

ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN

Comparación de los campos inducidos utilizando diferentes configuraciones de bobina durante la estimulación magnética transcraneal profunda

mai lu^{1*}, Shoogo Ueno²

1Laboratorio clave de Opt-Tecnología Electrónica y Control Inteligente del Ministerio de Educación, Universidad Lanzhou Jiaotong, Lanzhou, 730070, Provincia de Gansu, República Popular China, **2**Departamento de Física Cuántica Aplicada, Escuela de Graduados de Ingeniería, Universidad de Kyushu, Fukuoka 812-8581, Japón

* mai.lu@hotmail.com



Abstracto

La estimulación de estructuras cerebrales más profundas mediante la estimulación magnética transcraneal (TMS) desempeña un papel en el estudio de los mecanismos de recompensa y motivación, lo que puede ser beneficioso en el tratamiento de varios trastornos neurológicos y psiquiátricos. Sin embargo, aún se desconocen las distribuciones de campo eléctrico inducidas en el cerebro por estimulación magnética transcraneal profunda (dTMS). En este documento, la bobina de doble cono, la bobina H y la bobina de montaje circular Halo (HCA) que se han propuesto para dTMS se han diseñado numéricamente. Las distribuciones de densidad de flujo magnético, campo eléctrico inducido en un modelo de cabeza realista con base anatómica mediante la aplicación de bobinas dTMS se calcularon numéricamente mediante el método de impedancia. Los resultados se compararon con los de la bobina estándar en forma de ocho (Fo8). Los resultados de la simulación muestran que el doble cono, Las bobinas H- y HCA tienen una penetración de campo significativamente profunda en comparación con la bobina Fo8 convencional, a expensas de campos eléctricos inducidos más altos y más amplios en las regiones corticales superficiales. Las bobinas de doble cono y HCA tienen una mejor capacidad para estimular las subregiones profundas del cerebro en comparación con la bobina H. Mientras tanto, tanto las bobinas de doble cono como las HCA aumentan el riesgo de excitación del nervio óptico. Nuestros resultados sugieren que, si bien las bobinas dTMS ofrecen una nueva herramienta con potencial tanto para la investigación como para aplicaciones clínicas para trastornos psiquiátricos y neurológicos asociados con disfunciones de las regiones profundas del cerebro, la selección de la configuración de la bobina más adecuada para una aplicación clínica específica debe basarse en un equilibrio. evaluación entre profundidad de estimulación y focalidad. a expensas de campos eléctricos inducidos más altos y más amplios en las regiones corticales superficiales. Las bobinas de doble cono y HCA tienen una mejor capacidad para estimular las subregiones profundas del cerebro en comparación con la bobina H. Mientras tanto, tanto las bobinas de doble cono como las HCA aumentan el riesgo de excitación del nervio óptico. Nuestros resultados sugieren que, si bien las bobinas dTMS ofrecen una nueva herramienta con potencial tanto para la investigación como para aplicaciones clínicas para trastornos psiquiátricos y neurológicos asociados con disfunciones de las regiones profundas del cerebro, la selección de la configuración de la bobina más adecuada para una aplicación clínica específica debe basarse en un equilibrio. evaluación entre profundidad de estimulación y focalidad. a expensas de campos eléctricos inducidos más altos y más amplios en las regiones corticales superficiales. Las bobinas de doble cono y HCA tienen una mejor capacidad para estimular las subregiones profundas del cerebro en comparación con la bobina H. Mientras tanto, tanto las bobinas de doble cono como las HCA aumentan el riesgo de excitación del nervio óptico. Nuestros resultados sugieren que, si bien las bobinas dTMS ofrecen una nueva herramienta con potencial tanto para la investigación como para aplicaciones clínicas para trastornos psiquiátricos y neurológicos asociados con disfunciones de las regiones profundas del cerebro, la selección de la configuración de la bobina más adecuada para una aplicación clínica específica debe basarse en un equilibrio.

ACCESO ABIERTO

Citación: Lu M, Ueno S (2017) Comparación de los campos inducidos utilizando diferentes configuraciones de bobina durante la estimulación magnética transcraneal profunda. PLoS ONE 12(6): e0178422. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422>

Editor: Tifei Yuan, Universidad Normal de Nanjing, CHINA

Recibió: 9 de diciembre de 2016

Aceptado: 12 de mayo de 2017

Publicado: 6 de junio de 2017

Derechos de autor: ©2017 Lu, Ueno. Este es un artículo de acceso abierto distribuido bajo los términos de la [Licencia de atribución de Creative Commons](#), que permite el uso, la distribución y la reproducción sin restricciones en cualquier medio, siempre que se acredite el autor original y la fuente.

Declaración de disponibilidad de datos: Todos los datos relevantes están dentro del documento.

Fondos: Este trabajo cuenta con el apoyo en parte de la Fundación Nacional de Ciencias de la Naturaleza de China (Nº 51267010, 51567015) y en parte del Fondo de Ciencias de Gansu para Jóvenes Académicos Distinguidos (Nº 1308RJDA013). No se recibió financiación externa adicional para este estudio.

Conflicto de intereses: Los autores han declarado que no compita existen intereses.

Introducción

La estimulación magnética transcraneal (TMS) es una técnica para estimular el cerebro de forma no invasiva. Los campos magnéticos se producen al pasar una fuerte corriente a través de una bobina electromagnética colocada sobre el cuero cabelludo que, a su vez, induce un campo eléctrico y corrientes parásitas en el tejido cortical subyacente, lo que produce una despolarización axonal localizada. TMS se ha convertido en una herramienta importante en la investigación del cerebro y el tratamiento de diversos trastornos psiquiátricos y neurológicos.^{1–3} En principio, cualquier trastorno relacionado con el cerebro que esté asociado con actividad patológica de

sitios específicos del cerebro pueden tratarse con este método. El tratamiento de la depresión fue el primer objetivo terapéutico importante establecido para TMS [4]. Otras aplicaciones potenciales incluyen la esquizofrenia [5], Enfermedad de Parkinson [6], enfermedad de Alzheimer [7], y diversas adicciones [8–11]. En los últimos años se ha demostrado que la depresión es una enfermedad que afecta a múltiples regiones cerebrales [12, 13], que están asociados con los circuitos de recompensa [14, 15], como el núcleo accumbens (NA), el área del tegmento ventral (VTA), la amígdala y el cíngulo prefrontal medial. Estas áreas del cerebro normalmente se encuentran a profundidades de aproximadamente 6 a 7 cm. El TMS estándar con ronda [dieciséis] y Fo8 [17] se ha demostrado que las bobinas son eficaces en el tratamiento de la depresión con un objetivo común en la corteza prefrontal dorsolateral (DLPFC), que se suponía que estaba a una profundidad de 2 a 2,5 cm de la superficie de la cabeza. El tamaño del campo magnético generado por esta técnica no es suficiente para alcanzar las áreas corticales, subcorticales y límbicas más profundas. Por ello, a pesar de que la TMS superficial ha demostrado ser moderadamente eficaz en el tratamiento de la depresión resistente a los fármacos, se plantea la hipótesis de que los estímulos de la TMS profunda, que alcanzan una profundidad mucho mayor, pueden ser más eficaces a la hora de aumentar el efecto antidepressivo. Para estimular regiones neuronales más profundas, como las vías relacionadas con la recompensa, utilizando directamente la TMS tradicional, se necesitan intensidades de estimulación mucho más altas, ya que el campo eléctrico disminuye rápidamente en función de la profundidad del tejido. Sin embargo, incluso si las intensidades de estimulación pudieran incrementarse mucho en la fuente, el uso de TMS estándar a intensidades de estimulación tan altas no permite una estimulación segura y puede provocar efectos secundarios no deseados. Estas limitaciones han llevado al desarrollo de nuevos diseños de bobinas adecuados para dTMS, lo que permite la estimulación directa de regiones cerebrales mucho más grandes y profundas mediante una reducción significativa de la tasa de decaimiento. En la última década, existen varias configuraciones de bobinas potencialmente adecuadas para dTMS: bobinas de doble cono, H- y HCA. lo que permite la estimulación directa de regiones cerebrales mucho más grandes y profundas mediante una reducción significativa de la tasa de descomposición. En la última década, existen varias configuraciones de bobinas potencialmente adecuadas para dTMS: bobinas de doble cono, H- y HCA. lo que permite la estimulación directa de regiones cerebrales mucho más grandes y profundas mediante una reducción significativa de la tasa de descomposición. En la última década, existen varias configuraciones de bobinas potencialmente adecuadas para dTMS: bobinas de doble cono, H- y HCA.

La bobina de doble cono se puede considerar como una bobina Fo8 más grande con un ángulo fijo de aproximadamente 95 grados entre las dos alas [18]. La estimulación de regiones a una profundidad de 3–4 cm, como el área motora de la pierna, se puede lograr utilizando la bobina de doble cono [19]. También se ha utilizado para la activación directa del suelo pélvico y la representación motora de las extremidades inferiores en la fisura interhemisférica, así como para la activación transináptica de la corteza cingulada anterior a través de la estimulación de la corteza frontal medial [20].

Otro diseño de bobina para dTMS se llama bobina H [21–24]. La bobina H estaba compuesta por una porción de base que corría tangencial al cuero cabelludo y porciones de retorno extraídas de la cabeza. La bobina con patrones de bobinado complicados y dimensiones más grandes está diseñada para generar la suma del campo eléctrico en una región específica del cerebro a una profundidad de 4 a 6 cm al ubicar los elementos de la bobina en diferentes lugares alrededor de esta región, todos los cuales tienen un componente de corriente común. que inducen un campo eléctrico en la dirección deseada.

Se desarrolló una familia de diseños de bobinas dTMS llamada bobina Halo, una gran bobina circular capaz de colocarse alrededor de la cabeza para proporcionar un campo eléctrico subumbral en los tejidos cerebrales profundos. Se ha propuesto trabajar con la bobina circular convencional en la parte superior del cabezal. La bobina de montaje circular Halo (bobina HCA) permite la estimulación del cerebro a mayor profundidad con mayor flexibilidad que la que se puede lograr actualmente con la bobina redonda convencional [25, 26]. Con el fin de estimular las regiones más profundas del cerebro mientras se reduce el campo eléctrico en las regiones corticales superficiales, también se desarrollaron las bobinas coaxiales circulares (CC) [27, 28].

Entre los diseños de bobinas dTMS mencionados anteriormente, tanto las bobinas de doble cono como las bobinas H se han utilizado en aplicaciones clínicas prácticas [29–31]. Sin embargo, no se ha implementado ningún estudio para comparar las distribuciones de campo en tejidos cerebrales profundos por bobinas de doble cono, H- y HCA en el mismo modelo de cabeza realista. En el presente trabajo, utilizamos el método de impedancia para calcular numéricamente el campo eléctrico inducido en un modelo de cabeza realista mediante el empleo de bobinas de doble cono, H- y HCA, y los resultados se compararon con los de la bobina Fo8 convencional. Primero examinamos las características de la densidad de flujo magnético (campo B) en el modelo de la cabeza empleando las cuatro bobinas e investigamos las características del campo B en las subregiones profundas del cerebro. Entonces nosotros

analizó el impacto de las configuraciones de las bobinas en el campo eléctrico inducido (campo E) en la superficie de la materia gris (GM) y la materia blanca (WM), así como en subregiones cerebrales profundas. Dado que las bobinas, especialmente las bobinas H y HCA, se colocaron alrededor de la cabeza, cerca de ambas cejas, surgió la preocupación por la seguridad acerca de la excitación de los tejidos visuales. Por lo tanto, nos centramos en investigar el campo E inducido en los tejidos del globo ocular y el nervio óptico mediante el uso de diferentes diseños de bobinas.

Métodos

Diseño de bobina

Se han diseñado numéricamente tres diseños de bobina para dTMS como se muestra en [Figura 1](#), donde [Figura 1 \(a\)–1 \(c\)](#) muestre la bobina de doble cono, la bobina H y la bobina Halo que se colocan en la superficie del modelo de la cabeza. Para comparación, [figura 1\(d\)](#) muestra la bobina Fo8 modelada.

La bobina de doble cono estaba compuesta por dos grandes bobinas circulares con un ángulo fijo (95 grados) entre ellas. Los radios interior y exterior de las alas circulares son de 20 mm y 70 mm, respectivamente. El número de vueltas de cable en cada ala es 10. La bobina H estaba compuesta por partes de base y de retorno. La bobina está diseñada para minimizar la estimulación no intencionada de partes del cerebro, al mismo tiempo que reduce la acumulación de cargas superficiales. La bobina Halo de 5 vueltas tiene radios interior y exterior de 138 y 150 mm, respectivamente. Se opera simultáneamente con una bobina circular típica de 90 mm de diámetro medio y 14 vueltas ubicada 100 mm por encima de la bobina Halo. A modo de comparación, también hemos modelado la bobina en forma de ocho. Los radios interior y exterior de las alas circulares son de 10 mm y 50 mm, respectivamente. El número de vueltas de alambre en cada ala es 10.

modelo de cabeza realista

El modelo de cabeza realista se obtuvo de un modelo de hombre (Duke, hombre de 34 años) desarrollado por el proyecto Virtual Family [32]. El modelo de cabeza consta de 36 tipos diferentes de tejidos, incluidas varias regiones cerebrales profundas importantes, como el tálamo, el hipocampo, la protuberancia, etc. El modelo de cabeza está compuesto por 10 millones de vóxeles cúbicos con una resolución de 1 mm. [Figura 2](#) muestra el modelo de cabeza con transparencia de músculo, cráneo, GM, WM, cerebelo y tejidos visuales.

Conductividad tisular y método numérico

La conductividad eléctrica de los tejidos de la cabeza se modela utilizando el modelo de cuatro Cole-Cole [33]. En este modelo, se modelan los tejidos de la cabeza sujetos a un campo eléctrico con frecuencia angular.

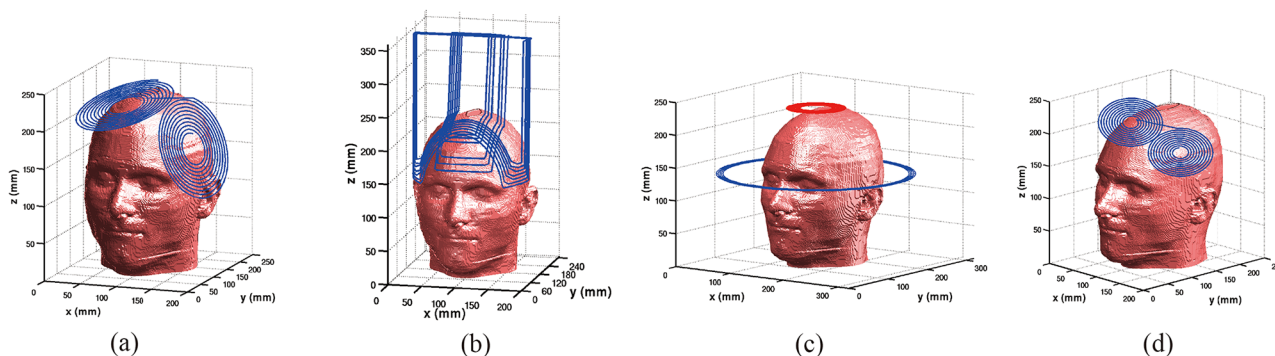


Fig 1. Modelo de cabeza realista con bobinas (a) Bobina de doble cono, (b) Bobina H, (c) Bobina HCA y (d) Bobina Fo8.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.g001>

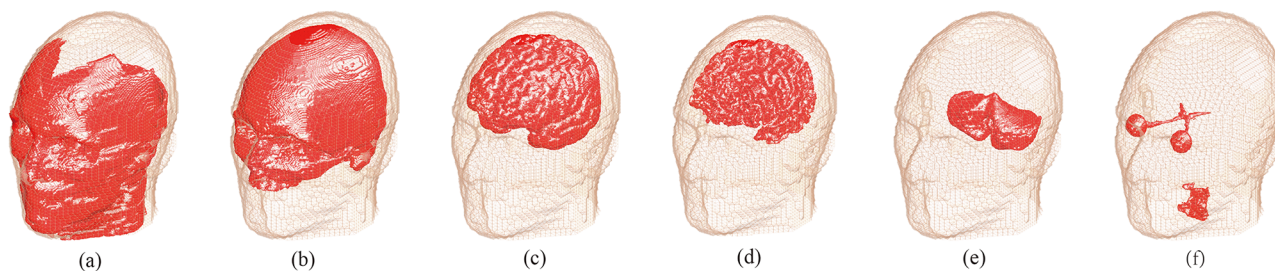


Fig 2. Transparencia de los tejidos de la cabeza (a) Músculo, (b) Cráneo, (c) Sustancia gris (d) Sustancia blanca, (e) Cerebelo y (f) Globo ocular con nervios visuales.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.g002>

por la teoría de la relajación y la conductividad del tejido se puede calcular ajustando las medidas experimentales [34–36]. En el modelo de cabeza actual, dado que el número de tipos de tejido es mayor que el de la lista original de Gabriel [36], se han simulado varios tejidos en el modelo de la cabeza con conductividades de tejidos similares (es decir, el tálamo, el hipocampo, la protuberancia, etc. tienen la misma conductividad que la materia gris del cerebro). Las conductividades de los tejidos de la cabeza utilizados en las simulaciones se muestran en [tabla 1](#).

El modelo de la cabeza se describió utilizando una cuadrícula cartesiana 3D uniforme y está compuesto por 10 millones de vóxeles cúbicos. Suponiendo que las conductividades eléctricas son isotrópicas y constantes en todas las direcciones en cada vóxel, el modelo de cabeza se representa como una red 3D de impedancias. Los campos magnéticos y los campos eléctricos inducidos se calcularon utilizando el método de impedancia

Tabla 1. Conductividades de los tejidos (f = 2381 Hz).

Tejido	Conductividad σ [S/m]	Tejido	Conductividad σ [S/m]
Arteria	7.00e-01	hipotálamo	5.26e-01
Sangre. Buque	3.10e-01	Mandíbula	2.03e-02
Cartílago	1.75e-01	Médula ósea	2.44e-03
Cerebelo	1.24e-01	MES* ₃	4.65e-01
LCR	2.00e+00	Mesencéfalo	4.65e-01
CALIFORNIA* ₁	6.44e-02	Mucosa	8.46e-04
PC* ₂	6.44e-02	Músculo	3.31e-01
Tejido conectivo	2.04e-01	Nervio	3.04e-02
cartilago de la oreja	1.75e-01	Cuerpo pineal	5.26e-01
piel de la oreja	2.00e-04	Puente de Varolio	4.65e-01
Ojo-córnea	4.25e-01	Piel	2.00e-04
Lente de contacto	3.31e-01	Cráneo	2.03e-02
Ojo-esclerótica	5.07e-01	Médula espinal	3.04e-02
Ojo-vítreo-humor	1.50e+00	Dientes	2.03e-02
GORDO	2.32e-02	tálamo	1.04e-01
materia gris	1.04e-01	Lengua	2.76e-01
Hipocampo	1.04e-01	Vena	7.00e-01
Hipófisis	5.26e-01	Materia blanca	6.44e-02

*₁CA: comisura anterior;

*₂CP: Comisura-posterior;

*₃MO: bulbo raquídeo.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.t001>

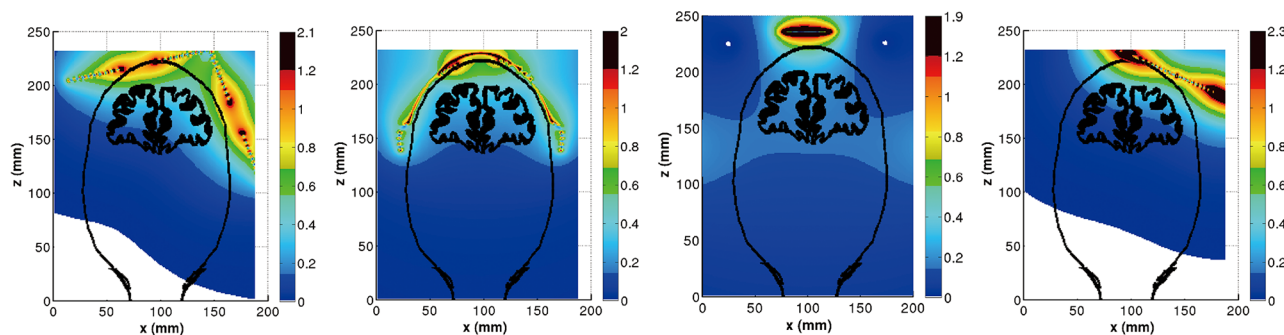


Fig 3. Distribución del campo B (Tesla) con el contorno del cuero cabelludo y GM en el corte coronal de $y = 80$ mm. (a) Bobina de doble cono, (b) Bobina H, (c) Bobina HCA y (d) Bobina Fo8.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.g003>

[37–39]. Hemos empleado con éxito el método de impedancia en el modelado de estimulación cerebral y dosimetría electromagnética [40, 41].

Resultados

La distribución del campo B en el corte coronal ($y = 80$ mm) para bobinas de doble cono, H-, HCA y Fo8 se muestra en [Figura 3\(a\)–3\(d\)](#). Los contornos del cuero cabelludo y la materia gris también se incluyeron en cada una de las figuras. Como era de esperar, se presenta un mayor campo magnético en la superficie de la bobina. Sin embargo, el campo B decae rápidamente. Se encontró que la profundidad de la estimulación en el cerebro aumentó significativamente con la bobina de doble cono, H- y HCA ([Figura 3\(a\)–3\(c\)](#)) en comparación con el de la bobina Fo8 ([figura 3\(d\)](#)).

A continuación se muestra una comparación cuantitativa del campo B a lo largo de las líneas de prueba a diferentes profundidades en el mismo corte coronal de $y = 80$ mm. [Figura 4](#). Para la profundidad de 35 mm ([Figura 4\(a\)](#)), los valores máximos de B-field en tejidos cerebrales se obtuvieron mediante bobina de doble cono. El campo B producido por la bobina H es más pequeño que el de la bobina de doble cono, pero más grande que el de la bobina HCA. El campo B producido por la bobina Fo8 también es más grande que el de la bobina HCA en parte de los tejidos de la cabeza. Para la profundidad de 65 mm ([figura 4\(b\)](#)), ambas bobinas H- y HCA produjeron el campo B más grande en la parte central de

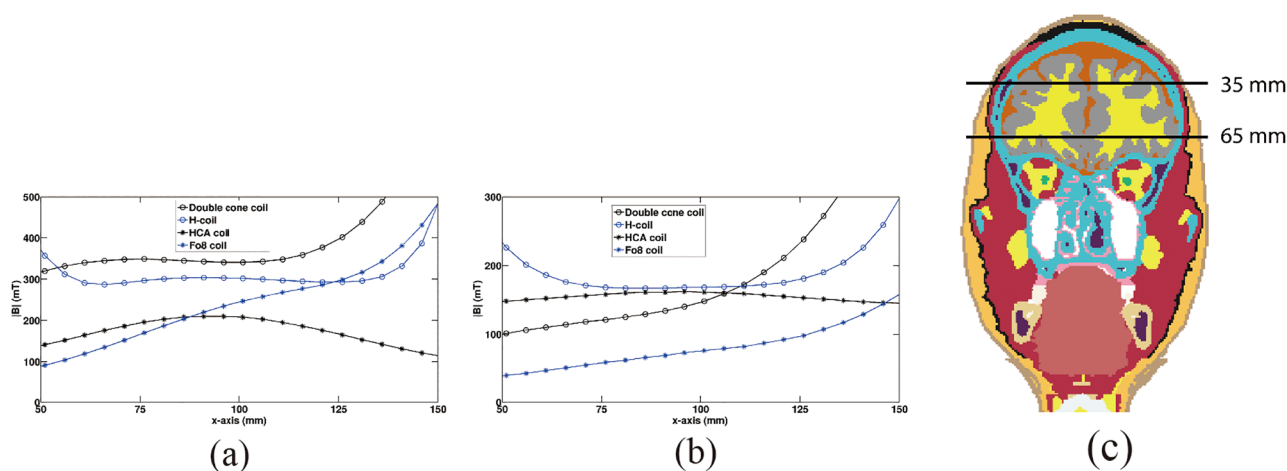


Fig 4. Comparación del campo B a lo largo de las líneas de prueba. (a) la línea de prueba se ubica a una profundidad de 35 mm, (b) la línea de prueba se ubica a una profundidad de 65 mm y (c) corte de tejido en el plano coronal ($y = 80$ mm) con dos líneas de prueba a diferentes profundidades.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.g004>

Tabla 2. Valores máximos de densidad de flujo magnético (mT) en subregiones cerebrales profundas.

	Bobina de doble cono	bobina H	bobina HCA	bobina Fo8
Cerebelo	49	75	161	dieciséis
Comisura-Anterior	101	130	172	38
Comisura-Posterior	54	98	157	19
Hipocampo	101	98	155	31
Hipófisis	77	104	149	28
hipotálamo	83	111	156	30
Medalla-Oblongada	22	50	119	8
Mesencéfalo	80	109	162	28
Cuerpo pineal	50	96	157	18
Puente de Varolio	52	81	140	18
tálamo	102	134	184	36

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.t002>

el cerebro. Sin embargo, la bobina de doble cono todavía producía el campo B más grande en el tejido de la cabeza que estaba ubicado justo debajo de la bobina.

Los valores máximos del campo B en las principales subregiones del cerebro para bobinas de doble cono, H-, HCA y Fo8 se presentan en [Tabla 2](#). Se encontró que el alto valor del campo magnético en las subregiones del cerebro siempre se presenta por la bobina HCA.

La comparación de la distribución del campo eléctrico en las superficies de GM y WM para las cuatro bobinas se muestra en [higo 5](#). Las superficies GM y WM se representaron con color rojo, mientras que las

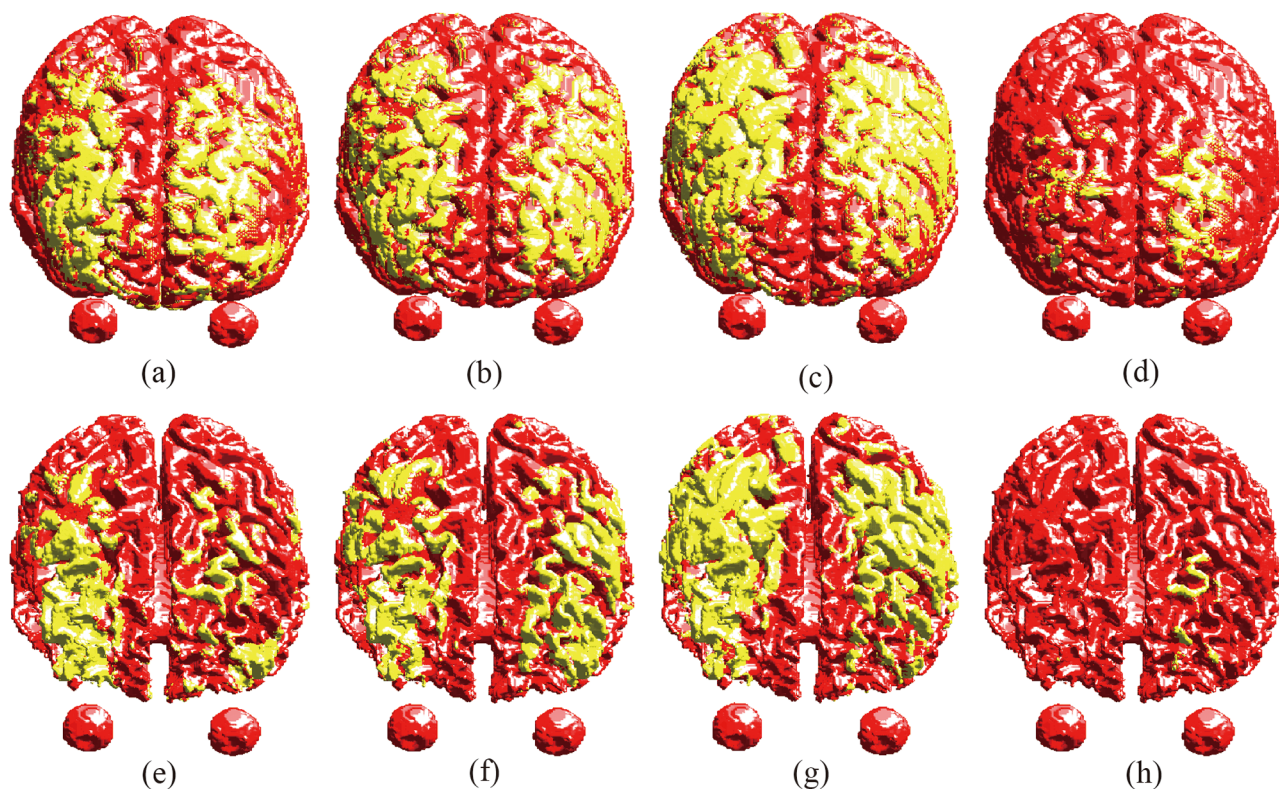


Fig. 5. Distribuciones de campo eléctrico en las superficies corticales. Fila superior: materia gris, bobina de doble cono (a), bobina H (b), bobina HCA (c) y bobina Fo8 (d). Fila inferior: sustancia blanca, bobina de doble cono (e), bobina H (f), bobina HCA (g) y bobina Fo8 (h).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.g005>

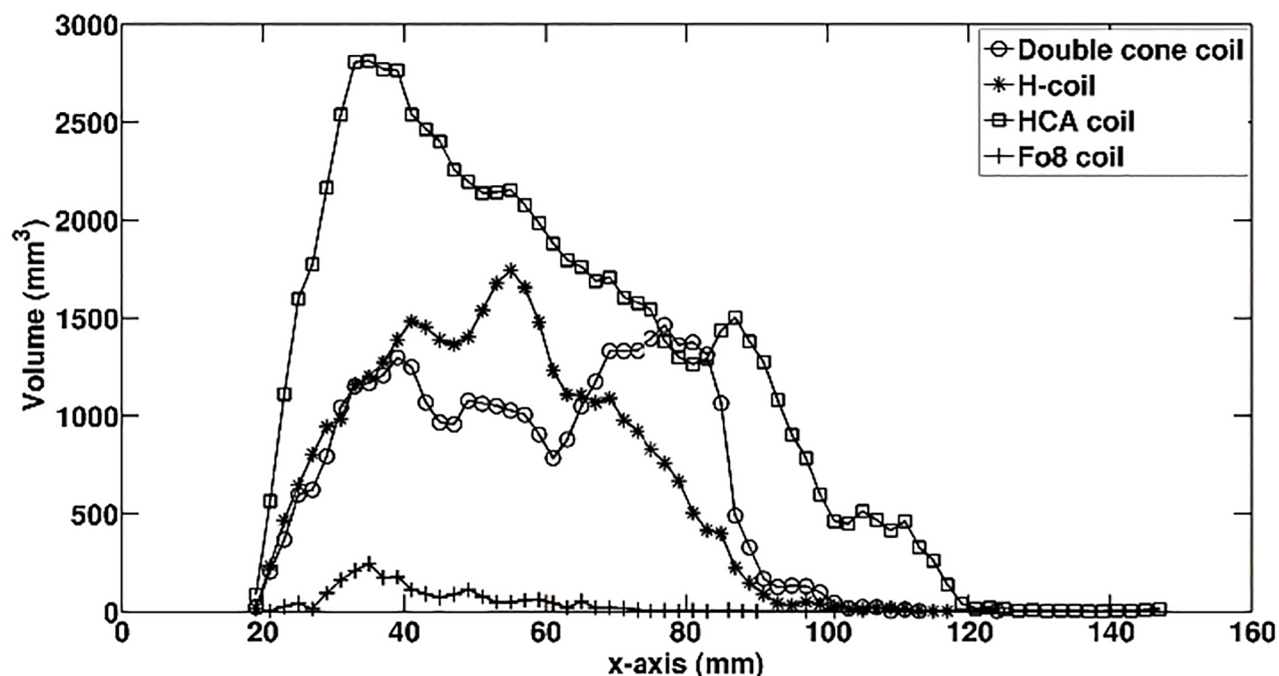


Fig. 6. Relación entre el volumen del tejido cerebral con $E > 100$ V/m y las profundidades de penetración del campo.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.g006>

la magnitud del campo eléctrico superior a 100 V/m (umbral de excitación neuronal) se representó en color amarillo. Se puede encontrar que las bobinas de doble cono, H- y HCA inducen campos eléctricos en un área amplia en las superficies de GM y WM. Especialmente para la bobina HCA, produce un amplio campo eléctrico en la periferia de las superficies GM y WM. En comparación con estas bobinas dTMS, la bobina Fo8 induce campos eléctricos mucho más focales.

figura 6 muestra la dependencia del volumen cerebral con campos eléctricos más allá de 100 V/m de la distancia desde el vértice de la cabeza. Se puede encontrar que la bobina HCA tiene una penetración de profundidad significativa. También muestra que el campo eléctrico decae mucho más lentamente. Sin embargo, el potencial de volumen del tejido cerebral estimulado por la bobina HCA es mayor en comparación con la bobina de doble cono y la bobina H. Se observó claramente que la bobina de Fo8 presenta estimulación muy focal en regiones corticales superficiales.

figura 7 muestra el campo E en los tejidos cerebrales a lo largo de las líneas de prueba a diferentes profundidades del cuero cabelludo en un corte coronal de $y = 80$ mm en la dirección medial lateral para las cuatro bobinas. Se puede encontrar el

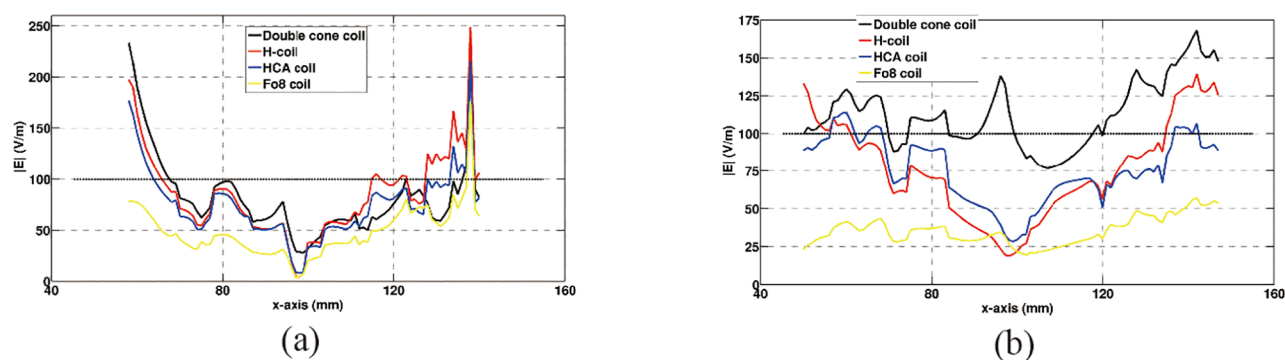


Fig. 7. Comparación del campo eléctrico en tejidos cerebrales a diferentes profundidades.(a) profundidad de 35 mm y (b) profundidad de 65 mm.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.g007>

Tabla 3. Campo eléctrico máximo (V/m) en subregiones cerebrales.

	Bobina de doble cono	bobina H	bobina HCA	bobina Fo8
Cerebelo	79.1	103.4	319.0	133.3
Comisura-Anterior	85.2	10.3	21.9	22.2
Comisura-Posterior	4.2	6.1	10.1	5.1
Hipocampo	73.8	80.9	120.8	22.5
Hipófisis	129.6	49.6	81.3	43.2
hipotálamo	134.3	17.6	32.7	35.3
Medalla-Oblongada	16.1	12.9	35.0	2.5
Mesencéfalo	69.9	33.5	56.2	15.3
Cuerpo pineal	15.2	10.0	12.8	4.1
Puente de Varolio	5.0	18.3	34.6	98.2
tálamo	86.2	28.7	47.7	21.7

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.t003>

Las curvas se ven similares para las bobinas de doble cono, H- y HCA a una profundidad de 35 mm (Figura 7(a)). El campo eléctrico más allá de 100 V/m se presentó en la región exterior del cerebro. Sin embargo, para la profundidad de 65 mm (figura 7(b)), solo el doble cono produce un campo eléctrico más grande que 100 V/m tanto en las regiones internas como externas del cerebro.

Tabla 3 presenta el máximo campo eléctrico inducido en las subregiones profundas del cerebro mediante la aplicación de bobinas de doble cono, H-, HCA y Fo8. Se puede encontrar que el campo eléctrico máximo en las subregiones del cerebro es producido por el doble cono o la bobina HCA. La bobina H produce campos eléctricos más pequeños en estas subregiones profundas del cerebro.

Dado que las bobinas, como las bobinas H y HCA, se colocaron alrededor de la cabeza, cerca de ambos arcos oculares, surgió la preocupación de seguridad sobre la excitación de los tejidos visuales. higo 8 muestra la distribución del campo eléctrico en el globo ocular y los nervios ópticos empleando las cuatro bobinas. Los cortes se colocaron en el plano de la sección transversal, a 92 mm de profundidad desde la parte superior de la cabeza. Se observó claramente que los campos eléctricos en el nervio óptico son mayores que en los tejidos del globo ocular para cuatro bobinas. Tanto para bobinas de doble cono como HCA, ya que los campos eléctricos máximos en el nervio óptico son 144 V/m y 97 V/m, respectivamente, más allá o muy cerca de 100 V/m del umbral de estimulación de la neurona. Sugiere un mayor riesgo de excitación del nervio óptico al usar doble cono y bobina HCA.

Discusiones

TMS se basa en el principio de la inducción electromagnética. Una bobina de estimulación produce un campo magnético transitorio en el cerebro que induce un campo eléctrico en el tejido conductor. La mayor parte de la literatura anterior se centró en los campos eléctricos inducidos en los tejidos cerebrales. Se ha publicado poca información sobre la distribución del campo B producido por bobinas TMS estándar.

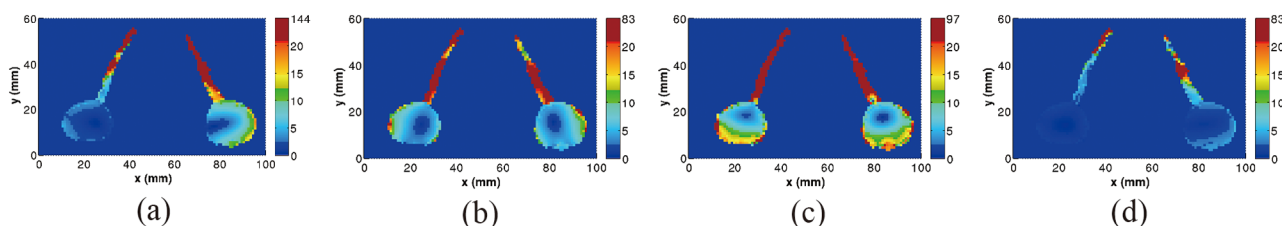


Fig. 8. Comparación de la distribución del campo eléctrico (V/m) en el tejido del globo ocular y el nervio óptico para bobina de doble cono (a), bobina H (b), bobina HCA (c) y bobina Fo8 (d).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178422.g008>

excepto por estudios recientes [42]. En nuestro presente estudio, primero investigamos la variación espacial del campo B producido por las bobinas dTMS. Hemos observado que las tres bobinas dTMS producen regiones de campo B relativamente fuerte en regiones profundas del cerebro en comparación con la bobina Fo8 (ver Fig. 3). Esto implica que la estimulación de los tejidos cerebrales profundos se debe a este fuerte campo.

Deng et al [43]. Sin embargo, dado que la geometría de la cabeza humana es obviamente significativamente diferente del modelo de cabeza esférica, la forma de la superficie de la cabeza varía para el modelo de cabeza individualizado, y la heterogeneidad y anisotropía del tejido cerebral no se tuvieron en cuenta en el modelo esférico, el campo eléctrico obtenido en el modelo de cabeza esférica no podía representar la situación real. En este estudio, presentamos la comparación del campo eléctrico inducido en un modelo de cabeza realista mediante el empleo de bobina de doble cono y bobina H que se han empleado en aplicaciones clínicas para el tratamiento de varios trastornos neuropsiquiátricos, y la bobina HCA que es prometedora para dTMS, con estructura flexible para profundidad de estimulación ajustable. Estas tres bobinas dTMS mejoran notablemente la profundidad de estimulación a expensas de una focalidad reducida en comparación con la bobina Fo8 convencional (ver higo 5). Especialmente para la bobina HCA, el volumen del tejido cerebral con $E > 100$ V/m es mucho mayor que el de las bobinas H y de doble cono (ver higo 6). A una profundidad de 30 a 40 mm, el volumen cerebral estimulado por encima del umbral es casi el mismo tanto para el doble cono como para las bobinas H (ver higo 6). Teniendo en cuenta el hecho de que la bobina de doble cono se desarrolló originalmente para estimular el área motora de la pierna, que tiene una profundidad de 3 a 4 cm. Se espera que la bobina H también se pueda emplear para estimular esta área. A una profundidad de 40 a 60 mm, el volumen cerebral estimulado por encima del umbral por la bobina H es mayor que el de la bobina de doble cono. Lo que implica que la focalidad de estimulación de la bobina de doble cono es mejor que la de la bobina H a esta profundidad. A una profundidad de 60 a 80 mm, el volumen cerebral estimulado por encima del umbral por la bobina H disminuye rápidamente. Mientras que aumenta para la bobina de doble cono. Este resultado está de acuerdo con un estudio previo [44], donde los autores han encontrado que la bobina de doble cono genera una estimulación más profunda en comparación con la Hcoil.

En este artículo se presenta una comparación detallada del campo B y el campo E en un modelo de cabeza realista entre las bobinas dTMS y la bobina Fo8 estándar. Se encontró que se presenta un campo B más alto en la superficie de la bobina tanto para dTMS como para bobinas estándar. Sin embargo, el campo B decae lentamente alejándose de la superficie de la bobina para las bobinas dTMS en relación con la bobina Fo8 (Fig. 3). Por esta razón, las bobinas dTMS generan un campo eléctrico más fuerte que penetra más profundamente y estimula una porción más amplia del cerebro en comparación con la bobina Fo8 estándar.

Hubo varias limitaciones en el estudio actual. En primer lugar, los resultados de este documento se basan en el modelo de cabeza realista con propiedades de tejido isotrópico. La anisotropía del tejido, en particular de la sustancia blanca, debe incorporarse en un modelo de cabeza realista que muestre un campo eléctrico inducido más preciso en los tejidos cerebrales. En segundo lugar, la distribución del campo E en los tejidos cerebrales no se optimizó ya que solo se implementó un conjunto de parámetros de bobina y corriente. Planeamos estudiar la influencia del campo inducido variando los parámetros de la bobina, sus posiciones relativas y diferentes esquemas de corriente de pulso para mejorar la focalidad de la estimulación en regiones específicas del cerebro profundo que están correlacionadas con trastornos neurales específicos.

Conclusiones

En este documento, se han diseñado numéricamente los diseños de bobina típicos, como las bobinas de doble cono, H- y HCA que se emplearon para dTMS. Las distribuciones 3D de densidad de flujo magnético, campo eléctrico inducido en un modelo de cabeza realista utilizando bobinas dTMS se obtuvieron mediante el método de impedancia. Los resultados se compararon con los de la bobina Fo8. Se descubrió que las bobinas de doble cono, H- y HCA obtienen una penetración más profunda del campo eléctrico al reducir la tasa de decaimiento del campo en función de la distancia, lo que inevitablemente induce una mayor y más amplia dispersión eléctrica.

campos en regiones corticales superficiales. Tanto las bobinas de doble cono como las HCA tienen una mejor capacidad para estimular las subregiones profundas del cerebro, pero con el riesgo de excitación del nervio óptico. La bobina H, por el contrario, tiene menos profundidad de penetración en comparación con las bobinas de doble cono y HCA. En la aplicación dTMS, dado que no existe una configuración de bobina que sea capaz de lograr una estimulación profunda con una facilidad mejorada, la selección de la configuración de bobina más adecuada debe basarse en un equilibrio entre la profundidad y la focalidad de la estimulación.

Expresiones de gratitud

Este trabajo cuenta con el apoyo en parte de la Fundación Nacional de Ciencias de la Naturaleza de China (Nº 51267010, 51567015) y en parte del Fondo de Ciencias de Gansu para Jóvenes Académicos Distinguidos (Nº 1308RJD013). No se recibió financiación externa adicional para este estudio.

Contribuciones de autor

Conceptualización:ML SU.

Curación de datos:ML.

Análisis formal:ML SU.

Adquisición de fondos:ML.

Investigación:ML SU.

Metodología:ML SU.

Administración de proyecto:ML.

Recursos:ML.

Software:ML.

Supervisión:ML.

Validación:ML.

Visualización:ML.

Redacción – borrador original:ML.

Redacción – revisión y edición:ML SU.

Referencias

1. Walsh V, Pascual-Leone A. Estimulación magnética transcraneal A Neurocronometría de la mente. Prensa del MIT; 2003.
2. George MS, Belmaker RH. Estimulación Magnética Transcraneal en Psiquiatría Clínica. (Primera edición). Arlington, TX: Publicaciones psiquiátricas estadounidenses.; 2007.
3. Holtzheimer PE, McDonald WM. Una guía clínica para la estimulación magnética transcraneal. Prensa de la Universidad de Oxford.; 2014.
4. McNamara B, Ray JL, Arthurs OJ, Boniface S. Estimulación magnética transcraneal para la depresión y otros trastornos psiquiátricos. Psicología Med. 2001 octubre; 31(7):1141–1146.<https://doi.org/10.1017/S0033291701004378> IDPM:11681540
5. Prikryl R, Ustohal L, Prikrylova KH, Kasperek T, Venclikova S, Vrzalova M, et al. Un análisis detallado del efecto de la estimulación magnética transcraneal repetitiva sobre los síntomas negativos de la esquizofrenia: un ensayo doble ciego. Esquizofre Res. 2013 septiembre; 149(1–3):167–73.<https://doi.org/10.1016/j.schres.2013.06.015> IDPM:23810122

6. Fregni F, Simon DK, Wu A y Pascual-Leone A. Estimulación cerebral no invasiva para la enfermedad de Parkinson: revisión sistemática y metanálisis de la literatura. *J. Neurol. neurocirugía psiquiatra* 2005 DIC; 76(12):1614–1623. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2005.069849> IDPM:16291882
7. Ferreri F, Pasqualetti P, Maatta S, Ponzo D, Guerra A, Bressi F, et al. Excitabilidad de la corteza motora en la enfermedad de Alzheimer: un estudio de estimulación magnética transcraneal. *Ana Neurol.* 2003 ENE; 53(1):102–108. <https://doi.org/10.1002/ana.10416> IDPM:12509853
8. Li X, Hartwell KJ, Owens M, Lematty T, Borckardt JJ, Hanlon CA, et al. La estimulación magnética transcraneal repetitiva de la corteza prefrontal dorsolateral reduce el ansia de señales de nicotina. *Psiquiatría Biol.* 2013 abril; 73(8):714–720. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2013.01.003> IDPM:23485014
9. Politi E, Fauci E, Santoro A, Smeraldi E. Las sesiones diarias de estimulación magnética transcraneal en la corteza prefrontal izquierda reducen gradualmente el ansia de cocaína. *Soy adicto a J.* 2008 julio-agosto; 17(4):345–346. <https://doi.org/10.1080/10550490802139283> IDPM:18612892
10. Shen Y, Cao XY, Tan T, Shan CL, Wang YJ, Pan JB, et al. La estimulación magnética transcraneal repetitiva de 10 Hz de la corteza prefrontal dorsolateral izquierda reduce el ansia de heroína en los adictos a largo plazo. *Psiquiatría Biol.* 2016 agosto; 80(3):e13–e14. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2016.02.006> IDPM:26995024
11. Shen Y, Cao XY, Shan CL, Dai WJ, Yuan TF. La adicción a la heroína afecta la plasticidad cortical humana. *Psiquiatría Biol.* 2017 junio; 81(7):e49–e50. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2016.06.013> IDPM:27567311
12. Manji HK, Drevets WC, Charney DS. La neurobiología celular de la depresión. *Nat Med.* 2001 mayo; 7(5):541–547. <https://doi.org/10.1038/87865> IDPM:11329053
13. Nemeroff CB. Avances recientes en la neurobiología de la depresión. *Bol de Psicofarmacología.* 2002 febrero; 36 (Suplemento 2): 6–23. IDPM:12490820
14. Breiter HC, Rosen BR. Imágenes de resonancia magnética funcional del circuito de recompensa del cerebro en el ser humano. *Ann NY Acad Sci.* 1999 junio; 877(1):523–547. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1999.tb09287.x> IDPM:10415669
15. Nestler EJ, Carlezon WA Jr.. El circuito de recompensa de la dopamina mesolímbica en la depresión. *Psiquiatría Biol.* junio de 2006; 59(12):1151–1159. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2005.09.018> IDPM:16566899
- dieciséis.** Barker AT, Jalinous R y Freeston IL. Estimulación magnética no invasiva de la corteza motora humana. *Lanceta.* 1985 mayo; 1:1106–1107. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(85\)92413-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(85)92413-4) IDPM:2860322
17. Ueno S, Tashiro T, Harada K. Estimulación localizada de tejidos neurales en el cerebro por medio de una configuración emparejada de campos magnéticos variables en el tiempo. *Aplicación J. física* noviembre de 1988; 64(10):5862–5864. <https://doi.org/10.1063/1.342181>
18. Lontis ER, Voigt M, Struijk JJ. Evaluación de la focalidad en la estimulación magnética transcraneal con bobinas dobles y cónicas. *J. Clin. Neurofisiol.* 2006 octubre; 23(5):462–471. <https://doi.org/10.1097/01.wnp.0000229944.63011.a1> IDPM:17016158
19. Kakuda W, Abo M, Nakayama Y, Kiyama A, Yoshida H. EMTr de alta frecuencia con una bobina de doble cono para trastornos de la marcha. *Análisis Acta Neurol.* 2013 agosto; 128(2):100–106. <https://doi.org/10.1111/ane.12085> IDPM:23398608
20. Kreuzer PM, Schecklmann M, Lehner A, Wetter TC, Poepl TB, Rupprecht R, et al. El ensayo piloto de ACDC: dirigido al cíngulo anterior mediante rTMS de bobina de doble cono para el tratamiento de la depresión. *Estímulo cerebral.* 2015 Mar-Abr; 8(2):240–246. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2014.11.014> IDPM:25541389
21. Yoth Y, Zangen A, Hallett M. Un diseño de bobina para la estimulación magnética transcraneal de las regiones profundas del cerebro. *J Clin Neurofisiol.* 2002 agosto; 19(4):361–370. <https://doi.org/10.1097/00004691-200208000-00008>
22. Yoth Y, Amir A, Levkovitz Y, Zangen A. Distribución tridimensional del campo eléctrico inducido en el cerebro por estimulación magnética transcraneal usando figura-8 y bobina de bobinas H profundas. *J Clin Neurofisiol.* 2007 febrero; 24(1):31–38
23. Huang YZ, Sommer M, Thickbroom G, Hamada M, Pascual-Leone A, Paulus W, et al. Consenso: Nuevas metodologías para la estimulación cerebral. *Estímulo cerebral.* 2009 enero; 2(1):2–13. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2008.09.007> IDPM:20633398
24. Harel EV, Zangen A, Roth Y, Reti I, Braw Y, Levkovitz Y. Estimulación magnética transcraneal repetitiva con bobina H para el tratamiento de la depresión bipolar: un estudio adicional, de seguridad y de viabilidad. *Psiquiatría Mundial J Biol.* 2011 marzo; 12(2):119–126. <https://doi.org/10.3109/15622975.2010.510893> IDPM:20854181
25. Crowther LJ, Markatos P, Williams PI, Melikhov Y, Jiles DC. Estimulación magnética transcraneal: diseño de bobina mejorado para la investigación profunda del cerebro. *Aplicación J. física* 2011 abril; 109(7):07B314. <https://doi.org/10.1063/1.3563076>
26. Meng Y, Hadimani RL, Crowther LJ, Xu Z, Qu J, Jiles DC. Estimulación magnética transcraneal cerebral profunda mediante el sistema variable "Halo coil". *Aplicación J. física* 2015 marzo; 117(7):17B305. <https://doi.org/10.1063/1.4913937>
27. Lu M, Ueno S. Simulación numérica de estimulación magnética transcraneal profunda mediante múltiples bobinas circulares. *Procedimientos IFMBE.* 2014; 41:1663–1666. https://doi.org/10.1007/978-3-319-00846-2_410

28. Lu M, Ueno S. Estudio computacional hacia la estimulación magnética transcraneal profunda utilizando bobinas circulares coaxiales. *Trans. IEEE. biomedicina Ing.* 2015 diciembre; 62(12):2911–2919. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2452261> IDPM:26151931
29. Vanneste S, Ost J, Langguth B, De RD. TMS por estimulación prefrontal de bobina de doble cono para la depresión crónica resistente a la medicación: informe de un caso. *Neurocaso.* 2014 octubre; 20(1):61–68. <https://doi.org/10.1080/13554794.2012.732086> IDPM:23058173
30. Trebbastoni A, Raccah R, De LC, Zangen A, Inghilleri M. La estimulación magnética transcraneal profunda repetitiva mejora la fluidez verbal y el lenguaje escrito en un paciente con variante logopéica progresiva primaria (LPPA). *Estímulo cerebral.* 2013 julio; 6(4):545–553. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2012.09.014> IDPM:23122915
31. Spagnolo F, Volonté MA, Fichera M, Chieffo R, Houdayer E, Bianco M. Estimulación magnética transcraneal repetitiva profunda excitatoria con bobina H como tratamiento complementario de los síntomas motores en la enfermedad de Parkinson: un estudio piloto de etiqueta abierta. *Estímulo cerebral.* 2014 Mar-Abr; 7(2):297–300. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2013.10.007> IDPM:24300835
32. Christ A, Kainz W, Hahn EG, Honegger K, Zefferer M, Neufeld E, et al. El desarrollo familiar virtual de modelos anatómicos basados en la superficie de dos adultos y dos niños para simulaciones dosimétricas. *física Medicina. Biol.* 2010 DIC; 55(2):N23–N38. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/2/N01> IDPM:20019402
33. Cole KS, Cole RH. Dispersión y absorción en dieléctricos I. Características de la corriente alterna. *J. Chem. física* 1941 abril; 9(4):341–351. <https://doi.org/10.1063/1.1750906>
34. Gabriel C, Gabriel S y Corthout E. Las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos: I. Estudio de literatura. *física Medicina. Biol.* noviembre de 1996; 41(11):2231–2249. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/001> IDPM: 8938024
35. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. Las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos: II. Mediciones en el rango de frecuencia de 10 Hz a 20 GHz. *física en Medicina y Biología. física Medicina. Biol.* noviembre de 1996; 41 (11):2251–2269. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/002> IDPM:8938025
36. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. Las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos: III. Modelos paramétricos para el espectro dieléctrico de tejidos. *física Medicina. Biol.* noviembre de 1996; 41(11):2271–2293. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/003> IDPM:8938026
37. Orcutt N, Gandhi OP. Un método de impedancia tridimensional para calcular la deposición de energía en cuerpos biológicos sujetos a campos magnéticos variables en el tiempo. *Trans. IEEE. biomedicina Ing.* AGOSTO DE 1988; 35(8):577–583. <https://doi.org/10.1109/10.4590> IDPM:3049307
38. Nadeem M, Thorlin T, Gandhi OP, Persson M. Cálculo de la estimulación eléctrica y magnética en la cabeza humana mediante el método de impedancia 3D. *Trans. IEEE. biomedicina Ing.* 2003 julio; 50(7):900–907. <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.813548> IDPM:12848358
39. Geeter ND, Crevecoeur G, Dupre L. Un solucionador de corrientes de Foucault 3-D eficiente que utiliza un método de impedancia independiente para la estimulación magnética transcraneal. *Trans. IEEE. biomedicina Ing.* 2011 febrero; 58(2):310–320. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2087758> IDPM:20959261
40. Lu M, Ueno S, Thorlin T, Persson M. Cálculo de la densidad de corriente y el campo eléctrico en la cabeza humana mediante estimulación magnética transcraneal multicanal. *Trans. IEEE. Magn.* 2009 marzo; 45(3):1662–1665. <https://doi.org/10.1109/TMAG.2009.2012770>
41. Lu M, Ueno S. Dosimetría de la exposición de pacientes a campos magnéticos de gradiente pulsado en resonancia magnética. *Trans. IEEE. revista* 2011 octubre; 47(10):3841–3844. <https://doi.org/10.1109/TMAG.2011.2157086>
42. Crowther LJ, Nlebedim IC, Jiles DC. Desarrollos en la estimulación cerebral profunda utilizando campos magnéticos dependientes del tiempo. *J. Appl. física* 2012 marzo; 111(7):07B325. <https://doi.org/10.1063/1.3676623>
43. Deng ZD, Lisanby SH, Peterchev AV. Consideraciones de diseño de bobinas para estimulación magnética transcraneal profunda. *clin. Neurofisiol.* 2014 junio; 125(6):1202–1212. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.11.038> IDPM:24411523
44. Deng ZD, Lisanby SH, Peterchev AV. Compensación entre la profundidad y la focalidad del campo eléctrico en la estimulación magnética transcraneal: comparación de simulación del diseño de 50 bobinas. *Estímulo cerebral.* 2013 enero; 6(1):1–13. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2012.02.005> IDPM:22483681