li>● una menor impedancia electrodo-piel</li> </ul>	Shao et al., (2019)
<b>* Electrodos de óxido de grafeno reducido (rGO)</b>	Sustrato de silicón con una capa de cromo y cobre, luego sumergido en una solución de óxido de grafeno (GO).	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Ofrecen menores costos y atributos semejantes que otros diseños más complejos.</li> <li>● un agente adhesivo comercial de propósito médico para fijar la piel.</li> <li>● optimizó el espesor del rGO</li> <li>● menor impedancia.</li> </ul>	Zhuo Li et al., (2020)

		<ul style="list-style-type: none"><li>● Esta medición fue realizada en el rango de frecuencia 20Hz a 1020Hz, comparándose con un electrodo comercial rígido Ag/AgCl con gel, obteniendo mejores resultados.</li></ul>	
<b>* Microtransistores de grafeno g-SGFET</b>	grafeno	<ul style="list-style-type: none"><li>● Detectar la actividad cerebral de muy baja frecuencia</li><li>● matriz activa de 64 canales de microtransistores de grafeno g-SGFET</li><li>● biocompatibilidad</li><li>● estabilidad</li><li>● Alta sensibilidad</li><li>● homogeneidad.</li></ul>	García-Cortadella et al., (2021)
<b>* OECT (transistor electroquímico orgánico controlado por electrolitos)</b>	polímero conductor (3,4-etilendioxitiofeno) dopado con poli (sulfonato de estireno) (PEDOT:PSS)	<ul style="list-style-type: none"><li>● bajo voltaje de operación</li><li>● alta transconductancia</li><li>● biocompatibilidad</li><li>● alta conductividad iónica y electrónica</li><li>● menor incidencia de gliosis (daño neuronal)</li></ul>	Braendlein, 2016. Bai, 2019

---

★ Son tecnologías emergentes que son aplicables pero no asequibles todavía en la actualidad.

Los electrodos contruidos con estos materiales para registrar la actividad neural pueden ser muy efectivos y provocar al mismo tiempo menos respuesta inmune. Por sus características los polímeros se asemejan mucho más a los tejidos cerebrales, con menor incidencia de gliosis (daño neuronal). Una ventaja sobresaliente de los polímeros es que pueden ser nanoestructurados para lograr bajas impedancias. Una opción es combinar PEDOT con películas de nanotubos de carbono para lograr mayor adherencia y menor impedancia (Fairfield, 2018).

## Conclusión

Se ha podido realizar una revisión de las investigaciones realizadas con el fin de mejorar la adquisición y el procesamiento de los biopotenciales cerebrales respecto a la instrumentación de entrada de los sistemas de EEG. Se revisaron 33 fuentes provenientes de revistas científicas localizadas en bases de datos médicas. Esto nos lleva a visualizar en el futuro sistemas que

permitan no solo detectar en forma temprana hallazgos iniciales epileptiformes, sino de disponer de tecnologías de punta para la neuromonitorización de largo plazo de dichos pacientes.

Uno de los accesorios que ha mejorado notoriamente el desempeño general de la instrumentación es el gorro, ya que brinda el soporte necesario para la accesibilidad y movilidad de los electrodos, además de mejorar la interfaz de éstos con la piel. Pero no basta con esa estructura sino también de los tipos de electrodos que sean más amigables y efectivos con los pacientes pediátricos.

La electroencefalografía es una de las mejores técnicas para la neuromonitorización, captando en muchas ocasiones pequeñas crisis de las señales débiles del cerebro pediátrico; sin embargo, no solo es la técnica médica, los electrodos son la base fundamental para captar las señales cerebrales, ya sea a corto o largo plazo, con un bajo nivel de ruido y gran sensibilidad. Nuevas perspectivas pudieran aparecer en un futuro en el campo de la nanotecnología inteligente abriendo una ventana hasta ahora indeterminada de aplicaciones en los biosensores, lo cual podría representar una herramienta potencial y prometedora para la detección temprana de la epilepsia.

Los Biomateriales prometen el desarrollo de electrodos más confortables y confiables para los pacientes, y al mismo tiempo con características resaltantes de impedancia, relación señal a ruido y biocompatibilidad. En este orden de ideas, los electrodos de grafeno podrían ser en el futuro dispositivos de uso estándar en la industria médica, derribando el liderazgo de los convencionales Ag/AgCl. Esto sucederá cuando se afinen los procesos de manufactura, permitiendo su escalabilidad a bajos costos y fácil fabricación.

Las tendencias a futuro apuntan al desarrollo de sistemas neuromórficos, chips no invasivos, software, algoritmos más rápidos y la búsqueda de biomateriales micros y nanos que sean amigables con los pacientes. La Ingeniería biomédica debe continuar el desarrollo de sistemas inteligentes, para luchar contra la epilepsia sobre todo en su detección temprana.

## References:

1. Bai, L., Elósegui, C. G., Li, W., Yu, P., Fei, J., & Mao, L. (2019). Biological Applications of Organic Electrochemical Transistors: Electrochemical Biosensors and Electrophysiology Recording. *Frontiers in chemistry*, 7, 313. <https://doi.org/10.3389/fchem.2019.00313>

2. Banhart, F., Kotakoski, J., & Krasheninnikov, A. V. (2010). Structural Defects in Graphene. *ACS Nano*, 5(1), 26–41. <https://doi.org/10.1021/nn102598m>
3. Bendali, A., Hess, L. H., Seifert, M., Forster, V., Stephan, A. F., Garrido, J. A., & Picaud, S. (2013). Purified Neurons can Survive on Peptide-Free Graphene Layers. *Advanced Healthcare Materials*, 2(7), 929–933. <https://doi.org/10.1002/adhm.201200347>
4. Boylan, G. Lloyd, R., Goulding, R. & Filan, P. (2015). Overcoming the practical challenges of electroencephalography for very preterm infants in the neonatal intensive care unit. *Acta Paediatrica*, 104(2), 152–157. <https://doi.org/10.1111/apa.12869>
5. Braendlein, M., Lonjaret, T., Leleux, P., Badier, J.M., & Malliaras, G. G. (2016). Amplificador de voltaje basado en transistor electroquímico orgánico. *Ciencia avanzada (Weinheim, Baden-Wurttemberg, Alemania)*, 4(1), 1600247. <https://doi.org/10.1002/advs.201600247>
6. Cordeiro, M., Peinado, H., Montes, M. T., & Valverde, E. (2020). Evaluación de la idoneidad y aplicabilidad clínica de diferentes electrodos para la monitorización aEEG/cEEG en el niño prematuro extremo. *Anales de Pediatría*. Published. <https://doi.org/10.1016/j.anpedi.2020.09.009>
7. Durá Travé, T., Yoldi Petri, M., & Gallinas Victoriano, F. (2007). Incidencia de la epilepsia infantil. *Anales de Pediatría*, 67(1), 37–43. <https://doi.org/10.1157/13108084>
8. Fairfield, J. A. (2018). Nanostructured Materials for Neural Electrical Interfaces. *Adv. Funct. Mater.* 28, 1701145. <https://doi.org/10.1002/adfm.201701145>
9. Ferrari, L. M., Ismailov, U., Badier, J.-M., Greco, F., & Ismailova, E. (2020). Conducting polymer tattoo electrodes in clinical electro- and magneto-encephalography. *Electrónica flexible npj*. <https://doi.org/10.1038/s41528-020-0067-z>
10. Ferree, T. C., Luu, P., Russell, G. S., & Tucker, D. M. (2001). Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality. *Clinical Neurophysiology*, 112(3), 536–544. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(00\)00533-2](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(00)00533-2)
11. Fiedler, P., Pedrosa, P., Griebel, S., Fonseca, C., Vaz, F., Supriyanto, E., Zanol, F., & Haueisen, J. (2015). Novel Multipin Electrode Cap System for Dry Electroencephalography. *Brain Topography*, 28(5), 647–656. <https://doi.org/10.1007/s10548-015-0435-5>
12. Garcia-Cortadella, R., Schwesig, G., Jeschke, C., Illa, X., Gray, A. L., Savage, S., Stamatidou, E., Schiessl, I., Masvidal-Codina, E., Kostarelos, K., Guimerà-Brunet, A., Sirota, A., & Garrido, J. A. (2021). Graphene active sensor arrays for long-term and wireless

- mapping of wide frequency band epicortical brain activity. *Nature Communications*, 12(1). <https://doi.org/10.1038/s41467-020-20546-w>
13. González De Guevara, L., & Guevara Campos, J. (2007). Utilidad de la electroencefalografía en las epilepsias y síndromes epilépticos de la infancia. *SciELO*, 70(2). [http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0004-06492007000200005&lng=es&nrm=iso&tlng=es](http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-06492007000200005&lng=es&nrm=iso&tlng=es)
  14. Hébert, C., Masvidal-Codina, E., Suarez-Perez, A., Calia, A. B., Piret, G., Garcia-Cortadella, R., Illa, X., del Corro Garcia, E., de la Cruz Sanchez, J. M., Casals, D. V., Prats-Alfonso, E., Bousquet, J., Godignon, P., Yvert, B., Villa, R., Sanchez-Vives, M. V., Guimerà-Brunet, A., & Garrido, J. A. (2017). Flexible Graphene Solution-Gated Field-Effect Transistors: Efficient Transducers for Micro-Electrocorticography. *Advanced Functional Materials*, 28(12), 1703976. <https://doi.org/10.1002/adfm.201703976>
  15. Kuzum, D., Takano, H., Shim, E. et al. Transparent and flexible low noise graphene electrodes for simultaneous electrophysiology and neuroimaging. *Nat Commun* 5, 5259 (2014). <https://doi.org/10.1038/ncomms6259> .
  16. Lee, C., Wei, X., Kysar, J. W., & Hone, J. (2008). Measurement of the Elastic Properties and Intrinsic Strength of Monolayer Graphene. *Science*, 321(5887), 385–388. <https://doi.org/10.1126/science.1157996>
  17. Legido Agustín & Valencia Ignacio. (2009). Papel de la monitorización electroencefalográfica continua en el diagnóstico de la epilepsia pediátrica. [Archivo PDF]. [https://www.medicinabuenosaires.com/demo/revistas/vol69-09/1\\_1/v69\\_n1\\_1\\_p92\\_100.pdf](https://www.medicinabuenosaires.com/demo/revistas/vol69-09/1_1/v69_n1_1_p92_100.pdf)
  18. Lizana, J. R., Marina, L. C., López, M. V., Bonachera, M. C., & Garcia, E. C. (1996). Epidemiología de la epilepsia en la edad pediátrica: Tipos de crisis y síndromes epilépticos. *Anales Especialidades Pediatricas*, 45, 256-260 [Archivo PDF]. <https://www.aeped.es/sites/default/files/anales/45-3-7.pdf>
  19. Merino Milagros & Martínez Antonio. (2007). Electroencefalografía convencional en pediatría: Técnica e interpretación [Archivo PDF]. <https://www.elsevier.es/index.php?p=revista&pRevista=pdf-simple&pii=S1696281807741185&r=51>
  20. Mullinger, K. J., Castellone, P., & Bowtell, R. (2013). Best Current Practice for Obtaining High Quality EEG Data During Simultaneous fMRI. *Journal of Visualized Experiments*, 76. <https://doi.org/10.3791/50283>

21. O'Sullivan, M., Temko, A., Bocchino, A., O'Mahony, C., Boylan, G., & Popovici, E. (2019). Analysis of a Low-Cost EEG Monitoring System and Dry Electrodes toward Clinical Use in the Neonatal ICU. *Sensors*, 19(11), 2637. <https://doi.org/10.3390/s19112637>
22. Ríos L. P., & Álvarez C. D. (2013). Aporte de los distintos métodos electroencefalográficos (eeg) al diagnóstico de las epilepsias. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 24(6), 953–957. [https://doi.org/10.1016/s0716-8640\(13\)70249-9](https://doi.org/10.1016/s0716-8640(13)70249-9)
23. Saiz Díaz, R. A. (2008). Conceptos básicos de la epilepsia infantil. [Archivo PDF]. [https://sid.usal.es/idocs/F8/ART12313/conceptos\\_basicos\\_epilepsia.pdf](https://sid.usal.es/idocs/F8/ART12313/conceptos_basicos_epilepsia.pdf)
24. Saldivar C. (2014). El grafeno: propiedades y aplicaciones. [Archivo PDF]. <http://jeuazarru.com/wp-content/uploads/2014/10/grafeno.pdf>
25. Shao, L., Yunfei, G., Wenjun, L., Tai, S. and Dapeng, W. (2019). A flexible dry electroencephalogram electrode based on graphene materials. *Materials Research Express* 6 085619. DOI 10.1088/2053-1591/ab20a7
26. Shoeb A, Schachter S, Schomer D, Bourgeois B, Treves ST, Guttig J.(2005) .Detecting seizure onset in the ambulatory setting: demonstrating feasibility. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2005; 4: 3546-50. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1617245>
27. Sohrabpour, A., Lu, Y., Kankirawatana, P., Blount, J., Kim, H., & Head, B. (2015). Effect of EEG electrode number on epileptic source localization in pediatric patients. *Clinical Neurophysiology*, 126(3), 472–480. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.05.038>
28. Stauffer, F., Thielen, M., Sauter, C., Chardonens, S., Bachmann, S., Tybrandt, K., Peters, C., Hierold, C., & Vörös, J. (2018). Skin Conformal Polymer Electrodes for Clinical ECG and EEG Recordings. *Advanced Healthcare Materials*, 7(7), 1700994. <https://doi.org/10.1002/adhm.201700994>
29. Teplan, M. (2002). Fundamentals of EEG measurement. *Measurement science review*, 2(2), 1-11. [Archivo PDF]. <http://www.edumed.org.br/cursos/neurociencia/MethodsEEGMeasurement.pdf>
30. Tiwari, S., Sharma, V., Mujawar, M., Mishra, Y. K., Kaushik, A., & Ghosal, A. (2019). Biosensors for Epilepsy Management: State-of-Art and Future Aspects. *Sensors*, 19(7), 1525. <https://doi.org/10.3390/s19071525>
31. Unión Europea (UE). (2018, 11 mayo). Novedoso sistema de electrodos secos en un gorro de EEG para la investigación cerebral.

CORDIS.<https://cordis.europa.eu/article/id/227602-novel-dry-electrode-eeeg-system-for-brain-research-in-a-cap/es>

32. Xing, X., Wang, Y., Pei, W., Guo, X., Liu, Z., Wang, F., Ming, G., Zhao, H., Gui, Q., & Chen, H. (2018). A high-speed SSVEP-based BCI using dry EEG electrodes. *Scientific Reports*, 8(1), 14708. Retrieved 8 September 2021, from <https://doi.org/10.1038/s41598-018-32283-8>
33. Zhuo L., Wei G., Yuyan H., Kanhao Z., Haokun Y., Hao W. (2020). On-skin graphene electrodes for large area electrophysiological monitoring and human-machine interfaces. *Carbon: Volume 164*, pages 164-170. <https://doi.org/10.1016/j.carbon.2020.03.058>