



Señores:
SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO
Delegatura para la Propiedad Industrial División de Nuevas Creaciones
E. S. D.

Referencia: Expediente NC2021/0013988 **Patente:** DISPOSITIVO PARA LA
PARAMETRIZACIÓN DE BIOPOTENCIALES CEREBRALES BASADOS EN
INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA USANDO PROTOCOLO USB

ASUNTO: RESPUESTA REQUERIMIENTO - El Oficio N° 6298 del 29 de abril, referencia
expediente NC2021/0013988

Cordial saludo,

ALDO PARDO GARCÍA, identificado como consta al pie de mi firma, en mi calidad de
Vicerrector de Investigaciones de la Universidad de Pamplona, me permito responder, dentro del
término legal establecido, al oficio referido en el asunto, en los siguientes términos

Análisis de la tabla comparativa.

Se analizó la tabla comparativa del oficio y se identificó la tesis argumental del examen a nivel
inventivo, la cual señala: *"La diferencia entre la invención definida en la reivindicación 1 y la
interfaz divulgada en D1 radica en el uso de un canal de adquisición de señales encefalografías
en configuración diferencial que garantiza la estabilidad de respuesta del sistema en el tiempo
mejorando la relación señal a ruido"* Sin embargo, al analizar los documentos del estudio,
encontramos que existen otras diferencias adicionales que se listan a continuación:

1. Circuito regulación de voltaje (4):

una entrada de voltaje externo (1) conectado a un circuito de regulación (...)	El amplificador operacional (406), configurado como un amplificador diferencial estándar en la parte media derecha del circuito, toma esta caída de voltaje (Pág. 8, Párr. 0057).	No lo menciona
--	---	----------------

Figura 1: Análisis de requisitos entrada de voltaje

El regulador de voltaje en configuración de dos etapas —tanto positiva como negativa— que
habilita la alimentación dual del circuito de regulación (3), **no es funcional ni estructuralmente
equivalente** al amplificador operacional (406) descrito en D1. Se trata de un componente con



arquitectura y propósito específicos, cuya función de estabilización y distribución simétrica de voltaje **es claramente diferenciable** respecto a los elementos citados en los documentos.

Los **reguladores de tensión** típicos de tres terminales tienen un terminal para la entrada no regulada (IN), la salida regulada (OUT) y tierra (COMMON) y están ajustados para proporcionar una tensión de salida constante tal como +5V o +15 o -15V.

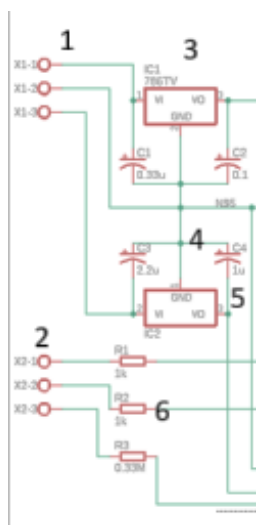


Figura 2: Circuito de regulación de la solicitud de patente

El circuito de regulación de entrada a(1) no corresponde al mostrado en D1 puesto que se componen de elementos de estabilización positiva y negativa (3) y (4) de la figura anterior, mientras que en la invención D1 se trata de un amplificador diferencial (406), relaciona que toma esta caída de voltaje en la parte derecha del circuito, cuando este toma el voltaje en la parte derecha, que es la salida del primer amplificador operacional, siendo la señal de trabajo, no hace parte de un bloque de alimentación.

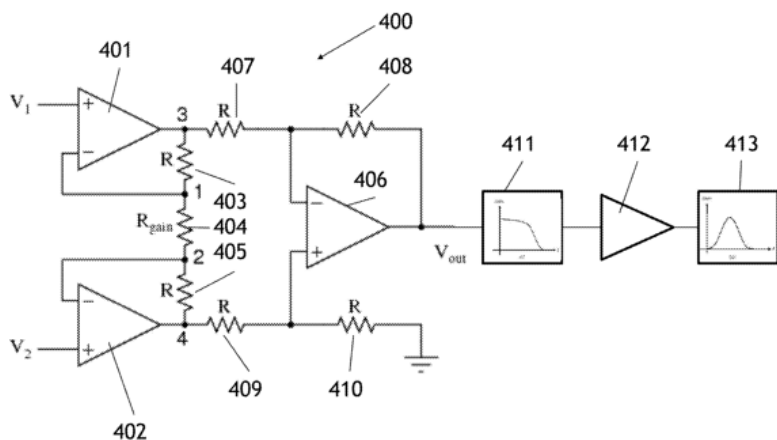


Figura 3: circuito generalizado de invención D1



El voltaje negativo (5) que va direccionado a la amplificación de primera etapa o amplificador de instrumentación no corresponde a lo relacionado en D1 debido a que el (412) corresponde a una etapa de amplificación diferente a la primera etapa (7), el estabilizador de voltaje conectado a (7) no corresponde con el ajuste de ganancia relacionado para (412), son diferentes en naturaleza y en uso.

2. Amplificación de instrumentación.

(...) dicho estabilizador se acopla con la regulación de voltaje negativo (5), que va direccionado hacia el integrado amplificador de primera etapa (...)	La etapa de ganancia del amplificador (412) podría configurarse como uno o más amplificadores operacionales en configuración inversora (Pág. 8, Párr. 0058).	No lo menciona
---	--	----------------

Figura 4: Análisis de requisitos estabilizador de voltaje

El dispositivo (22) incorpora un circuito amplificador de voltaje instrumental (7), optimizado para aplicaciones de adquisición de señales biomédicas. Este circuito destaca por su alta relación de rechazo en modo común (CMRR > 120 dB), bajo ruido de entrada, alta impedancia de entrada y ganancia programable, lo que permite la amplificación precisa de señales de muy baja amplitud, como las generadas en registros de señales encefalográficas.

Los INA128 son amplificadores de instrumentación de bajo consumo y propósito general, diseñados para aplicaciones que requieren alta precisión. Incorporan una arquitectura de tres amplificadores operacionales en un encapsulado compacto. El circuito de entrada con realimentación de corriente permite mantener un amplio ancho de banda incluso a ganancias elevadas (200 kHz a G = 100).

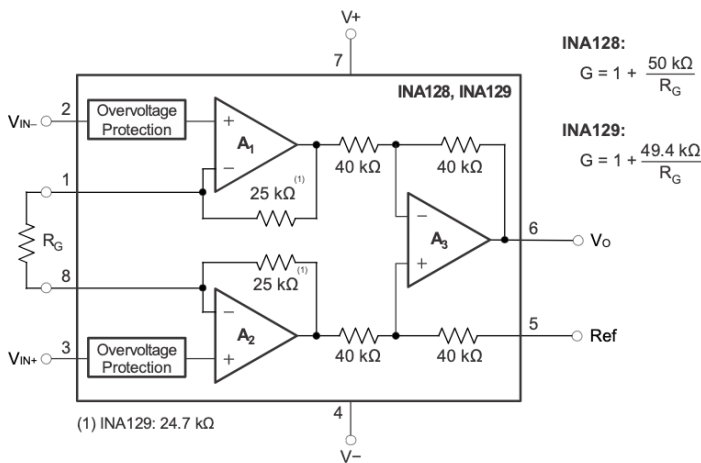


Figura 5: Esquema de amplificador de instrumentación. Fuente: Texas Instruments

Este amplificador de instrumentación de voltaje (7) es diferente al uso dado para amplificador (412) que relaciona D1 puesto que el primero hace parte de la adquisición inicial de los canales de



electrodos (2) , mientras que el (416) es un amplificador de la señal adquirida y filtrada por (411), esta fase de amplificación que se relaciona en D1 puede ser interpretada como un aumento en la amplitud de la señal creada, la configuración extra de (7) relaciona el uso de un lazo de ganancia con presencia de un filtro de estabilización de entrada (9) de los electrodos (2) elemento que no es visible en (416) ni en el amplificador compuesto (401), (402) y (406), del mismo modo la conexión a (412) es de una línea , mientras que la entrada a (7) es diferencial.

El dispositivo (22) comprende un circuito amplificador de voltaje instrumental (7) el cual tiene una conexión de ganancia dada por los capacitores (8) y resistencias (...)	(...) la ganancia del amplificador generalmente se establece seleccionando un valor específico solo para la resistencia (Pág. 8, Párr. 0058).	(...) el controlador lógico (213) puede controlar, según los distintos comandos de entrada del usuario externo, la selección de combinación de derivaciones (201), la detección de impedancia de contacto eléctrica cerebral (202), el filtro pasa-altos de control programado (206) y el amplificador programable (211). (Pág. 7 Párr. 0053)
---	---	---

Figura 6: Análisis de requisitos amplificador de voltaje instrumental.

De manera estructural el amplificador de instrumentacion difiere del circuito de ajuste de voltaje de entrada debido a la funcionalidad propia de cada uno, mientras uno limita y ajusta los valores de tension el amplificador de instrumentacion se encarga de amplificar biopotenciales garantizando un minimo de 120 dB en CMMR, con la configuración presentada entre (401), (402) y (406) no se garantiza dicho valor de CMMR, por lo que la adquisición no es continua en el tiempo.

3. Amplificador en modo sumador (11):

(...) este tiene una salida hacia el amplificador en modo sumador (11) conectado a un grupo de resistencias de suma (10), y acoplado a un amplificador en modo sumador (11) regulada por las resistencias de ganancia (...)	Esta configuración de amplificador de instrumentación tiene la ventaja distintiva de poseer impedancias de entrada extremadamente altas en las entradas V1 y V2 (Pág. 8, Párr. 0057).	No lo menciona
---	---	----------------

Figura 7: Análisis de requisitos sumador

El amplificador configurado en modo sumador (11) cumple la función de desplazar el nivel de referencia de la señal diferencial hacia el plano positivo, sin modificar su impedancia de entrada ni salida. Su acción está orientada al ajuste del punto de operación en el dominio de amplitud de voltaje, y no guarda correspondencia funcional con elementos de control de impedancia en D1. Es importante destacar que dicho componente no se encuentra presente ni descrito en la arquitectura del documento D3, lo que refuerza su carácter distintivo dentro del sistema propuesto.

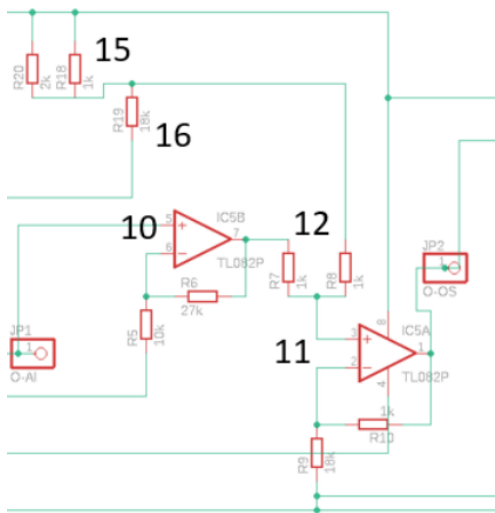


Figura 8: Circuito sumador para desplazamiento de señales de la invención.

El amplificador en configuración sumador (11) se ubica antes del proceso de filtrado(13) y es diferente al relacionado como amplificador de instrumentación con entradas V1 y V2 para D1 puesto que la naturaleza y uso de el amplificador en modo sumador (11) se usa para desplazar la señal al plano positivo y garantizar las tareas de filtrado, V1 y V2 conectados a (401) y (402) se usan para la amplificación diferencial de los canales de entrada, pero no realizan la tarea de desplazamiento en el plano.

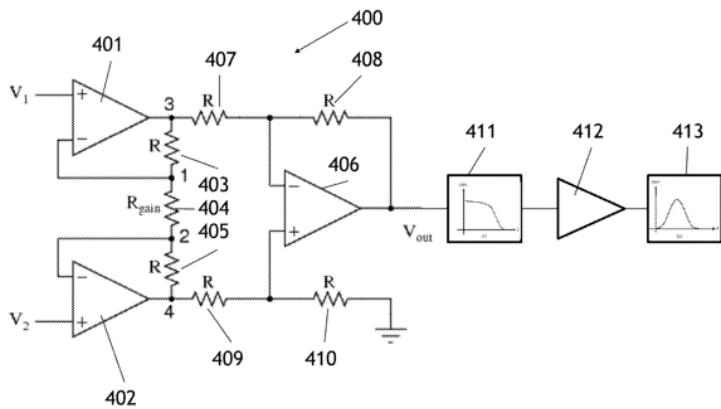


Figura 9: Circuito generalizado de invención D1

Tanto (401), (402) y (406) de D1, captan una señal diferencial de entrada V1 y V2, el amplificador sumador (11) desplaza la señal, uso diferente al amplificador dispuesto en (412) que, amplificada la señal, pero no la desplaza hacia el plano positivo, previo al proceso de filtrado (13).



4. Circuito filtro (13):

(...) este se conecta a un circuito filtro (13) con capacitadores pasa bajas (14)	No lo menciona	(...) filtro de onda, para filtrar la señal interferente en la señal descrita de telecomunicación, para obtener señales EEG (Resumen).
---	----------------	--

Figura 10: Análisis de requisitos filtro

Se ha incorporado un filtro pasa bajas (13) tipo Butterworth, el cual presenta una respuesta plana en la banda de paso, evitando distorsiones en las señales de interés. Adicionalmente, se ha implementado una estructura de octavo orden, lo que permite una mayor selectividad en el rango de frecuencia, favoreciendo la supresión de componentes de alta frecuencia no asociadas a los biopotenciales cerebrales. Cabe resaltar que el documento D3 no contribuye con un nivel inventivo relevante en lo referente al procesamiento o filtrado de la señal, ni contempla una configuración equivalente en cuanto a orden y características del filtro implementado.

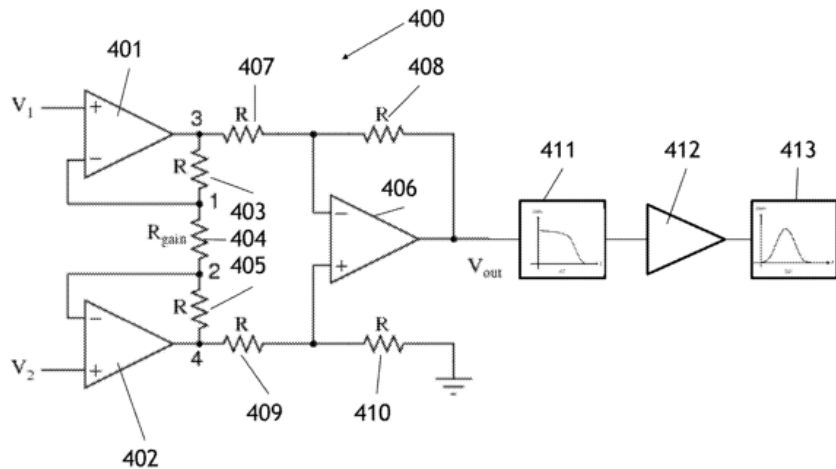


Figura 11: Circuito generalizado de invención D1

El filtro presentado para (411) es un filtro pasa bajas en configuración Sallen Key que difiere del presentado en (13) debido a que el orden del mismo es inferior al implementado y la ubicación es cambiada, para el caso de D1 se encuentra previo a la amplificación de (412) mientras que para la invención se encuentra posterior a el amplificador sumador (11) por la naturaleza del filtro en el rango de las frecuencias positivas, del mismo modo el filtro (13) difiere con el uso de (413) que D1 relaciona como una implementación de Butterworth o Chebyshev puesto que su aplicabilidad es diferente, mientras que el filtro (13) es pasabajas de octavo orden, el dispuesto en (413) es un filtro de orden similar pero pasabanda, no que genera diferentes resultados, del mismo modo el amplificador (412) con una ganancia de 50 no corresponde a la entrada permitida por (13) para el funcionamiento dato por características del filtro.

5. Resistencias de ajuste/acople (16 y 17):

(...) y resistencias de ajuste/acople (16 y 17), la salida es llevada a un divisor de tensión (...)	(...) la ganancia del amplificador generalmente se establece seleccionando un valor específico solo para la resistencia (Pág. 8, Párr. 0058).	(...) posee múltiples puntos de contacto, cada punto de contacto está conectado con una resistencia respectivamente, y la resistencia correspondiente a cada punto de contacto no es exactamente la misma. (Pág. 2 Reiv. 8)
---	---	---

Figura 12: Análisis de requisitos resistencias de ajuste

Las resistencias de ajuste permiten definir con precisión la frecuencia de corte del filtro Butterworth de octavo orden, garantizando que el sistema opere dentro del rango de banda correspondiente a las señales encefalográficas. Estas resistencias no forman parte del mecanismo de ganancia del amplificador, ya que la etapa de amplificación precede al proceso de filtrado, a diferencia de lo sugerido en D1. Asimismo, el documento D3 no contribuye con ningún elemento técnico o inventivo relevante en relación con la configuración o implementación del filtrado conforme a la reivindicación, los MAX291 son filtros pasabajos de condensador conmutado de 8º orden, que se pueden configurar en con frecuencias de esquina de 0,1 Hz a 25 kHz MAX291

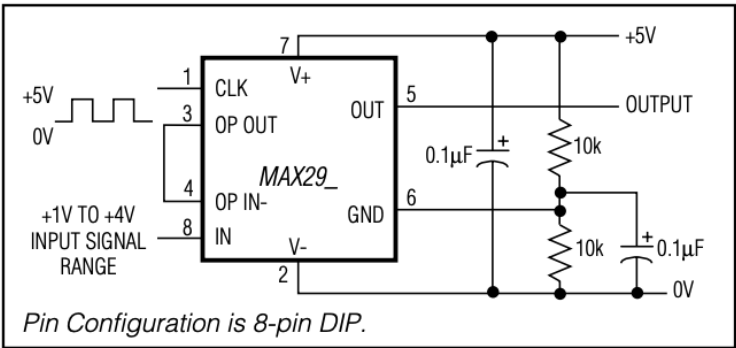


Figure 3. +5V Single-Supply Operation

Figura 13: Circuito de filtrado con alimentación simple.
Fuente Maxim Electronics

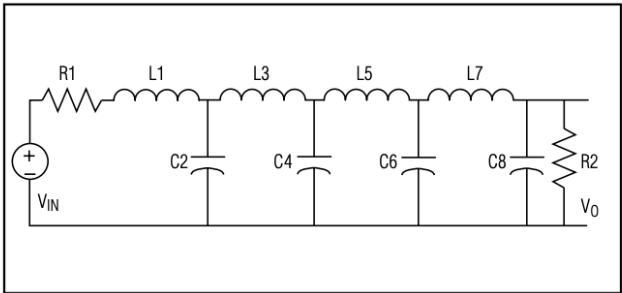


Figure 2. 8th-Order Ladder Filter Network

Figura 14: Configuración de filtrado con ajuste de capacitores
Fuente: Maxim Electronics



Las resistencias de ajuste (16) y (17) pertenecen a la configuración del filtro descrito anteriormente, y no tienen relación con las resistencias de selección de ganancia de la invención D1 y D2 puesto que la ganancia de dichos amplificadores se usa para el aumento de la amplitud de la señal filtrada mientras que para el filtro (13) es necesario el ajuste de la frecuencia de corte determinada por (16) y (17), esta etapa de filtrado es posterior al desplazamiento dispuesto por el amplificador en modo sumador (11) debido a que el rango de entrada del filtro(13) debe ser positiva, y con las configuraciones que integra (412) y (406) se tendrían voltajes dispuestos en los dos planos, positivo y negativo, estos valores no son soportados por la configuración del filtro (13) con soporte de (11), esa salida del filtro(13) va conectada a un divisor de tensión (15) que garantiza la amplitud máxima para la codificación posterior.

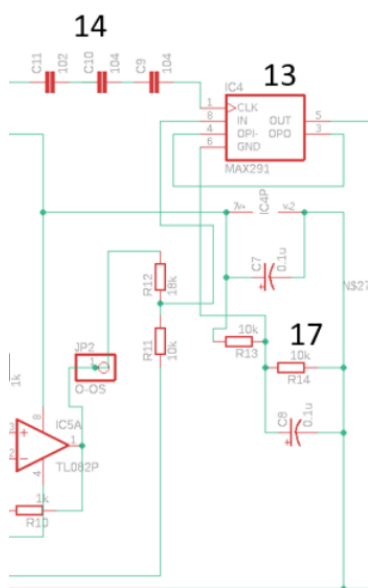


Figura 15: Circuito de selección de filtro y resistencias de ajuste de la invención.

Argumentos globales sobre el nivel inventivo

Como se ha evidenciado, la presente invención incorpora múltiples elementos diferenciadores que van más allá del uso de simples capacitores pasa bajas. La ausencia de estos elementos técnicos en los documentos D1 y D3 resalta la novedad de la propuesta y fortalece su carácter inventivo frente al estado del arte.

Se destaca la integración de un regulador de voltaje simétrico dual, que garantiza una alimentación estable y equilibrada para el amplificador instrumental de primera etapa. Esta configuración permite que la señal adquirida por los electrodos contenga componentes tanto en el cuadrante positivo como negativo, conservando la integridad de la forma de onda del biopotencial cerebral en las etapas posteriores.



El sistema incorpora un amplificador en configuración sumadora, cuya función es desplazar la señal al plano positivo sin alterar su morfología, corrigiendo así el nivel de referencia del plano negativo. Esta adecuación del nivel de voltaje facilita un correcto ingreso de la señal al filtro activo pasabajas, permitiendo la supresión eficiente de componentes de ruido y de aquellas frecuencias ajenas al espectro cerebral.

El rendimiento del filtrado se ve optimizado por la inclusión de resistencias de acople y ajuste, las cuales configuran el circuito en una topología Butterworth de octavo orden, garantizando una alta selectividad y estabilidad en la respuesta en frecuencia.

Estas características estructurales y funcionales no están presentes ni sugeridas de forma integrada en D1 ni en D3, lo que establece diferencias sustanciales en términos de solución técnica y nivel inventivo.

En cuanto las objeciones al método, estas deben revisarse acorde de nuevo ante los argumentos sobre los elementos del dispositivo. Se hace la respectiva corrección sobre el error material, ligando la 6 a la 5.

Por lo anterior se emite respuesta al oficio citado en el asunto.

Agradeciendo su gestión y quedando atentos a cualquier requerimiento adicional.

ALDO PARDO GARCÍA

Vicerector de Investigaciones

Universidad de Pamplona