

Una implementación en línea del Método ECAP Panorámico para estimar patrones de dispersión de corriente y respuesta neural en usuarios de implante coclear

Charlotte Garcia 

Cambridge Hearing Group, MRC Cognition & Brain Sciences Unit, University of Cambridge, Cambridge, Reino Unido.

 OPEN ACCESS

PEER REVIEWED

ARTÍCULO ORIGINAL

DOI: 10.51445/sja.auditio.vol10.2026.128

Recibido: 24.11.2025

Revisado: 31.12.2025

Aceptado: 06.04.2026

Publicado: 23.06.2026

Editado por:

Miriam Isabel Marrufo Pérez 

Universidad de Salamanca, España.

Revisado por:

Chris James

Cochlear France SAS, Toulouse, Francia.

Evelien De Groote 

KU Leuven, Bélgica.

Norbert Dillier 

Universitätsklinikum Zürich, Suiza.

Cómo citar:

García, C. (2026). Una implementación en línea del Método ECAP Panorámico para estimar patrones de dispersión de corriente y respuesta neural en usuarios de implante coclear. *Auditio*, 10, e128.

<https://doi.org/10.51445/sja.auditio.vol10.2026.128>

Correspondence

Charlotte Garcia

MRC Cognition & Brain Sciences Unit, 15

Chaucer Road, Cambridge, CB2 7EF, United Kingdom.

Email: Charlotte.Garcia@mrc-cbu.cam.ac.uk

Resumen

El Método ECAP Panorámico (PECAP, por sus siglas en inglés) es una herramienta de investigación que aprovecha las mediciones objetivas de las respuestas neurales evocadas por un implante coclear (potenciales de acción compuestos evocados eléctricamente, o ECAP) para proporcionar estimaciones detalladas de los patrones de activación neural a lo largo de la cóclea implantada. Se presenta una implementación en línea de la herramienta PECAP para su uso con dispositivos de dos de los tres principales fabricantes de implantes cocleares. La plataforma en línea asociada puede utilizarse junto con el software clínico del implante coclear para recopilar datos PECAP de los usuarios y analizar las mediciones resultantes con el fin de

Hallazgos, limitaciones, perspectivas y consideraciones

Hallazgos

- El Método PECAP proporciona estimaciones específicas de los patrones de activación neural en pacientes con implante coclear.
- El Método PECAP en línea demuestra su transferibilidad clínica, aumenta la accesibilidad y, en el momento de su publicación, cuenta con 35 usuarios en 12 países.

Limitaciones

- Debido a las limitaciones del software clínico, El Método PECAP en línea solo permite la recopilación de datos en dispositivos de Cochlear. Los datos de Advanced Bionics pueden recopilarse a través de interfaces de investigación.
- El Método PECAP en línea admite el análisis de los datos de dispositivos de Cochlear y Advanced Bionics.
- El Método PECAP en línea no elimina automáticamente los artefactos eléctricos.

Perspectivas

- La accesibilidad del Método PECAP en línea puede aportar información sobre los patrones de activación neural específicos de cada paciente y podría apoyar la programación personalizada del implante coclear.

Consideraciones

- El Método PECAP en línea no es aún una herramienta clínica validada en el momento de la publicación, pero puede apoyar iniciativas de investigación relacionadas con la caracterización de las interfaces electrodo-neurona del implante coclear.
- Las futuras versiones de PECAP en línea serán compatibles con los dispositivos MED-EL y con la plataforma NEXA de Cochlear.

 CC-BY 4.0

© 2026 Los autores / The authors

<https://journal.auditio.com/>

Publicación de la Asociación Española de Audiología (AEDA)

predecir estimaciones personalizadas de dispersión de corriente y respuesta neural para cada electrodo activo en el software clínico del paciente.

Antecedentes

Los implantes cocleares (ICs) son dispositivos neuroprotésicos que proporcionan sensación auditiva a usuarios con pérdida auditiva severa a profunda al eludir las porciones externas del sistema auditivo y estimular directamente el nervio auditivo mediante una pequeña matriz de electrodos implantados quirúrgicamente en el interior de la cóclea (Mudry y Mills, 2013; Zeng, 2022). Aunque muchos usuarios consiguen comprender bien el habla utilizando sus dispositivos sin necesidad de claves adicionales no auditivas, como la lectura labial, existe, no obstante, una considerable variabilidad en los resultados de percepción del habla (Blamey et al., 2013; Firszt et al., 2004; Friesen et al., 2001). Un factor clave que probablemente limita la capacidad de algunos usuarios de IC para alcanzar su potencial auditivo con sus dispositivos es una interfaz electrodo-neurona subóptima (Pfungst et al., 2015); concretamente de una subóptima interfaz entre los electrodos del dispositivo y el nervio auditivo adyacente que responde a la estimulación eléctrica del implante. La salud del nervio auditivo y la dispersión de la corriente eléctrica dentro de la cóclea son aspectos fundamentales de esta interfaz.

La variabilidad interpaciente en la geometría coclear (Hrncirik et al., 2022; Swords, 2024), en las geometrías de las guías de electrodos de los fabricantes de ICs (Davis et al., 2016; Garcia y Carlyon, 2025; Jwair et al., 2021) y en los abordajes quirúrgicos (Jwair et al., 2022; Wanna et al., 2014) puede contribuir a diferencias en la colocación de la guía de electrodos dentro de la cóclea con respecto a las poblaciones neurales excitadas. Asimismo, las diferencias en la patología auditiva (He et al., 2018; Moyaert et al., 2025; Skidmore et al., 2021), en la duración de la pérdida auditiva (Blamey et al., 2013; Holden et al., 2013; Lazard et al., 2012; Ramekers et al., 2022; Wu et al., 2019) y en otros factores pueden contribuir a las variaciones en la salud del nervio auditivo entre pacientes y en distintas partes de la cóclea implantada. Es posible identificar la colocación postquirúrgica de los electrodos mediante tomografía computarizada (TC) y técnicas especializadas de cálculo de la distancia

Palabras clave

Implante coclear, ECAP, salud neural, dispersión de corriente, medidas objetivas, implementación en línea.

electrodo-modiolo (Mewes et al., 2023; Sismono et al., 2022). No obstante, estas técnicas no siempre constituyen una práctica clínica habitual, en parte por consideraciones de coste y de exposición a la radiación, y no reflejan necesariamente la dispersión de la corriente eléctrica desde los electrodos en el propio nivel del nervio auditivo (Garcia y Carlyon, 2025).

La salud del nervio auditivo no puede medirse directamente *in vivo* sin explantar tejido neural y emplear posteriormente técnicas de análisis de imagen, un proceso que dejaría el tejido inservible tras la intervención. No obstante, se ha propuesto una multitud de técnicas para medir indirectamente diversos aspectos de la salud del nervio auditivo utilizando una combinación de técnicas electrofisiológicas (Brochier et al., 2021; de Vos et al., 2018; DeVries et al., 2016; Garcia et al., 2021; Kim et al., 2017; Konerding et al., 2025; McKay et al., 2013; Prado-Guitierrez et al., 2006; Ramekers et al., 2014) y conductuales/psicofísicas (Bierer, 2010; Carlyon et al., 2018; Goldwyn et al., 2010; Kalkman et al., 2022; Peng et al., 2025; Zhou y Pfingst, 2014).

El presente artículo describe una de esas técnicas electrofisiológicas, que proporciona estimaciones tanto de la dispersión de la corriente eléctrica como de la respuesta del nervio auditivo a lo largo de la cóclea implantada para cada paciente individual: el Método ECAP Panorámico (PECAP).

El Método ECAP panorámico

El Método PECAP requiere la medición de un conjunto de potenciales de acción compuestos evocados eléctricamente (ECAP). Un ECAP es una medida de la respuesta neural periférica sincronizada del nervio auditivo a un pulso de corriente estimulante administrado por un electrodo del IC (Brown et al., 1990; Charlet de Sauvage et al., 1983). Los ECAP se miden de forma rutinaria en entornos clínicos, en parte debido a la relativa facilidad para registrarlos, ya que no requieren hardware de medición adicional más allá del propio dispositivo clínico. Estos potenciales aprovechan los electrodos intracocleares no estimulantes

para registrar la respuesta y, en ocasiones, se utilizan para estimar los niveles de umbral (T) y de confort (C), aunque su capacidad para predecir las medidas conductuales de percepción de la sonoridad ha sido cuestionada (de Vos et al., 2018; McKay et al., 2013). Dado que las respuestas del nervio auditivo son varios órdenes de magnitud menores que los artefactos de estimulación eléctrica, deben emplearse paradigmas de reducción de artefactos para aislar la respuesta neural (Abbas et al., 1999). La técnica de reducción de artefactos por enmascaramiento anterógrado aísla la respuesta neural a un estímulo de prueba mediante el empleo de múltiples ventanas de registro. Una ventana contiene un pulso de prueba que incluirá tanto la respuesta neural a dicho pulso como su artefacto eléctrico. Una segunda ventana contiene un pulso enmascarador que incluye tanto la respuesta neural a dicho pulso como el artefacto eléctrico del propio pulso enmascarador. Una tercera ventana contiene un pulso de prueba precedido por un enmascarador, en la cual la respuesta neural al pulso de prueba queda enmascarada por el enmascarador, mientras que la ventana de registro seguirá conteniendo la respuesta neural al enmascarador y ambos artefactos eléctricos. A continuación, puede emplearse una técnica de sustracción para extraer la respuesta neural al pulso de prueba a partir de los artefactos eléctricos. La eficacia de la técnica de reducción de artefactos por enmascaramiento anterógrado para aislar la respuesta neural al pulso de prueba depende de la eficiencia del enmascarador para suprimir la respuesta neural al pulso de prueba. Este aspecto de la técnica se ha aprovechado para medir curvas de «dispersión de la excitación» o de «enmascaramiento anterógrado espacial» presentando el enmascarador en distintos electrodos con una distancia creciente respecto al electrodo en el que se presenta el pulso de prueba (Cohen et al., 2003; Hughes y Stille, 2010). A medida que el enmascarador se desplaza a electrodos más alejados del electrodo de prueba, la cantidad de tejido neural excitado por ambos pulsos se reduce, y la eficiencia de la técnica de reducción de artefactos también disminuye en función de esta reducción del solapamiento del tejido neural estimulado. Sin embargo, este enfoque pasa por alto la contribución variable de los perfiles de dispersión de corriente de los distintos electrodos enmascaradores e interpreta la reducción de la respuesta neural extraíble del pulso de prueba con la creciente distancia del enmascarador como el patrón de dispersión de la excitación procedente exclusivamente

del electrodo de prueba. Los enfoques posteriores han superado esta limitación al registrar ECAP para cada combinación de electrodo enmascarador y electrodo de prueba, y al tratar cada ECAP como reflejo de los patrones de excitación neural conjunta producidos por ambos electrodos, el enmascarador y el de prueba (Biesheuvel et al., 2016; Cosentino et al., 2015). El método PECAP revisado se basó en el enfoque de Cosentino et al. para parametrizar por separado la contribución relativa de la dispersión de corriente y de la respuesta neural a los patrones de excitación neural centrados en cada electrodo (García et al., 2021).

El método PECAP presentado por García et al. acepta una matriz de medición M_0 de $n \times n$ que contiene las amplitudes ECAP para cada combinación de electrodo enmascarador y electrodo de prueba para los n electrodos activos en el programa clínico del usuario del IC, registradas al nivel más cómodo (MCL, por sus siglas en inglés). Dentro de M_0 , $M_{p,m}$ es la amplitud del ECAP registrado cuando el pulso de prueba se administra en el electrodo p y el pulso enmascarador en el electrodo m ($M_{4,9}$ indicaría la amplitud del ECAP cuando el pulso de prueba se presenta en el electrodo 4 y el enmascarador en el electrodo 9). El algoritmo inicializa dos vectores aleatorios σ (dispersión de corriente) y η (respuesta neural) de longitud n que representan las contribuciones relativas de la dispersión de corriente y de la respuesta neural al patrón de excitación neural centrado en cada electrodo. Cada celda de σ define la anchura de una curva gaussiana que representa la dispersión de la corriente eléctrica centrada en cada electrodo y, por tanto, puede expandirse a n curvas gaussianas en una matriz C de $n \times n$. Cada curva gaussiana de C se multiplica entonces por el vector normalizador η para formar la matriz de excitación neural A de $n \times n$. Dado que cada amplitud ECAP representa el patrón de excitación neural conjunta de los electrodos enmascarador y de prueba, la matriz de medición subyacente M puede inferirse a partir de A multiplicando los patrones de excitación neural centrados en cada electrodo, tal como se muestra en la ecuación 1 (téngase en cuenta que se emplea una multiplicación celda a celda, no un producto escalar):

$$\hat{M} = \sqrt{A^T * A} \quad (1)$$

Por ejemplo, la amplitud ECAP en la celda $M_{4,9}$ de M representa los perfiles conjuntos de excitación

neural de los electrodos 4 y 9, es decir, el tejido neural superpuesto estimulado tanto por el electrodo 4 como por el electrodo 9. Por consiguiente, $M_{4,9}$ puede estimarse multiplicando la excitación neural en el electrodo 9 cuando se estimula el electrodo 4 ($A_{4,9}$) por la excitación neural en el electrodo 4 cuando se estimula el electrodo 9 ($A_{9,4}$) y extrayendo la raíz cuadrada, tal como se muestra en la ecuación 2. De ello se deduce que $\hat{M}$ es intrínsecamente simétrica y, por tanto, $M_{4,9}$ también equivale a $M_{9,4}$:

$$\hat{M}_{4,9} = \hat{M}_{9,4} = \sqrt{A_{4,9} * A_{9,4}} \quad (2)$$

El algoritmo PECAP emplea entonces una técnica de optimización no lineal basada en programación cuadrática secuencial que permite que cada celda de σ y de η se ajuste para minimizar el error cuadrático mínimo entre la matriz $\hat{M}$ recreada a partir de la actualización de los valores en cada celda de los parámetros σ y η , y el M_0 medido. Dado que el algoritmo constituye un problema inverso mal definido, se aplican límites estrictos biológicamente realistas y restricciones de suavidad a los valores de cada celda de σ y η para evitar la convergencia hacia distintos mínimos locales. Los valores finales de σ y η tras la convergencia del bucle de optimización y la minimización del error cuadrático mínimo entre M_0 y $\hat{M}$

constituyen las salidas del algoritmo. En última instancia, $\sigma_{1:n}$ contiene las anchuras de las curvas gaussianas que representan la dispersión de corriente centrada en los electrodos 1 a n , y $\eta_{1:n}$ representa la respuesta neural relativa en los electrodos 1 a n . En la Figura 1 se incluye un ejemplo de los datos de entrada M_0 y de las estimaciones de salida σ y η . Pueden encontrarse más detalles en [Garcia et al. \(2021\)](#) y [Garcia \(2022\)](#).

Debido especialmente a la naturaleza parametrizada de las estimaciones de salida del algoritmo PECAP, fue necesario validar que las mediciones reflejaban respectivamente la dispersión de corriente y la respuesta neural, y que separaban entre sí estos aspectos de la interfaz electrodo-neurona. Se llevó a cabo un primer experimento para investigar la exactitud de la estimación de la respuesta neural. Esto se realizó principalmente simulando una región localizada de respuesta neural reducida mediante la selección de un único electrodo en el que se presentaban dos pre-pulsos antes de cada ventana del paradigma de registro ECAP por enmascaramiento anterógrado, a lo largo de todo el registro de M_0 . Esto hizo que parte de la población neural que responde a la estimulación eléctrica del electrodo objetivo entrara en un estado refractario durante el intervalo temporal en el que esas neuronas estarían respondiendo típicamente a los pulsos enmascaradores o de prueba, creando una región neural artificial y temporalmente «más inactiva» en comparación con la condición de

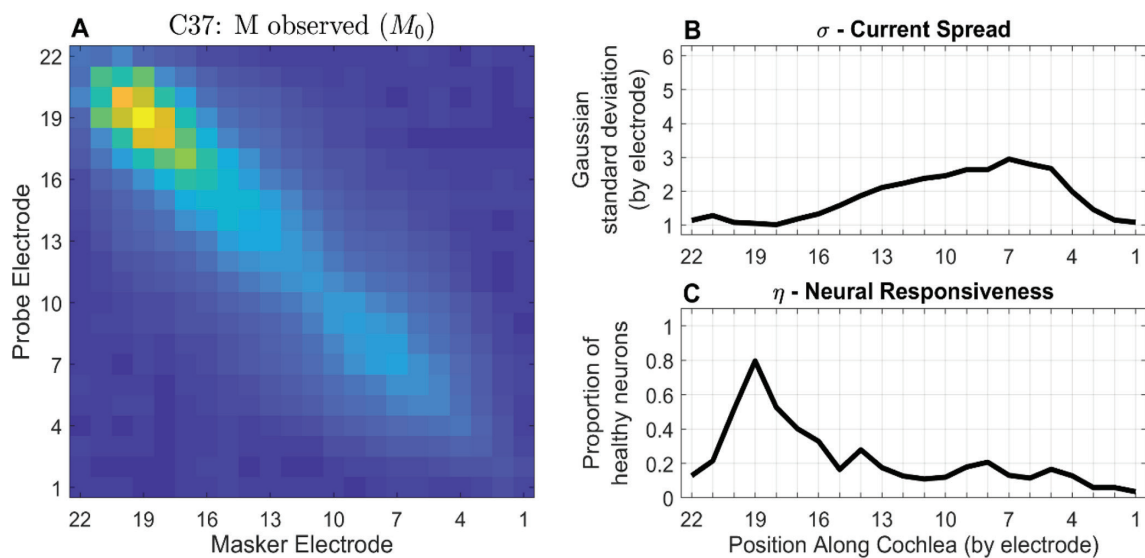


Figura 1. Ejemplo del Método ECAP Panorámico del participante C37, que cuenta con una guía Cochlear CI632 (Slim Modiolar). Los datos se recopilaron en la MRC Cognition & Brain Sciences Unit de la Universidad de Cambridge. M_0 se representa a la izquierda, en el panel A, mientras que las estimaciones de dispersión de corriente (panel B) y de respuesta neural (panel C) aparecen a la derecha. El panel A muestra las amplitudes ECAP más altas en amarillo y las más bajas en azul. (Se omite la barra de colores porque el algoritmo se basa en los valores relativos de las celdas de M_0 y no en sus valores absolutos).

control estándar de registro de M_0 . Los resultados de este experimento demostraron que la manipulación con pre-pulsos dio lugar a estimaciones de respuesta neural más bajas cerca del electrodo objetivo que en la condición de control (García et al., 2021). El efecto se restringió localmente a unos pocos electrodos y no tuvo ningún efecto sobre la estimación de dispersión de corriente, lo que demuestra la capacidad de PECAP para detectar áreas locales de respuesta neural reducida y atribuir las correctamente a η , la estimación de respuesta neural.

García et al. (2021) demostraron también una correlación entre η y los umbrales focalizados, otra medida que se ha sugerido como predictora de la salud neural coclear (DeVries et al., 2016), lo que sugiere que ambas métricas capturan algún aspecto común de la salud neural de la cóclea. Esta correlación se replicó con otra métrica similar que capta la diferencia entre umbrales focalizados y no focalizados (Peng et al., 2025). Sin embargo, una métrica de variabilidad entre electrodos, que se considera representativa de la escucha fuera del sitio de estimulación y que fue calculada a partir de las mediciones conductuales de umbral, predijo las puntuaciones de reconocimiento de fonemas, cosa que no ocurrió cuando se calculó utilizando η de PECAP. Esto sugiere que el aspecto compartido de la salud neural coclear captado por ambas métricas puede no ser un aspecto directamente relacionado con la percepción del habla. No obstante, se ha demostrado que η de PECAP está más aislada de los factores no neurales de la interfaz electrodo-neurona, como la distancia entre el electrodo y el modiolos, que otra métrica de salud neural conocida como *Failure Index* (García et al., 2025). También se ha demostrado que predice las puntuaciones de percepción del habla en un estudio de mayor tamaño muestral (Dawson et al., 2025b, 2025a).

La precisión de la estimación de dispersión de corriente (σ) de PECAP se evaluó utilizando un diseño de estudio intraparticipante en el que se manipuló el grado de dispersión de corriente. Además del paradigma estándar de condición de control para el registro de M_0 , se incluyó una condición que seleccionaba un electrodo en el que presentar corriente estimulante no solo en el electrodo central, sino también en 3 o 5 electrodos adyacentes. Esta técnica, denominada «difuminado» (*blurring*), aumenta la dispersión de la corriente eléctrica en la cóclea en comparación con la estimulación que utiliza un único electrodo

cada vez, y se ha demostrado que reduce el rendimiento en las pruebas espectrotemporales y degrada la percepción del habla cuando se aplica en el ápex (Goehring et al., 2020, 2021). Cuando se aplicó la estimulación difuminada, PECAP detectó un aumento de la dispersión de corriente en el electrodo central «difuminado» objetivo en comparación con la estimación de dispersión de corriente en la condición M_0 . No se observaron efectos significativos en las estimaciones de dispersión de corriente de los electrodos no objetivo ni en la estimación de respuesta neural (García et al., 2024).

PECAP también se ha utilizado para evaluar las diferencias de dispersión de corriente entre distintas geometrías de las guías de electrodos. Los fabricantes de ICs han diseñado tanto guías de electrodos «rectas», concebidas para insertarse junto a la pared lateral de la rampa timpánica de la cóclea, como guías «perimodiolares» que se curvan más cerca del tejido neural responsivo. En un amplio conjunto de datos multicéntrico, no se revelaron diferencias en la dispersión de corriente entre las guías SlimJ y Mid-Scala de Advanced Bionics (Valencia, California, EE. UU.). No obstante, las guías Slim-Straight de Cochlear (Sídney, Australia) mostraron una dispersión de corriente menor en comparación tanto con las guías perimodiolares estándar (la serie Contour Advance) como, en mayor medida, con las guías Slim Modiolar, con el efecto más intenso en los electrodos apicales (García y Carlyon, 2025). También se observó que, en el conjunto de datos de Cochlear, para el que se disponía de tomografías computarizadas (TC) y se calcularon las distancias electrodo-modiolos (EMD, por sus siglas en inglés) utilizando una técnica descrita por Sismono et al. (2022), se daba una tendencia similar, en la cual las guías *slim-straight* demostraron unas EMD mayores que las guías perimodiolares. No obstante, el efecto fue más intenso en la parte central de las guías que en el ápex, lo que sugiere que el grado de dispersión de corriente observado en los nervios a lo largo del modiolos está influido por algo más que la mera distancia entre el modiolos y los electrodos estimulantes.

Dado el alto potencial de relevancia clínica derivado de la evidencia de la capacidad de PECAP para detectar cambios en la respuesta neural y en la dispersión de corriente, separando al tiempo estos dos aspectos de la interfaz electrodo-neurona, se han dado pasos hacia su traslación clínica. El registro de los datos PECAP de todos los electrodos de un IC de Cochlear utilizando el software clínico Custom Sound

EP (CSEP) lleva entre 35 y 45 minutos una vez identificada la corriente necesaria para alcanzar el nivel más cómodo (MCL) en cada electrodo. Esta duración resulta prohibitivamente larga para implementarse en un entorno clínico y requeriría una cita adicional de una hora aproximadamente, algo para lo que muchas clínicas no tienen capacidad. Teniendo esto en cuenta, se desarrolló un método más eficiente denominado «SpeedCAP» para registrar todas las mediciones ECAP necesarias para su envío al algoritmo PECAP en tan solo 8 minutos. Este método no mostró ningún error adicional en las matrices M_0 más allá del observado en mediciones repetidas mediante la técnica estándar de registro y, además, demostró mediciones igualmente fiables tanto de forma intraoperatoria como postoperatoria (Garcia et al., 2023). No obstante, no se encontró evidencia de estimaciones consistentes de σ y η al utilizar mediciones SpeedCAP intraoperatorias con igualdad de corriente en comparación con datos SpeedCAP postoperatorios con igualdad de sonoridad (Garcia, 2022), lo que sugiere que se necesita una investigación adicional para evaluar la viabilidad del uso de PECAP como herramienta completamente objetiva.

Otra barrera para la traslación clínica de PECAP es que el proceso de estimación de σ y η a partir de M_0 se ha realizado hasta ahora con scripts personalizados escritos en MATLAB (Mathworks, Natick, MA, EE. UU.) que requieren conocimientos de programación para su uso. La demostración de la viabilidad clínica requiere el desarrollo de un sistema fácilmente utilizable por clínicos como los audiólogos. Este artículo describe una plataforma en línea que se ha desarrollado y que no solo permite la recopilación de datos PECAP a través de una interfaz de usuario sencilla, sino que también realiza el análisis de los nuevos datos.

Aplicación web PECAP

La implementación en línea de PECAP puede encontrarse en el siguiente enlace: <https://panoramic-ecap.mrc-cbu.cam.ac.uk/>. Una página de «Introduction» (introducción) describe cómo utilizar las dos páginas funcionales de la aplicación web a las que puede accederse tras el registro.

La primera página funcional es la página «DAQ» (Data Acquisition: adquisición de datos) (Figura 2). Esta

The screenshot shows the 'DAQ' (Data Acquisition) page of the PECAP Online application. The browser address bar shows 'panoramic-ecap.mrc-cbu.cam.ac.uk/daq'. The page features a green header with the 'PANORAMIC' logo and navigation links: 'About', 'Instructions', 'DAQ', 'Analyse', 'Logout', and a user profile icon.

Left Sidebar (Input Fields):

- Output Filename for this Cochlear Implant user: CochlearImplantUser1
- Phase Duration (microseconds): 25
- Recording Electrode: Record 2 apically (+2)
- Gain (dB): 50
- Delay (μ s): 98
- Probe Rate (stimulation rate): 80
- Number of Sweeps (averages): 50
- Electrodes: 1:22
- Current Levels (CUs): 201 202 203 204 205 206 207 208 209 210 211 212 21
- Record a complete or half PECAP matrix?: Complete

Buttons: Download, Reset, Show Default Values

Main Content Area:

Welcome to PECAP Online Data Acquisition.

This page allows you to collect PECAP data for Cochlear® implant users via Custom Sound EP. The Standard Operating Procedure (SOP) for collecting PECAP can be downloaded below, as well as a worksheet template for documenting the loudness-scaling procedure.

After performing the loudness-scaling procedure as described in the SOP, enter the desired PECAP recording parameters on the left. You can load default parameters by clicking the **Show Default Values** button.

By clicking the **Download** button, two .csv files will be downloaded to your computer. Both are in a format that can be uploaded to Custom Sound EP via the Advanced NRT (Neural Response Telemetry) tab. The first file will be a verification sequence to confirm that the current levels for each electrode are at a comfortable level for the cochlear implant user. The second contains the entire sequence for recording the PECAP matrix.

[Download PECAP_SOP.pdf](#)

[Download PECAP_Worksheet.pdf](#)

Footer: Questions? Email us at pecap@mrc-cbu.cam.ac.uk | Admin

Figura 2. Página de adquisición de datos (DAQ) de la aplicación web PECAP.

página está diseñada para usarse junto con CSEP, el software clínico compatible con dispositivos de IC de Cochlear que contienen un chip cic4. Contiene dos archivos PDF descargables: un «SOP» (*Standard Operating Procedure*: procedimiento operativo estándar) y una hoja de trabajo para su uso en el registro de los niveles de corriente necesarios para el MCL de los usuarios individuales de IC. Los usuarios pueden seguir el SOP y utilizar la hoja de trabajo para determinar los parámetros necesarios para la recopilación de PECAP para cada nuevo usuario de IC. Estos parámetros pueden introducirse a continuación en los campos de la página DAQ. Pueden cargarse valores por defecto haciendo clic en «Show Default Values», aunque los «Current Levels (CUs)» son únicos para cada usuario de IC y deben actualizarse. Al hacer clic en el botón «Download» se genera un archivo en formato de valores separados por comas (.csv) que constituye un archivo de configuración para registrar PECAP del usuario de CI en cuestión. La carga de este archivo .csv en CSEP permitirá a los usuarios registrar nuevos datos M_0 .

Dado que el registro de la matriz PECAP M_0 requiere la capacidad de registrar ECAP mediante la técnica de reducción de artefactos por enmascaramiento anterógrado, esta funcionalidad debe estar disponible en el software clínico del implante coclear para que los usuarios puedan medir PECAP en un entorno clínico. De los tres principales fabricantes de implantes cocleares, Cochlear es actualmente el único que cuenta con esta funcionalidad en el software clínico. La página DAQ solo permite la recopilación de datos PECAP a los usuarios de dispositivos de IC de Cochlear. También es posible registrar M_0 en dispositivos de IC de Cochlear, Advanced Bionics (AB) y MED-EL (Innsbruck, Austria) utilizando software de investigación. Aunque esto no es compatible con un entorno clínico, M_0 también puede recopilarse utilizando el Nucleus Implant Communicator de Cochlear (NIC2; por ejemplo, para registrar SpeedCAP), el Bionic Ear Data Collection System (BEDCS) de AB o la Research Interface Box (RIB2) de MED-EL. La implementación de AB contiene una interfaz gráfica de usuario (GUI) que requiere MATLAB, pero pocos conocimientos de programación. El código para la recopilación de M_0 utilizando las plataformas de investigación puede descargarse, para Cochlear, en https://github.com/charlottesgarcia/PECAP_PhD_Thesis (PECAP.py) y, para AB, en https://github.com/charlottesgarcia/PECAP_DataCollection. En el momento de la publicación de

este artículo, el software de MED-EL (que también incluye una interfaz gráfica y no requiere conocimientos de programación) sigue en desarrollo.

La segunda página funcional es la página «Analyse» (analizar) (Figura 3). Esta página está diseñada para analizar datos PECAP recopilados mediante cuatro métodos distintos en dispositivos de implante coclear tanto de AB como de Cochlear. El sitio web cuenta con procedimientos de protección de datos: los datos cargados se preprocesan inmediatamente para extraer M_0 y el contenido del archivo cargado se descarta y elimina antes de su envío al algoritmo PECAP en un servidor seguro y aislado alojado en la Universidad de Cambridge. Los resultados del análisis no se almacenan; por consiguiente, los usuarios deben repetir el análisis si no guardan los resultados antes de abandonar la página web. Asimismo, es importante señalar que ni los datos cargados ni los resultados del análisis se guardan en ningún momento dentro de la aplicación web; todos los datos se eliminan inmediatamente después del análisis y, por consiguiente, no pueden ser consultados ni por los administradores del sitio web ni por la institución hospedante.

Para analizar los datos de Cochlear recopilados mediante la página «DAQ», los usuarios deben seleccionar «Cochlear Limited» en el menú desplegable «Manufacturer» y «Custom Sound EP (CSEP)» cuando se les pregunte «With what platform was the data collected?». La función «Select the N1-P2 peak-picking procedure» permite a los usuarios decidir si utilizar las amplitudes ECAP calculadas internamente por el software CSEP («replace invalid ECAPs with zeros») o ejecutar un procedimiento de búsqueda de picos para cada celda de la matriz M_0 («Calculate amplitude for every ECAP»). Estos enfoques presentan ventajas distintas: el primero reduce la probabilidad de que el algoritmo PECAP modele ruido, lo que a veces da lugar a estimaciones de dispersión de corriente más altas e inexactas, en particular en los extremos de la guía de electrodos. No obstante, también puede eliminar de M_0 celdas que representan respuestas ECAP genuinas, lo que reduce la exactitud tanto de las estimaciones de respuesta neural como de las de dispersión de corriente. Los usuarios deben tomar una decisión para cada conjunto de datos utilizando su propio criterio.

El sitio web también acepta datos PECAP recopilados con la plataforma de investigación NIC2 de Cochlear y con los scripts referenciados anteriormente, así como en el formato generado por la

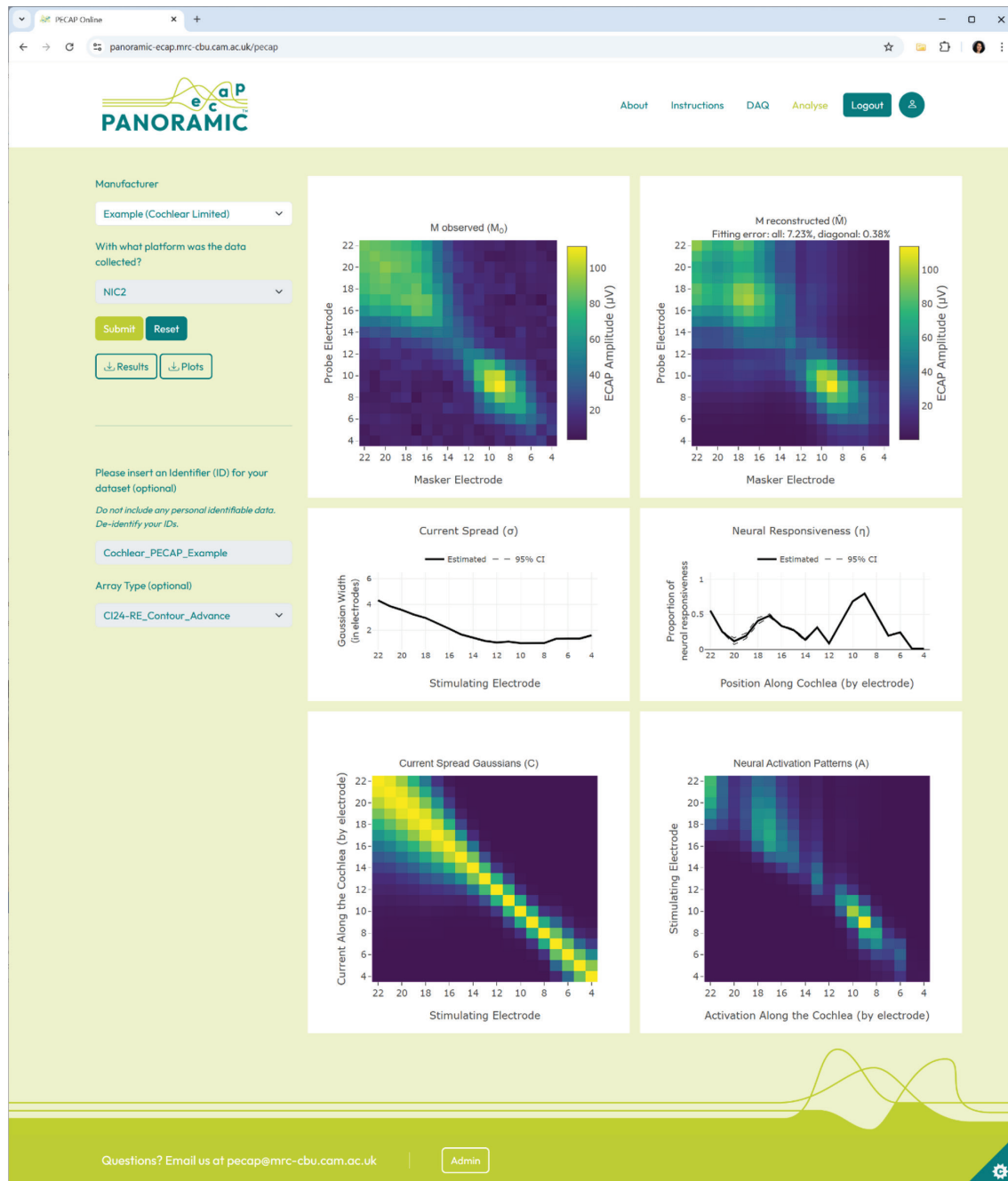


Figura 3. Página de análisis de la aplicación web PECAP con los resultados de un usuario de IC de ejemplo con un dispositivo de Cochlear en el que los electrodos 1 a 3 estaban desactivados en su programa clínico.

recopilación de datos mediante el método SpeedCAP (García et al., 2023). Estas opciones envían matrices M_0 que incluyen una amplitud para cada ECAP.

Por último, el sitio web también procesa los datos PECAP de AB recopilados con BEDCS (versión 1.18) y con los scripts referenciados anteriormente. En este caso existe la opción de suavizar las formas de onda ECAP mediante una media móvil de 5 puntos para reducir el ruido del sistema y evitar la

sobreestimación de las amplitudes ECAP antes de formar las matrices M_0 a partir de los datos. Si bien esto puede reducir el ruido, debe utilizarse con cautela, ya que también puede provocar que los artefactos eléctricos residuales se suavicen en la porción de la forma de onda en la que debería estar la respuesta neural, interfiriendo así con la estimación de la amplitud del ECAP. Los usuarios deben indicar también si se han registrado matrices M_0 completas o medias.

Una vez analizados, los resultados PECAP pueden descargarse tanto en formato numérico como en formato de imagen. El sistema no elimina los artefactos eléctricos ni indica si los datos enviados alcanzan la relación señal-ruido (SNR) mínima de 10 dB necesaria para una recreación exacta de los patrones de excitación neural (García et al., 2021). La SNR puede calcularse utilizando mediciones repetidas de M_0 o a partir de la diagonal de M_0 . Si esto no es posible, un «Fitting error: all» inferior a $\approx 10\%$ y una amplitud ECAP máxima de al menos $\approx 150\ \mu\text{V}$ pueden utilizarse como aproximación a los criterios de la SNR.

Conclusiones

Se ha desarrollado una aplicación web que permite a los usuarios recopilar y analizar datos PECAP para estimar los patrones individuales de dispersión de corriente y respuesta neural en usuarios de dispositivos de implante coclear de Cochlear y Advanced Bionics. Las futuras actualizaciones incluirán la compatibilidad con la plataforma NEXA de Cochlear. Asimismo, se ampliará para incluir la compatibilidad con dispositivos de MED-EL, con recopilación de datos a través de la interfaz de investigación RIB2.

Referencias

- Abbas, P. J., Brown, C. J., Shallop, J. K., Firszt, J. B., Hughes, M. L., Hong, S. H., & Staller, S. J. (1999). Summary of results using the nucleus C124M implant to record the electrically evoked compound action potential. *Ear and Hearing*, 20(1), 45–59. <https://doi.org/10.1097/00003446-199902000-00005>
- Bierer, J. A. (2010). Probing the Electrode–Neuron Interface with Focused Cochlear Implant Stimulation. *Trends in Amplification*, 14(2), 84–95. <https://doi.org/10.1177/1084713810375249>
- Biesheuvel, J. D., Briaire, J. J., & Frijns, J. H. M. (2016). A Novel Algorithm to Derive Spread of Excitation Based on Deconvolution. *Ear and Hearing*, 37(5), 572. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000296>
- Blamey, P., Artieres, F., Başkent, D., Bergeron, F., Beynon, A., Burke, E., Dillier, N., Dowell, R., Fraysse, B., Gallégo, S., Govaerts, P. J., Green, K., Huber, A. M., Kleine-Punte, A., Maat, B., Marx, M., Mawman, D., Mosnier, I., O'Connor, A. F., ... Lazard, D. S. (2013). Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: An update with 2251 patients. *Audiology & Neuro-Otology*, 18(1), 36–47. <https://doi.org/10.1159/000343189>
- Brochier, T., Guérit, F., Deeks, J. M., García, C., Bance, M., & Carlyon, R. P. (2021). Evaluating and Comparing Behavioural and Electrophysiological Estimates of Neural Health in Cochlear Implant Users. *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 22(1), 67–80. <https://doi.org/10.1007/s10162-020-00773-0>
- Brown, C. J., Abbas, P. J., & Gantz, B. (1990). Electrically evoked whole-nerve action potentials: Data from human cochlear implant users. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 88(3), 1385–1391. <https://doi.org/10.1121/1.399716>
- Carlyon, R. P., Cosentino, S., Deeks, J. M., Parkinson, W., & Arenberg, J. A. (2018). Effect of Stimulus Polarity on Detection Thresholds in Cochlear Implant Users: Relationships with Average Threshold, Gap Detection, and Rate Discrimination. *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 19(5), 559–567. <https://doi.org/10.1007/s10162-018-0677-5>
- Charlet de Sauvage, R., Cazals, Y., Erre, J. P., & Aran, J. M. (1983). Acoustically derived auditory nerve action potential evoked by electrical stimulation: An estimation of the waveform of single unit contribution. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 73(2), 616–627. <https://doi.org/10.1121/1.388872>
- Cohen, L. T., Richardson, L. M., Saunders, E., & Cowan, R. S. C. (2003). Spatial spread of neural excitation in cochlear implant recipients: Comparison of improved ECAP method and psychophysical forward masking. *Hearing Research*, 179(1), 72–87. [https://doi.org/10.1016/S0378-5955\(03\)00096-0](https://doi.org/10.1016/S0378-5955(03)00096-0)
- Cosentino, S., Gaudrain, E., Deeks, J. M., & Carlyon, R. P. (2015). Multistage Nonlinear Optimization to Recover Neural Activation Patterns From Evoked Compound Action Potentials of Cochlear Implant Users. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(4), 833–840. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2476373>
- Davis, T. J., Zhang, D., Gifford, R. H., Dawant, B. M., Labadie, R. F., & Noble, J. H. (2016). Relationship Between Electrode-to-Modiolus Distance and Current Levels for Adults with Cochlear Implants. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 37(1), 31–37. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000000896>
- Dawson, P., Fullerton, A., Krishnamoorthi, H., Plant, K., Cowan, R., Buczak, N., Long, C. J., James, C. J., Sismono, F., & Büchner, A. (2025a, July). A prospective, multi-centre case-control trial examining factors that predict variable clinical performance in postlingual adult CI recipients (PREVA)[Poster]. Conference on Implantable Auditory Prostheses (CIAP).
- Dawson, P., Fullerton, A., Krishnamoorthi, H., Plant, K., Cowan, R., Buczak, N., Long, C., James, C. J., Sismono, F., & Büchner, A. (2025b). A Prospective, Multicentre Case-Control Trial Examining Factors That Explain Variable Clinical Performance in Post Lingual Adult CI Recipients. *Trends in Hearing*, 29, 23312165251347138. <https://doi.org/10.1177/23312165251347138>
- de Vos, J. J., Biesheuvel, J. D., Briaire, J. J., Boot, P. S., van Gendt, M. J., Dekkers, O. M., Fiocco, M., & Frijns, J. H. M. (2018). Use of Electrically Evoked Compound Action Potentials for Cochlear Implant Fitting: A Systematic Review. *Ear and Hearing*, 39(3), 401–411. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000495>

- DeVries, L., Scheperle, R., & Bierer, J. A. (2016). Assessing the Electrode-Neuron Interface with the Electrically Evoked Compound Action Potential, Electrode Position, and Behavioral Thresholds. *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 17(3), 237–252. <https://doi.org/10.1007/s10162-016-0557-9>
- Firszt, J. B., Holden, L. K., Skinner, M. W., Tobey, E. A., Peterson, A., Gaggli, W., Runge-Samuelson, C. L., & Wackym, P. A. (2004). Recognition of speech presented at soft to loud levels by adult cochlear implant recipients of three cochlear implant systems. *Ear and Hearing*, 25(4), 375–387. <https://doi.org/10.1097/01.aud.0000134552.22205.ee>
- Friesen, L. M., Shannon, R. V., Baskent, D., & Wang, X. (2001). Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110(2), 1150–1163. <https://doi.org/10.1121/1.1381538>
- Garcia, C. (2022). *The Panoramic ECAP Method: Estimating patient-specific patterns of current spread and neural health in cochlear-implant users*. <https://www.repository.cam.ac.uk/handle/1810/341691>
- Garcia, C., & Carlyon, R. P. (2025). Assessing Array-Type Differences in Cochlear Implant Users Using the Panoramic ECAP Method. *Ear and Hearing*, 46(5), 1355. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000001673>
- Garcia, C., Deeks, J. M., Goehring, T., Borsetto, D., Bance, M., & Carlyon, R. P. (2023). SpeedCAP: An Efficient Method for Estimating Neural Activation Patterns Using Electrically Evoked Compound Action-Potentials in Cochlear Implant Users. *Ear and Hearing*, 44(3), 627. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000001305>
- Garcia, C., Goehring, T., Cosentino, S., Turner, R. E., Deeks, J. M., Brochier, T., Rughooputh, T., Bance, M., & Carlyon, R. P. (2021). The Panoramic ECAP Method: Estimating Patient-Specific Patterns of Current Spread and Neural Health in Cochlear Implant Users. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology: JARO*, 22(5), 567–589. <https://doi.org/10.1007/s10162-021-00795-2>
- Garcia, C., Morse-Fortier, C., Guérit, F., Hislop, S., Goehring, T., Carlyon, R. P., & Arenberg, J. G. (2024). Investigating the Effect of Blurring and Focusing Current in Cochlear Implant Users with the Panoramic ECAP Method. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 25(6), 591–609. <https://doi.org/10.1007/s10162-024-00966-x>
- Garcia, C., Sismono, F., Goehring, T., Guérit, F., Arzounian, D., & Carlyon, R. P. (2025). A comparison of electrophysiological measures for characterizing the cochlear-implant electrode-neuron interface. *JASA Express Letters*, 5(8), 082001. <https://doi.org/10.1121/10.0038746>
- Goehring, T., Archer-Boyd, A. W., Arenberg, J. G., & Carlyon, R. P. (2021). The effect of increased channel interaction on speech perception with cochlear implants. *Scientific Reports*, 11(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-89932-8>
- Goehring, T., Arenberg, J. G., & Carlyon, R. P. (2020). Using Spectral Blurring to Assess Effects of Channel Interaction on Speech-in-Noise Perception with Cochlear Implants. *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 21(4), 353–371. <https://doi.org/10.1007/s10162-020-00758-z>
- Goldwyn, J. H., Bierer, S. M., & Bierer, J. A. (2010). Modeling the electrode-neuron interface of cochlear implants: Effects of neural survival, electrode placement, and the partial tripolar configuration. *Hearing Research*, 268(1–2), 93–104. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2010.05.005>
- He, S., Shahsavarani, B. S., McFayden, T. C., Wang, H., Gill, K. E., Xu, L., Chao, X., Luo, J., Wang, R., & He, N. (2018). Responsiveness of the Electrically Stimulated Cochlear Nerve in Children with Cochlear Nerve Deficiency. *Ear and Hearing*, 39(2), 238–250. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000467>
- Holden, L. K., Finley, C. C., Firszt, J. B., Holden, T. A., Brenner, C., Potts, L. G., Gotter, B. D., Vanderhoof, S. S., Mispagel, K., Heydebrand, G., & Skinner, M. W. (2013). Factors Affecting Open-Set Word Recognition in Adults With Cochlear Implants. *Ear & Hearing*, 34(3), 342–360. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3182741aa7>
- Hrncirik, F., Roberts, I. V., Swords, C., Christopher, P. J., Chhabu, A., Gee, A. H., & Bance, M. L. (2022). Impact of Scala Tympani Geometry on Insertion Forces during Implantation. *Biosensors*, 12(11), 999. <https://doi.org/10.3390/bios12110999>
- Hughes, M. L., & Stille, L. J. (2010). Effect of stimulus and recording parameters on spatial spread of excitation and masking patterns obtained with the electrically evoked compound action potential in cochlear implants. *Ear and Hearing*, 31(5), 679–692. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181e1d19e>
- Jwair, S., Prins, A., Wegner, I., Stokroos, R. J., Versnel, H., & Thomeer, H. G. X. M. (2021). Scalar Translocation Comparison Between Lateral Wall and Perimodiolar Cochlear Implant Arrays—A Meta-Analysis. *The Laryngoscope*, 131(6), 1358–1368. <https://doi.org/10.1002/lary.29224>
- Jwair, S., Versnel, H., Stokroos, R. J., & Thomeer, H. G. X. M. (2022). The effect of the surgical approach and cochlear implant electrode on the structural integrity of the cochlea in human temporal bones. *Scientific Reports*, 12(1), 17068. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-21399-7>
- Kalkman, R. K., Briare, J. J., Dekker, D. M. T., & Frijns, J. H. M. (2022). The relation between polarity sensitivity and neural degeneration in a computational model of cochlear implant stimulation. *Hearing Research*, 415, 108413. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2021.108413>
- Kim, J.-R., Tejani, V. D., Abbas, P. J., & Brown, C. J. (2017). Intracochlear Recordings of Acoustically and Electrically Evoked Potentials in Nucleus Hybrid L24 Cochlear Implant Users and Their Relationship to Speech Perception. *Frontiers in Neuroscience*, 11. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00216>
- Konerding, W., Arenberg, J., Sznabel, D., Kral, A., & Baumhoff, P. (2025). An Electrically Evoked Compound Action Potential Marker for Local Spiral Ganglion Neuron Degeneration: The Failure Index. *Journal of Neuroscience*, 45(7). <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0954-24.2024>
- Lazard, D. S., Vincent, C., Venail, F., Van de Heyning, P., Truy, E., Sterkers, O., Skarzynski, P. H., Skarzynski, H., Schauwers, K., O'Leary, S., Mawman, D., Maat, B., Kleine-Punte, A., Huber, A. M., Green, K., Govaerts, P. J., Frayse, B., Dowell, R., Dillier, N., ... Blamey, P. J. (2012). Pre-, per- and postoperative factors affecting performance of postlinguistically deaf

- adults using cochlear implants: A new conceptual model over time. *PLoS One*, 7(11), e48739. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0048739>
- McKay, C. M., Chandan, K., Akhoun, I., Siciliano, C., & Kluk, K. (2013). Can ECAP Measures Be Used for Totally Objective Programming of Cochlear Implants? *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 14(6), 879–890. <https://doi.org/10.1007/s10162-013-0417-9>
- Mewes, A., Bennett, C., Dambon, J., Brademann, G., & Hey, M. (2023). Evaluation of CI electrode position from imaging: Comparison of an automated technique with the established manual method. *BMC Medical Imaging*, 23(1), 143. <https://doi.org/10.1186/s12880-023-01102-6>
- Moyaert, J., Gilles, A., Ramekers, D., Mertens, G., Fransen, E., Cardon, E., Biot, L., Verhelst, E., Van Rompaey, V., & Lammers, M. J. (2025). Cochlear health in a cohort of cochlear implant users carrying the p.Pro51Ser variant in the COCH gene (DFNA9): A cross-sectional study evaluating the changes in the electrically evoked compound action potential (eCAP). *Hearing Research*, 460, 109240. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2025.109240>
- Mudry, A., & Mills, M. (2013). The Early History of the Cochlear Implant: A Retrospective. *JAMA Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 139(5), 446–453. <https://doi.org/10.1001/jamaoto.2013.293>
- Peng, T., García, C., Haneman, M., Shader, M. J., Carlyon, R. P., & McKay, C. M. (2025). Comparing Patient-Specific Variations in Intra-Cochlear Neural Health Estimated Using Psychophysical Thresholds and Panoramic Electrically Evoked Compound Action Potentials (PECAPs). *Journal of the Association for Research in Otolaryngology: JARO*, 26(1), 77–91. <https://doi.org/10.1007/s10162-024-00972-z>
- Pfingst, B. E., Zhou, N., Colesa, D. J., Watts, M. M., Strahl, S. B., Garadat, S. N., Schwartz-Leyzac, K. C., Budenz, C. L., Raphael, Y., & Zwolan, T. A. (2015). Importance of cochlear health for implant function. *Hearing Research*, 322, 77–88. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2014.09.009>
- Prado-Guitierrez, P., Fewster, L. M., Heasman, J. M., McKay, C. M., & Shepherd, R. K. (2006). Effect of interphase gap and pulse duration on electrically evoked potentials is correlated with auditory nerve survival. *Hearing Research*, 215(1–2), 47–55. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2006.03.006>
- Ramekers, D., Benav, H., Klis, S. F. L., & Versnel, H. (2022). Changes in the Electrically Evoked Compound Action Potential over time After Implantation and Subsequent Deafening in Guinea Pigs. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 23(6), 721–738. <https://doi.org/10.1007/s10162-022-00864-0>
- Ramekers, D., Versnel, H., Strahl, S. B., Smeets, E. M., Klis, S. F. L., & Grolman, W. (2014). Auditory-nerve responses to varied inter-phase gap and phase duration of the electric pulse stimulus as predictors for neuronal degeneration. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology: JARO*, 15(2), 187–202. <https://doi.org/10.1007/s10162-013-0440-x>
- Sismono, F., Leblans, M., Mancini, L., Veneziano, A., Zanini, F., Dirckx, J., Bernaerts, A., de Foer, B., Offeciers, E., & Zarowski, A. (2022). 3D-localisation of cochlear implant electrode contacts in relation to anatomical structures from in vivo cone-beam computed tomography. *Hearing Research*, 426, 108537. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2022.108537>
- Skidmore, J., Xu, L., Chao, X., Riggs, W. J., Pellitteri, A., Vaughan, C., Ning, X., Wang, R., Luo, J., & He, S. (2021). Prediction of the Functional Status of the Cochlear Nerve in Individual Cochlear Implant Users Using Machine Learning and Electrophysiological Measures. *Ear and Hearing*, 42(1), 180. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000916>
- Swords, C. (2024). *Anatomical and Electrical Characterisation of The Human Cochlea Towards the Improvement of Cochlear Implant Performance*. <https://doi.org/10.17863/CAM.112673>
- Wanna, G. B., Noble, J. H., Carls, M. L., Gifford, R. H., Dietrich, M. S., Haynes, D. S., Dawant, B. M., & Labadie, R. F. (2014). Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. *The Laryngoscope*, 124 Suppl 6(0 6), S1–7. <https://doi.org/10.1002/lary.24728>
- Wu, P. Z., Liberman, L. D., Bennett, K., de Gruttola, V., O'Malley, J. T., & Liberman, M. C. (2019). Primary Neural Degeneration in the Human Cochlea: Evidence for Hidden Hearing Loss in the Aging Ear. *Neuroscience, Hearing Loss, Tinnitus, Hyperacusis, Central Gain*, 407, 8–20. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2018.07.053>
- Zeng, F.-G. (2022). Celebrating the one millionth cochlear implant. *JASA Express Letters*, 2(7), 077201. <https://doi.org/10.1121/10.0012825>
- Zhou, N., & Pfingst, B. E. (2014). Relationship between multipulse integration and speech recognition with cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 136(3), 1257–1268. <https://doi.org/10.1121/1.4890640>

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por una beca Early Career Researcher del Centre for Integrative Neuroscience Discovery de la Universidad de Cambridge y por un Impact Acceleration Award (n.º G116517) del Medical Research Council de UK Research and Innovation. La autora desea agradecer adicionalmente a Tomas Lazauskas (The Alan Turing Institute) el desarrollo de software del back-end de la aplicación web, y a Alaa Marouf (AM Branding Ltd) el desarrollo de la imagen de marca y el diseño gráfico del front-end de la plataforma en línea.

Conflicto de intereses

La autora no tiene conflictos de intereses, financieros o de otra índole que declarar. No se ha utilizado inteligencia artificial en la generación de este artículo.

Oficina Editorial

Corrección: Rita López

Producción: Glaux Publicaciones Académicas