



UNIVERSIDAD  
NACIONAL  
DE LA PLATA

L E I C I

Instituto Investigaciones en Electrónica,  
Control y Procesamiento de Señales



Seminarios de Bioingeniería 2025

# Estimulación eléctrica cerebral: modelado computacional

Dr. Mariano Fernández-Corazza

LEICI - Instituto de Electrónica, Control y Procesamiento de Señales

Departamento de Electrotecnia, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de La Plata (UNLP) -  
CONICET, La Plata, Buenos Aires, Argentina.



UNIVERSIDAD  
DE LA REPÚBLICA  
URUGUAY

marianofco@gmail.com

28 de Mayo del 2025

# Índice

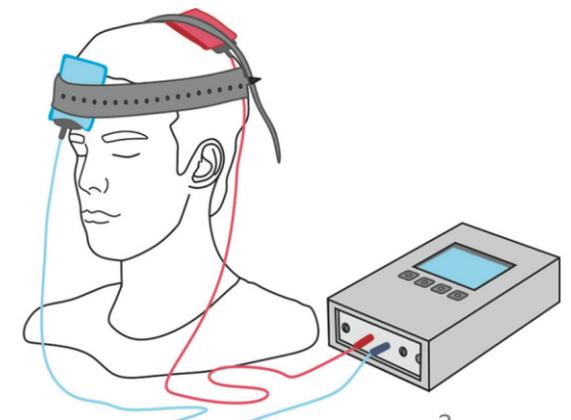
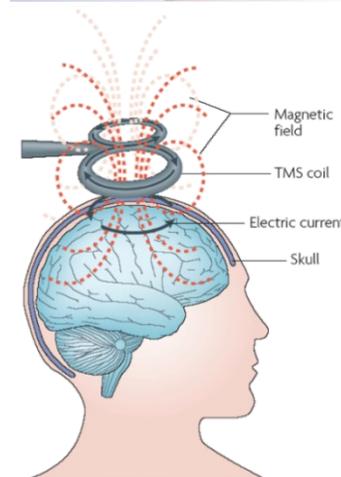
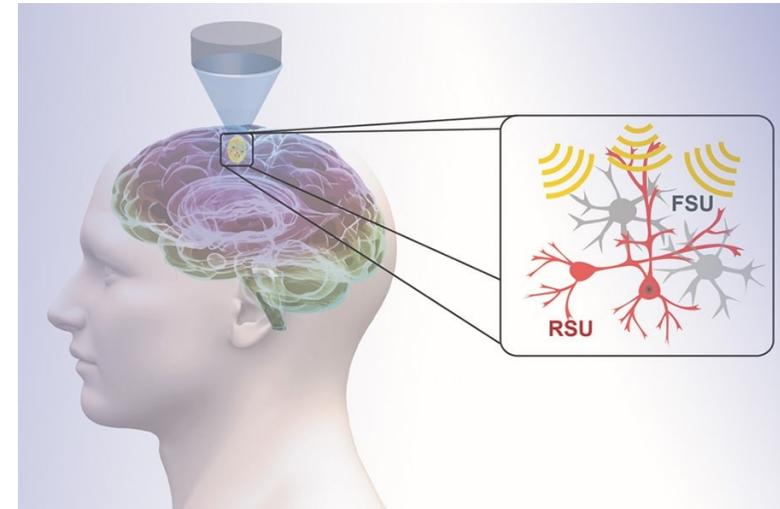
1. Introducción
2. Bioelectromagnetismo
3. Modelos virtuales realistas
4. Simulaciones electromagnéticas
5. Estimulación optimizada

# Estimulación cerebral o neuromodulación

Modificación de la actividad nerviosa o neuronal mediante algún tipo de tecnología.

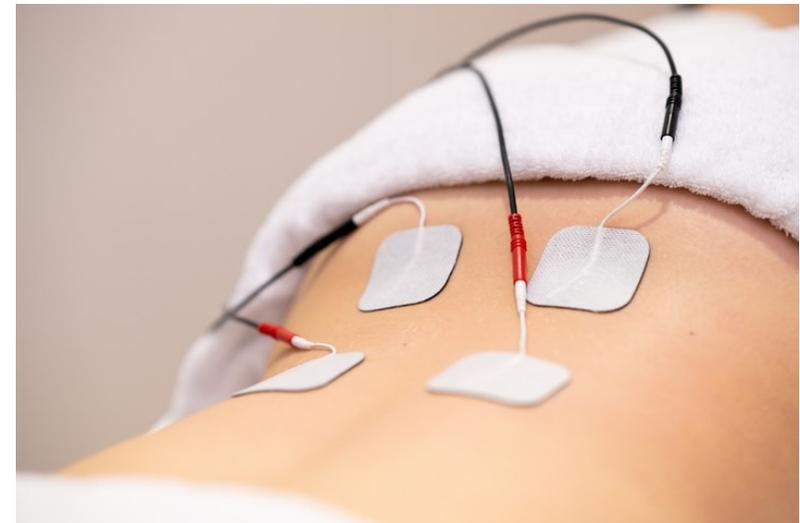
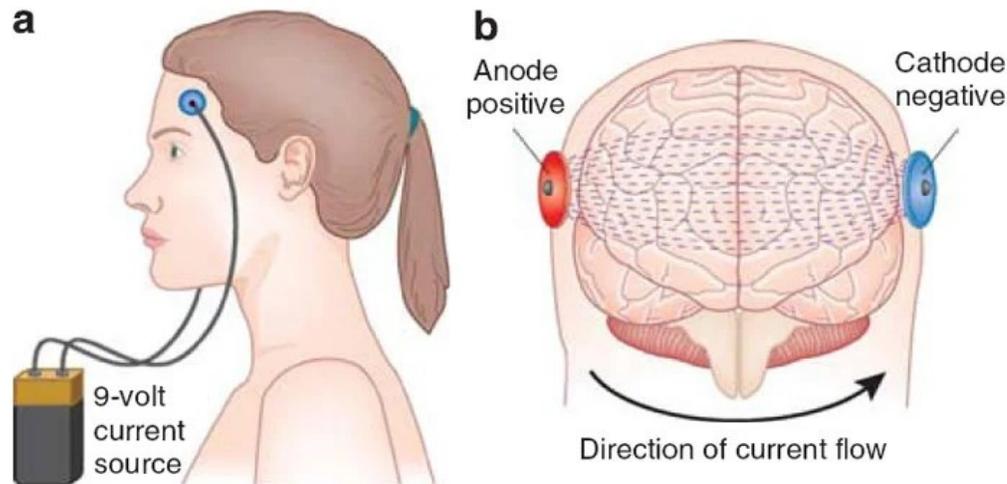
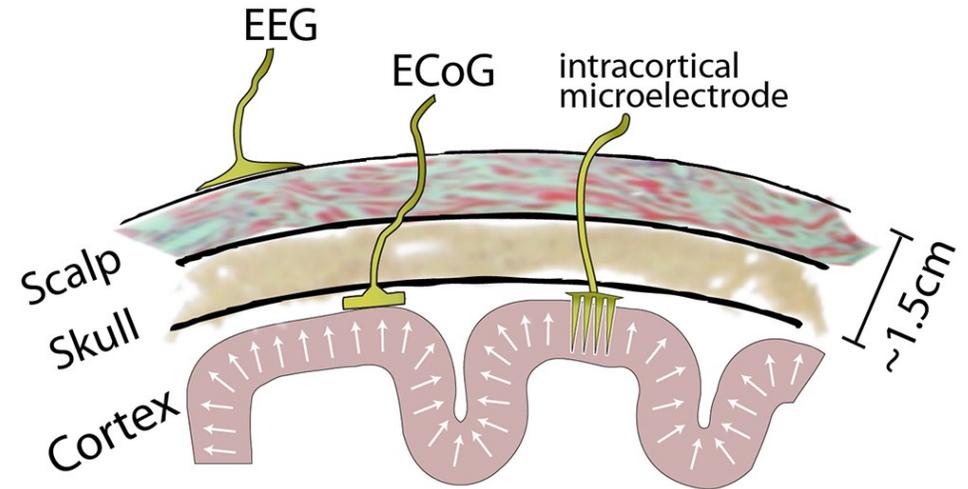
- Química
- Ultrasonido (*preguntas a Natalia ;-)*)
- Magnética
- Eléctrica (invasiva o no invasiva)

Pueden producir “disparos” neuronales directos, o modificar la excitabilidad cortical.



# Estimulación o neuromodulación eléctrica

- Aplicación de corriente en 2 o más electrodos
- Implantados (invasiva) o superficiales (no-invasiva).
- Sistema Nervioso Central o Periférico
- Hay varios tipos (y nombres) ...



# Tipos de estimulación eléctrica

## Invasiva

### DBS (Deep brain stimulation)

- Se implantan electrodos profundos
- Parkinson



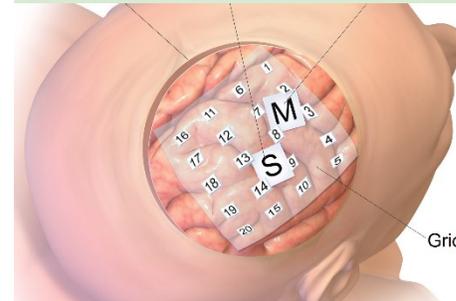
### DESM (Depth electrical stimulation mapping)

- Con electrodos de stereo-electroencefalografía (sEEG)
- Epilepsia, mapeo pre-quirúrgico.



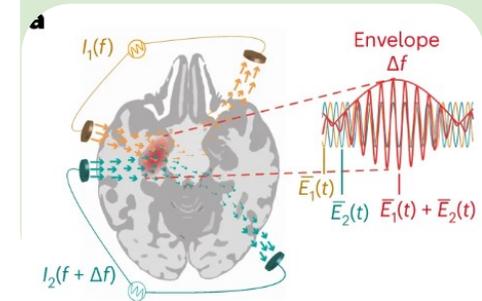
### EcoG (Electrocorticografía)

- Grillas de electrodos colocados sobre la corteza
- Permiten mapeo funcional



### D-TIS (estimulación por interferencia temporal profunda)

- Estimulación en profundidad
- Dos frecuencias



# Tipos de estimulación eléctrica

## No invasiva

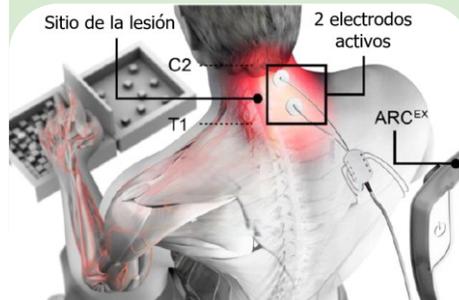
### TENS (estimulación nerviosa eléctrica transcutánea)

- Corriente a nivel periférico
- Efecto analgésico



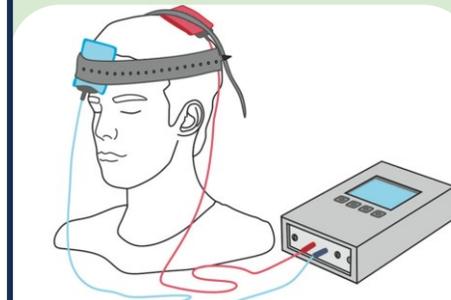
### tSCS (estimulación de médula transcutánea)

- Electrodo a nivel de la columna vertebral, modular redes neuronales espinales.



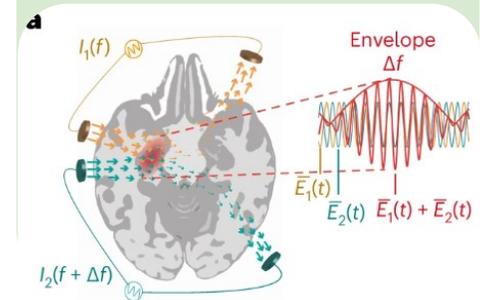
### tES (estimulación eléctrica transcraneal)

- Corrientes de baja intensidad, modular la actividad neuronal en el cerebro



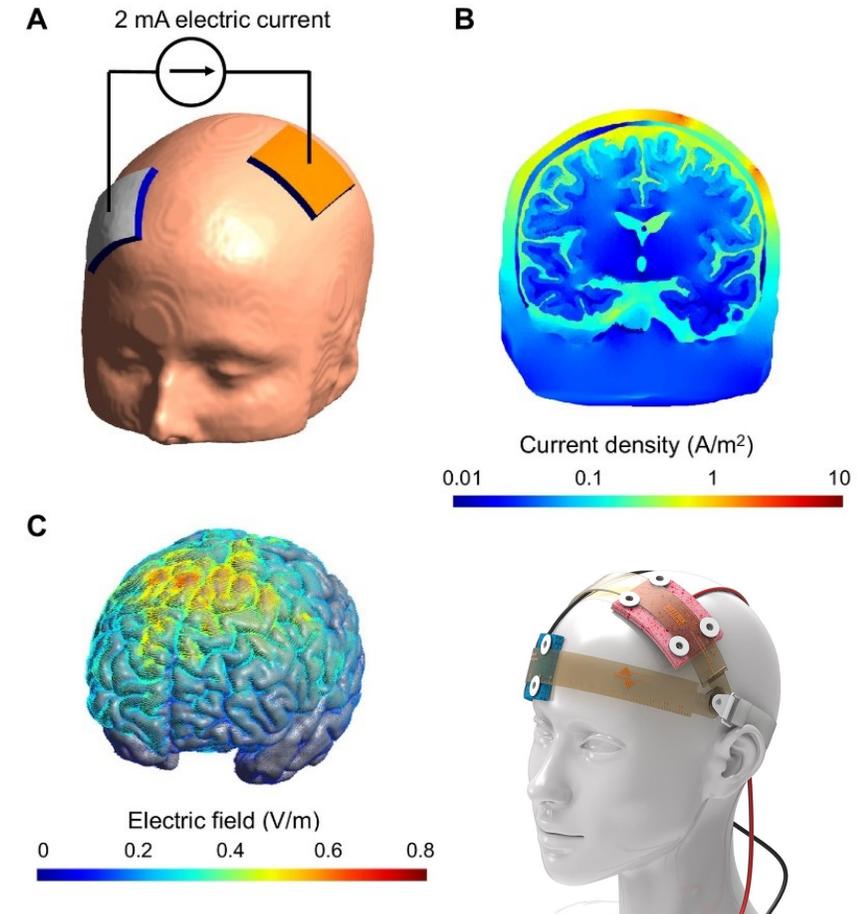
### TIS (estimulación por interferencia temporal)

- Estimulación en profundidad
- Dos frecuencias



# Estimulación eléctrica transcraneal (tES)

- Generar corrientes eléctricas en el cerebro a partir de aplicar corriente eléctrica desde el **cuero cabelludo**.
- Las corrientes suelen ser pequeñas: 1-4mA total.
- Estimulaciones mínimamente-invasivas por un período prolongado (ej, media hora, varias veces a la semana) con efectos de mediano a largo plazo (algunas horas hasta días luego de la aplicación).
- Si bien no produce “disparo” neuronal directo, modifica la excitabilidad cortical: “neuromodulación”.



# Tipos de TES

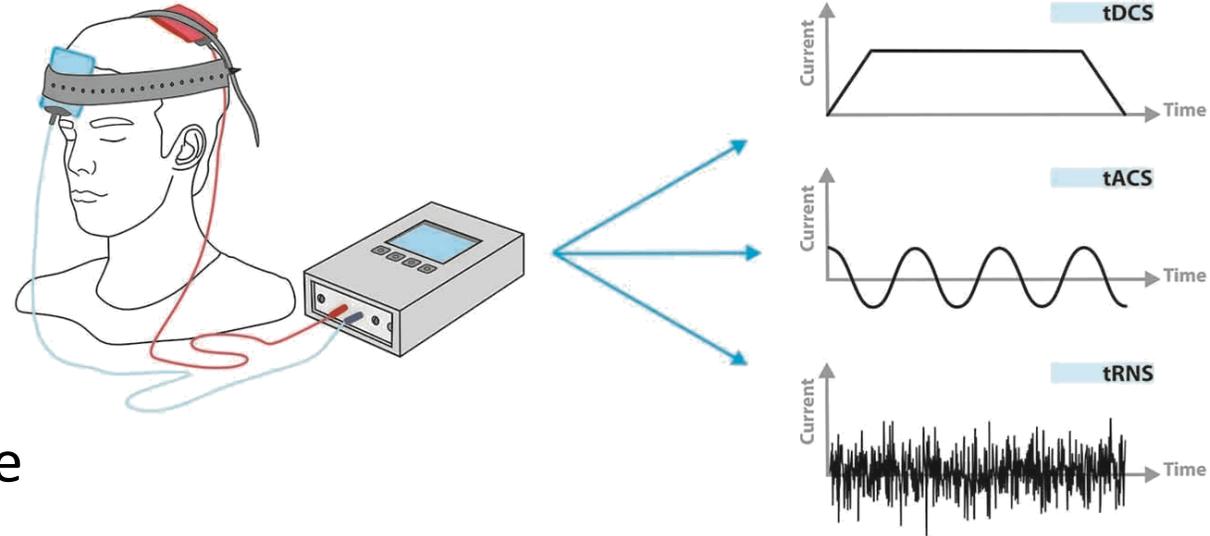
## Por forma de onda:

- TES de corriente continua (tDCS), tACS (corriente alterna), tRNS (estimulación de ruido blanco)

## Por cantidad de electrodos:

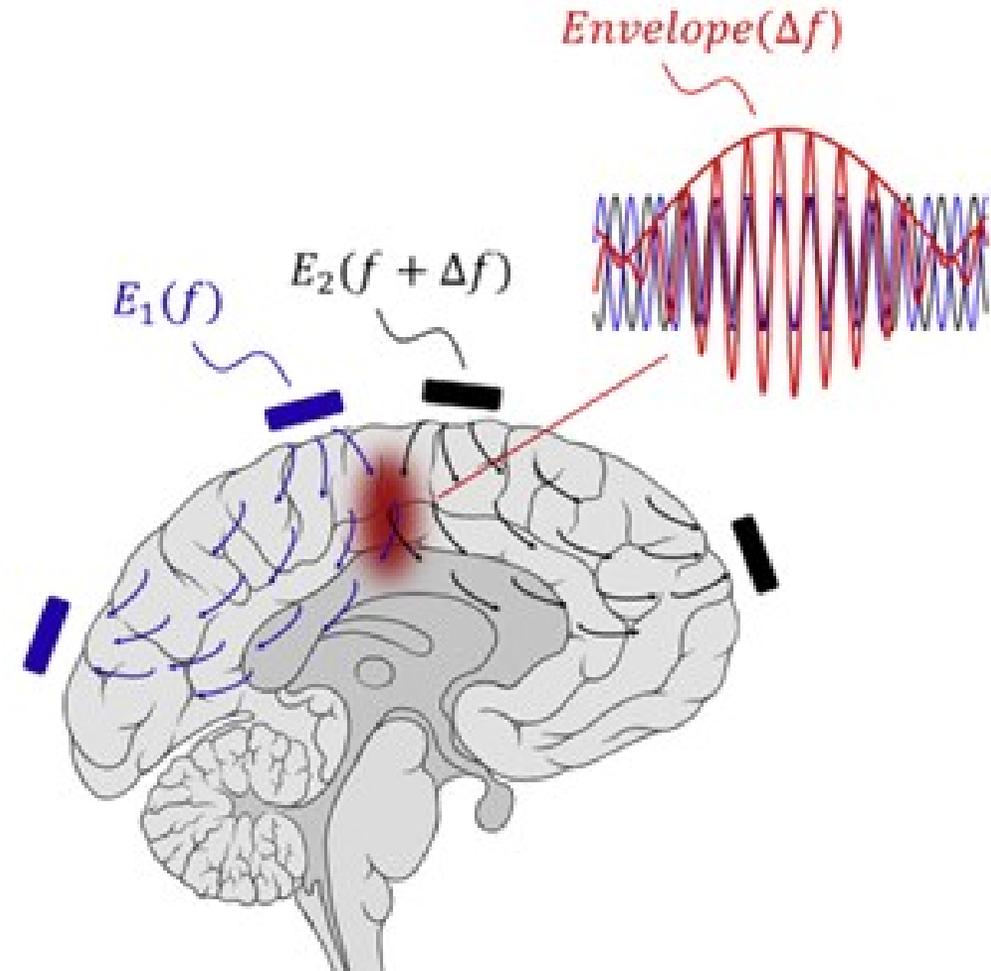
- Clásica o de “dos parches” (cátodo-ánodo).
- Alta densidad “high-density”, de hasta 256 electrodos.

Otros nombres: TEN (por “neuromodulación”), TBS (por “brain”), etc...



# Estimulación por interferencia temporal

- Es la reaparición de una idea vieja (Grossman et al, 2017)
- Se aplican dos frecuencias, por ejemplo 2000Hz y 2010Hz
- Se genera un efecto de batido, intermodulación o interferencia temporal a la frecuencia intermedia 10Hz.
- Las neuronas presentan un fenómeno no lineal y responden a esa frecuencia intermedia.
- La intermodulación ocurre donde los dos campos eléctricos son más colineales.
- Mayor focalidad que tES tradicional.



# Aplicaciones (muchas en debate)

- Tratamiento de problemas neurológicos:
  - Enfermedad de Parkinson
  - Síndrome de Tourette
  - Rehabilitación post-ACV
  - Epilepsia
  - Dolor crónico
  - Ansiedad y depresión
- Mejora del sueño, la memoria y el aprendizaje.
- Neurociencias
  - Conciencia
  - Libre albedrío



# Motivación

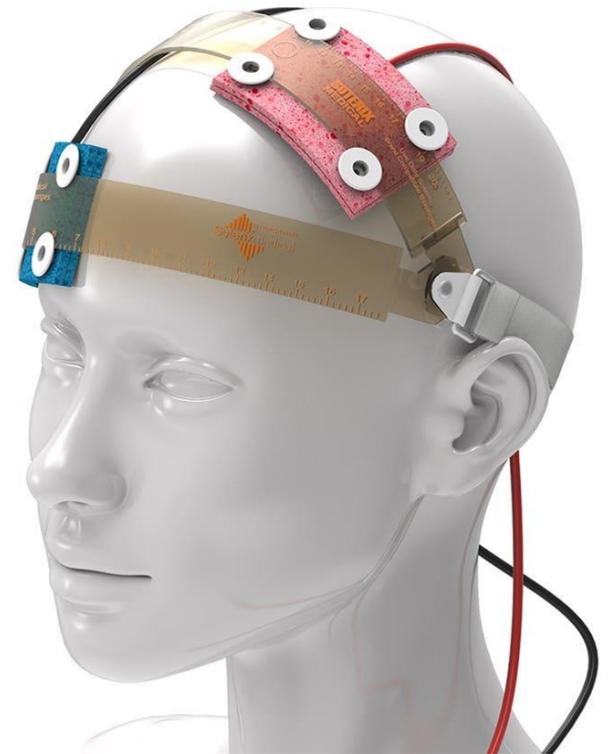
## Problemas actuales:

- No se sabe qué se está estimulando (estimulación “ciega”)
- Se usan patrones estandarizados y no óptimos

Estos problemas se traducen en poca repetibilidad en un mismo sujeto y mucha variabilidad entre sujetos.

## Hipótesis

*Simulaciones sobre modelos realistas personalizados y protocolos óptimos pueden mitigar estos problemas*



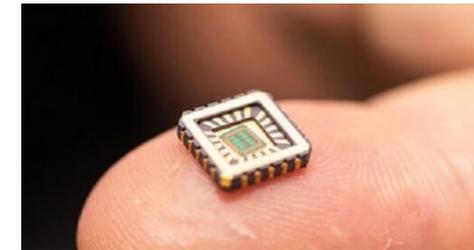
# Índice

1. Introducción
2. Bioelectromagnetismo
3. Modelos virtuales realistas
4. Simulaciones electromagnéticas
5. Estimulación optimizada

# ¿Por qué electromagnetismo?



- Somos seres eléctricos
- Percepción, memoria, lenguaje, emociones, comportamiento, cognición social, etc...
- Corazón, músculos, estómago.
- Transhumanismo

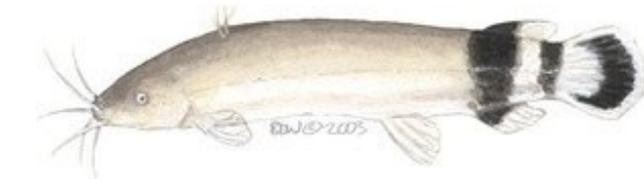


Article | [Open Access](#) | Published: 03 December 2019

## Optimal solid state neurons

Kamal Abu-Hassan, Joseph D. Taylor, Paul G. Morris, Elisa Donati, Zuner A. Bortolotto, Giacomo Indiveri, Julian F. R. Paton & Alain Nogaret [✉](#)

# Bioelectromagnetismo



Catfish (Egipcios, 4000AC)



Scribonius Largus (50DC)  
Primer documento escrito del uso del “torpedo fish” para tratamiento.

Luigi Galvani (1737 - 1798)

“Padre del bioelectromagnetismo”  
Experimentos en músculos de ranas

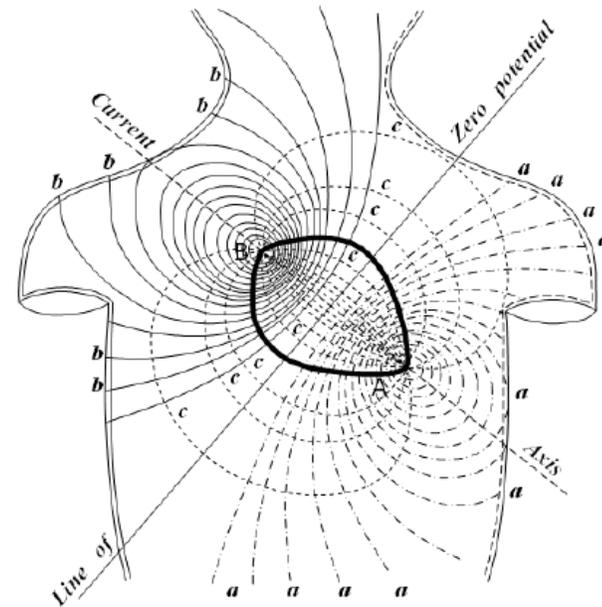
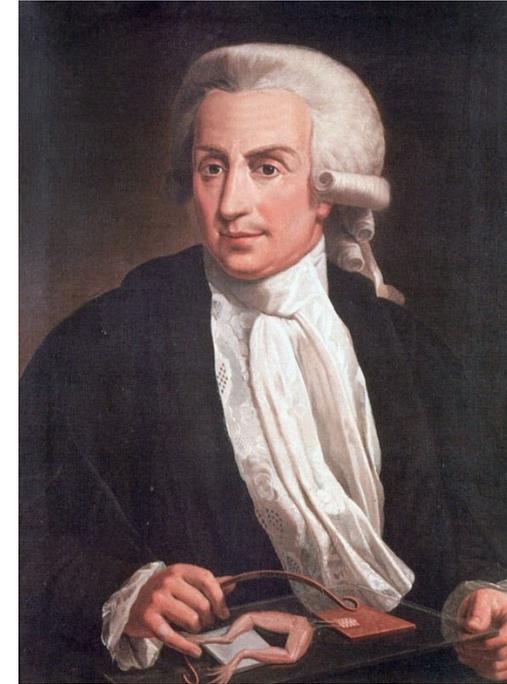


Fig. 1.17. Electric field of the heart on the surface of the thorax, recorded by Augustus Waller (1887). The curves (a) and (b) represent the recorded positive and negative isopotential lines, respectively. These indicate that the heart is a dipolar source having the positive and negative poles at (A) and (B), respectively. The curves (c) represent the assumed current flow lines..

# Ecuaciones de Maxwell



El electromagnetismo está gobernado por las *ecuaciones de Maxwell*:

En vacío:  $\nabla \cdot \mathbf{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0}$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\cancel{\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}}$$

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{J} + \mu_0 \cancel{\frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t}}$$

En medios:  $\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\cancel{\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}}$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \cancel{\frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}}$$

Aproximación cuasiestática (frecuencias menores a 500KHz)

# ¿Por qué modelar el electromagnetismo?



$$\begin{aligned}\nabla \cdot \mathbf{D} &= \rho \\ \nabla \cdot \mathbf{B} &= 0 \\ \nabla \times \mathbf{E} &= -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \\ \nabla \times \mathbf{H} &= \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}\end{aligned}$$

Entender el electromagnetismo propio del ser humano

Diagnóstico

Estudio

Observación



Interferir electromagnéticamente sobre ser humano

Tratamiento

Estudio

Estimulación



# Índice

1. Introducción
2. Bioelectromagnetismo
3. Modelos virtuales realistas

---

4. Simulaciones electromagnéticas
5. Estimulación optimizada



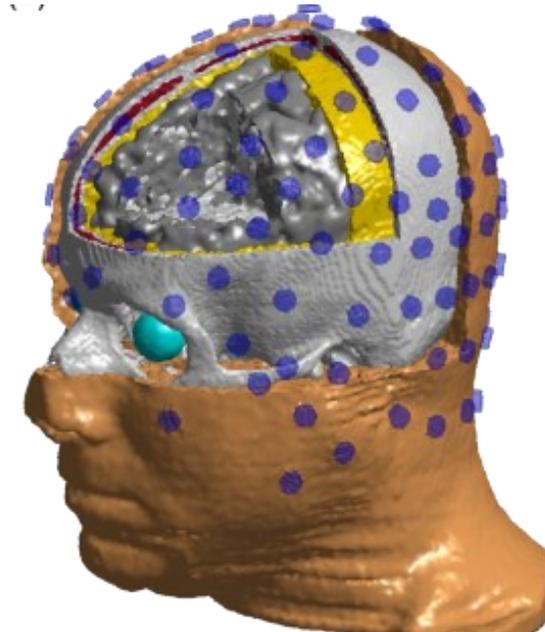
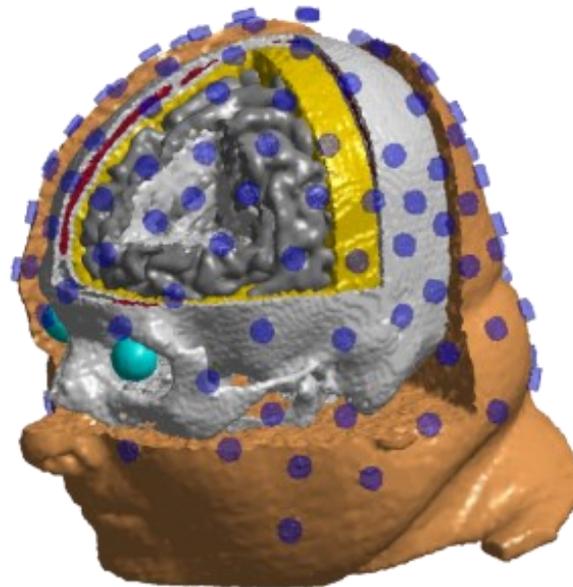
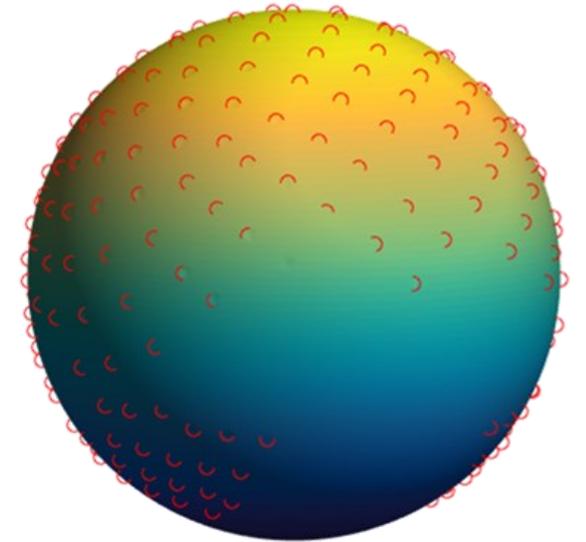
# Modelo virtual

**Modelo: representación “más o menos” apropiada de la realidad.**

Buscamos modelos que “funcionen”, es decir, que coincidan (hasta cierto punto útil) con la realidad.

Modelos matemáticos, físicos, computacionales, etc...

Modelo geométrico-  
electromagnético virtual de la  
cabeza



# Ingredientes

**Sólido:** es el **objeto** en el cual ocurre el fenómeno electromagnético.

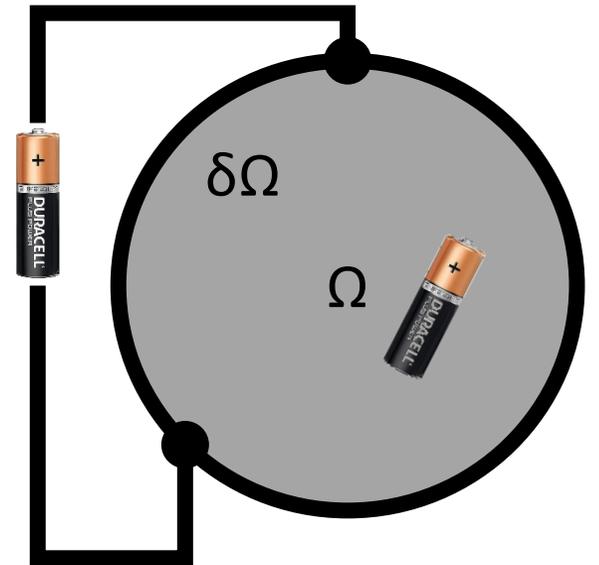
- Geometría: regular (Ej.: esfera, cilindro) o irregular (Ej.: cabeza, tórax)
- Dimensionalidad: 2D o 3D
- Características electromagnéticas: conductividad eléctrica, impedancia eléctrica, permeabilidad magnética, etc.

**Frontera:** es el borde del medio u objeto.

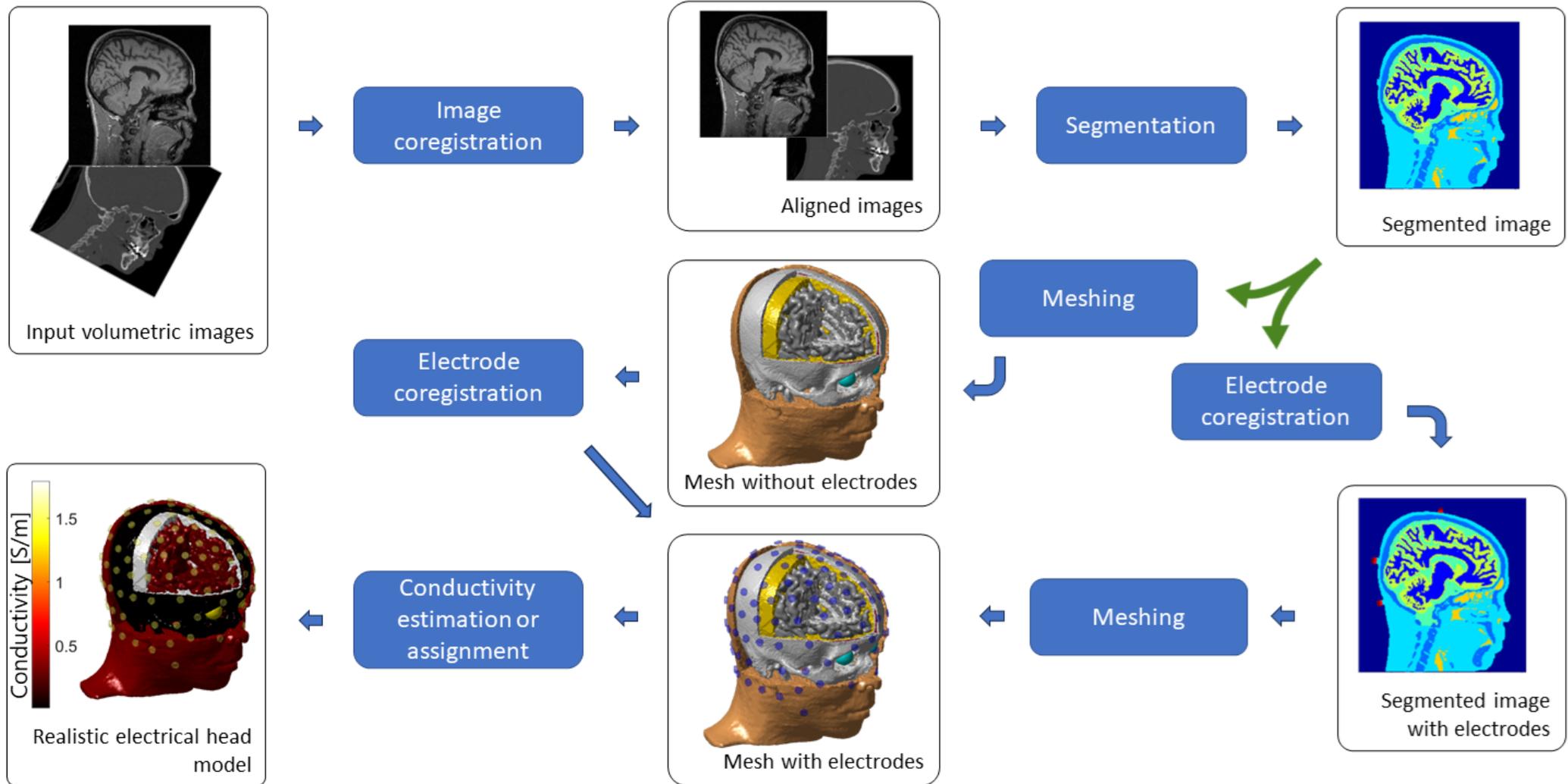
- Curva (2D) o superficie (3D).

**Fuentes:** son las que generan o emiten campo electromagnético.

- Corriente o tensión.
- Pueden estar en el interior del objeto o en la frontera.



# Construcción: cabeza



# Corregistración de imágenes

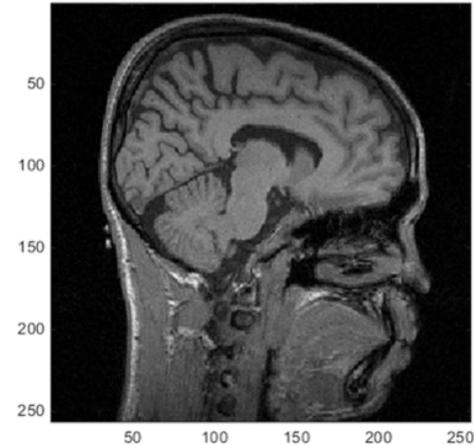
Generalmente se parte de imágenes de MR:

- T1 sola
- T1+T2
- +CT para el cráneo
- +DTI para un uso posterior (conductividades)
- Avanzadas (MR): ultra-short echo time.

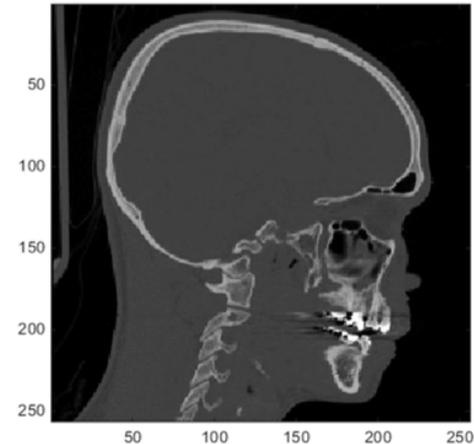
Tipos:

- Afín (útil si es el mismo sujeto)
- No lineales (necesarias si queremos corregistrar distintos sujetos a un mismo espacio)

Herramientas (muchas): SPM, Freesurfer, 3D Slicer, ...



MR estructural (T1 o T1+T2)



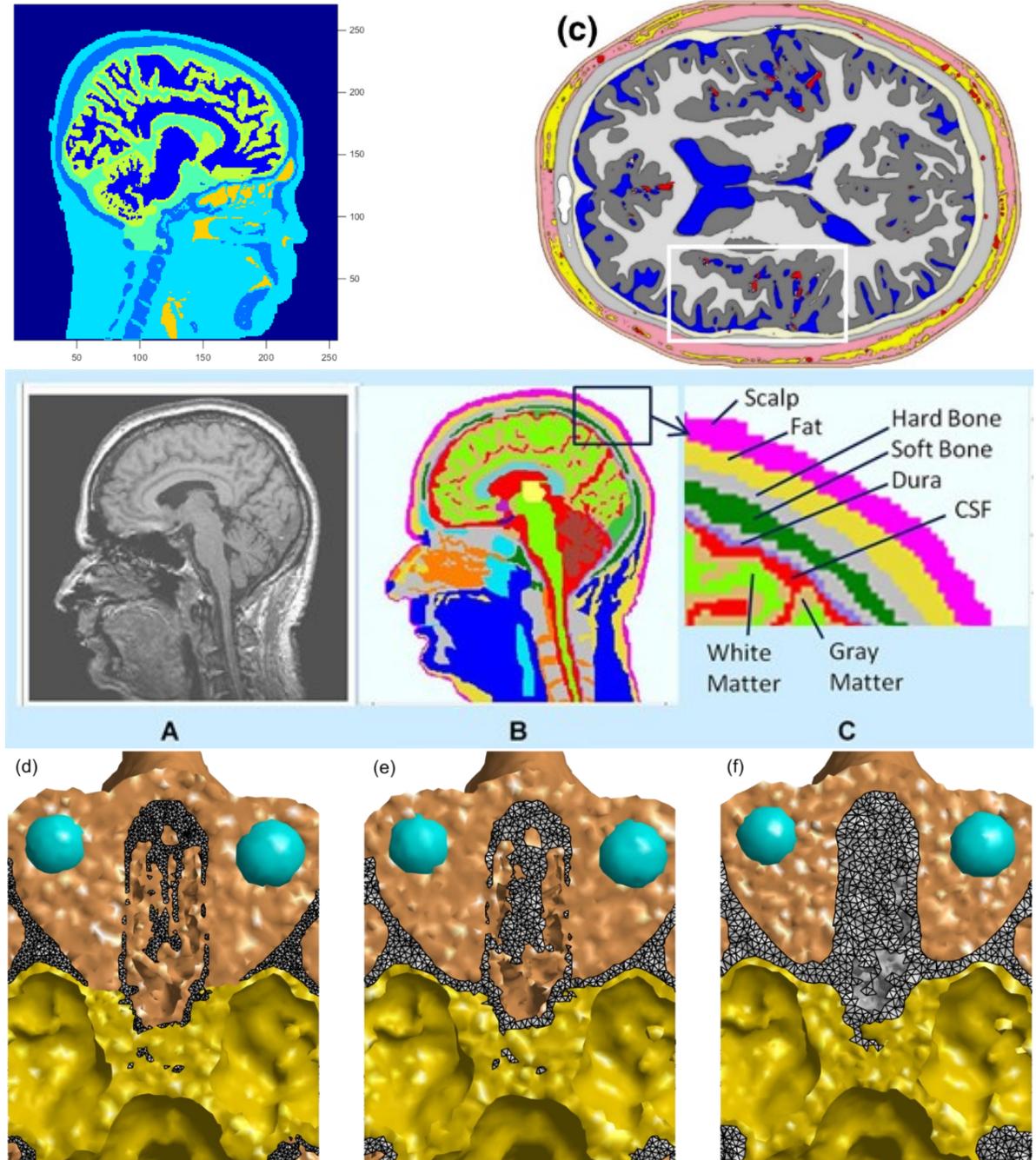
Tomografía CT (Opc.)

# Segmentación

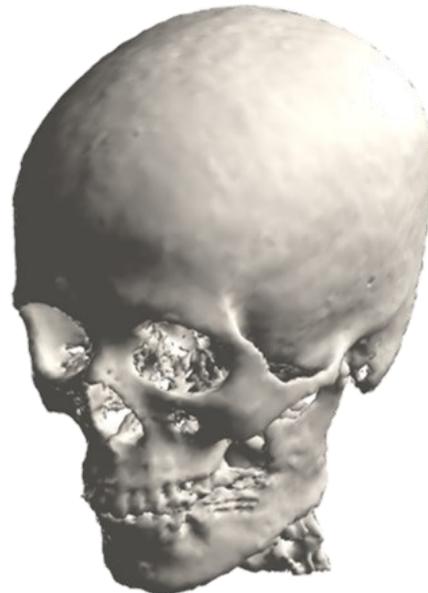
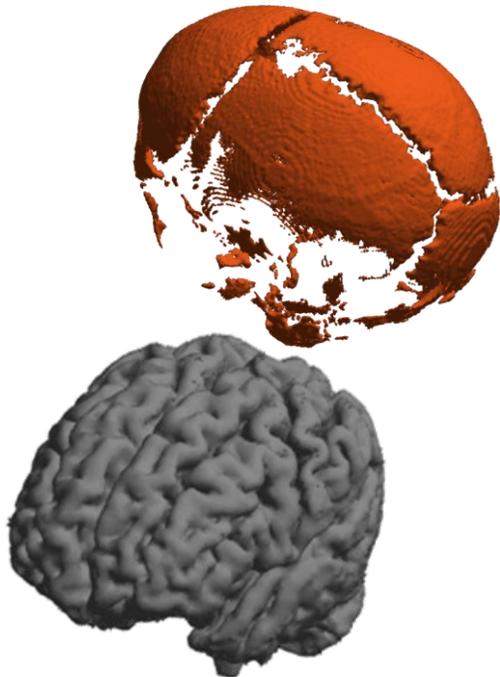
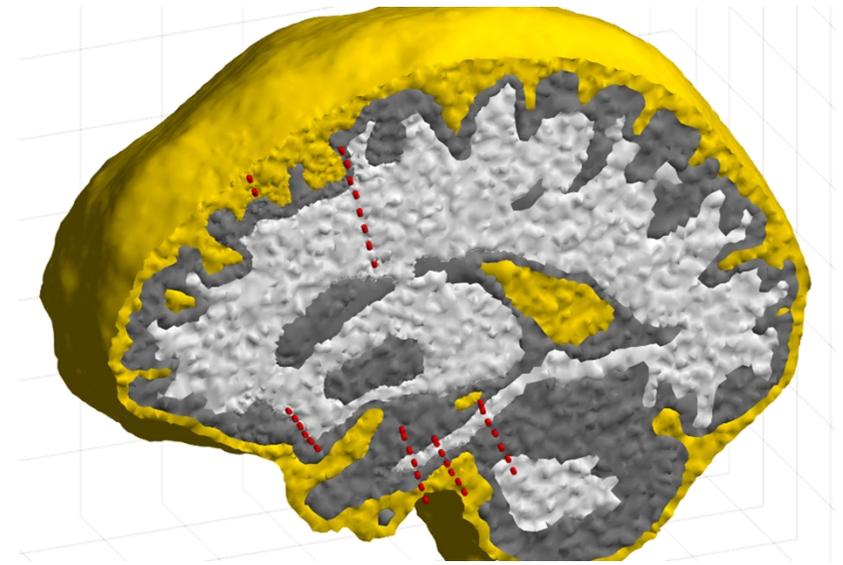
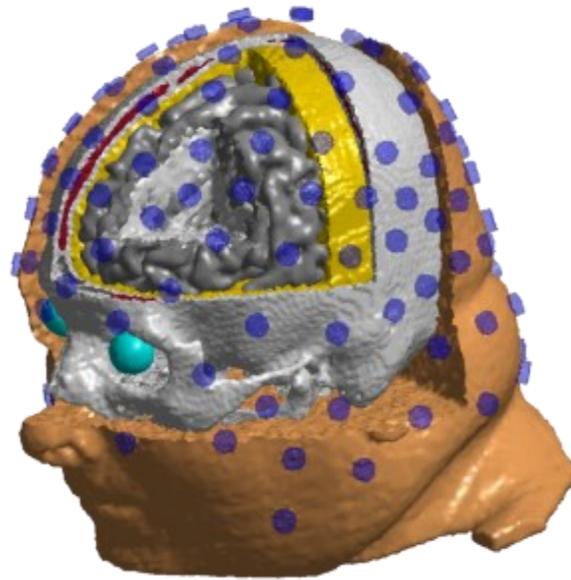
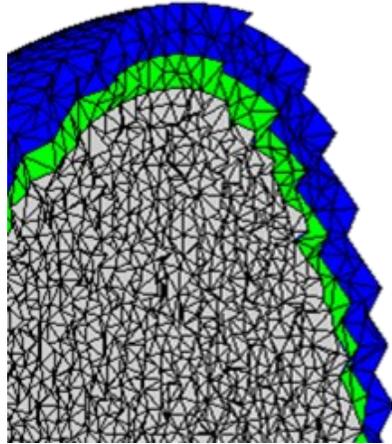
- Proceso de asignar un tipo de tejido a cada voxel (“etiquetar”)
- Bastante complejo
- Técnicas del procesamiento de imágenes
- Más avanzadas: detalles del cráneo, dura, venas y arterias

## Herramientas:

- Libres: Simnibs basado en SPM (más nuevo, mejor), Simnibs basado en Freesurfer (compartimientos cerrados), Fieldtrip (también basado en SPM)
- Comerciales: COMSOL, Ansys, etc...
- Machine learning



# Mallado

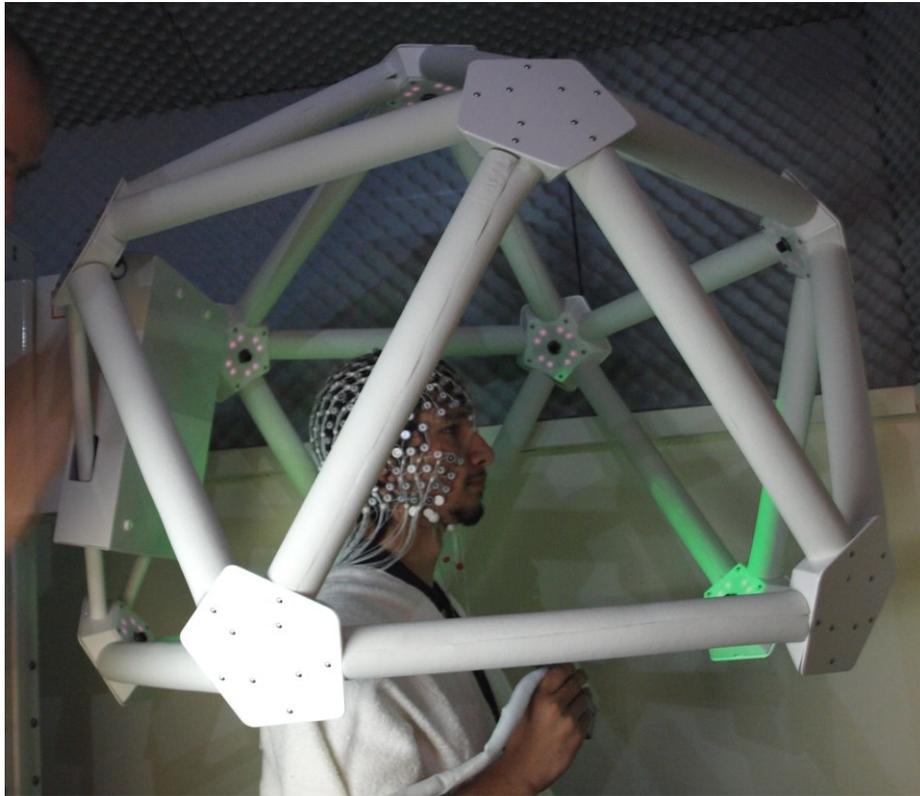


- Generar un modelo geométrico virtual 3D con elementos pequeños (tetraedros o cubos).
- Esta subdivisión en elementos pequeños es necesaria para resolver Maxwell.
- Mayor número de elementos, mayor precisión.
- Proceso complejo, semi-artesanal.

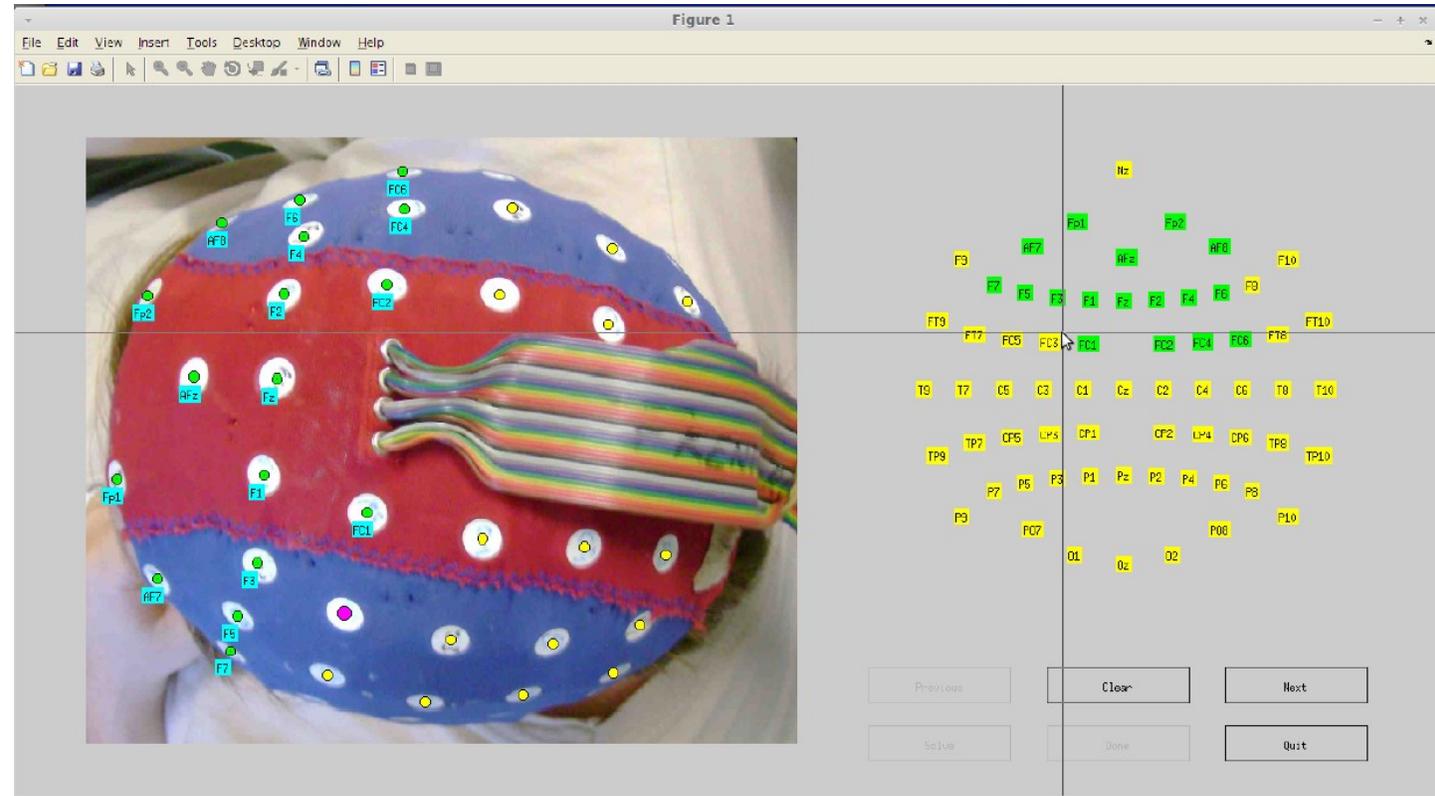
## Herramientas:

- Libres: TetGen, Cgal, distmesh
- Usan las anteriores: Simnibs, Iso2mesh, fieldtrip
- Comerciales: COMSOL, Ansys, Simpleware,...<sup>23</sup>

# Corregistración de sensores

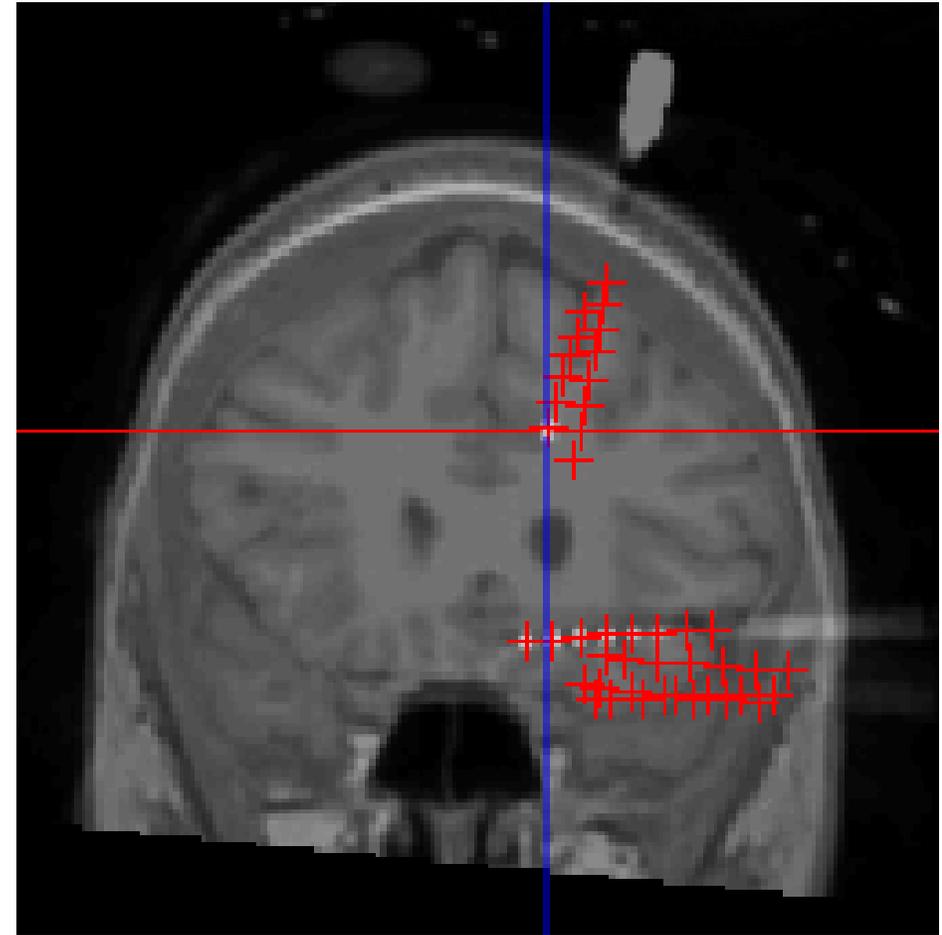


GPS de EGI



Electrode Wizard

# Corregistración de sensores



Brainsight (TMS)

iElectrodes

# Conductividad eléctrica

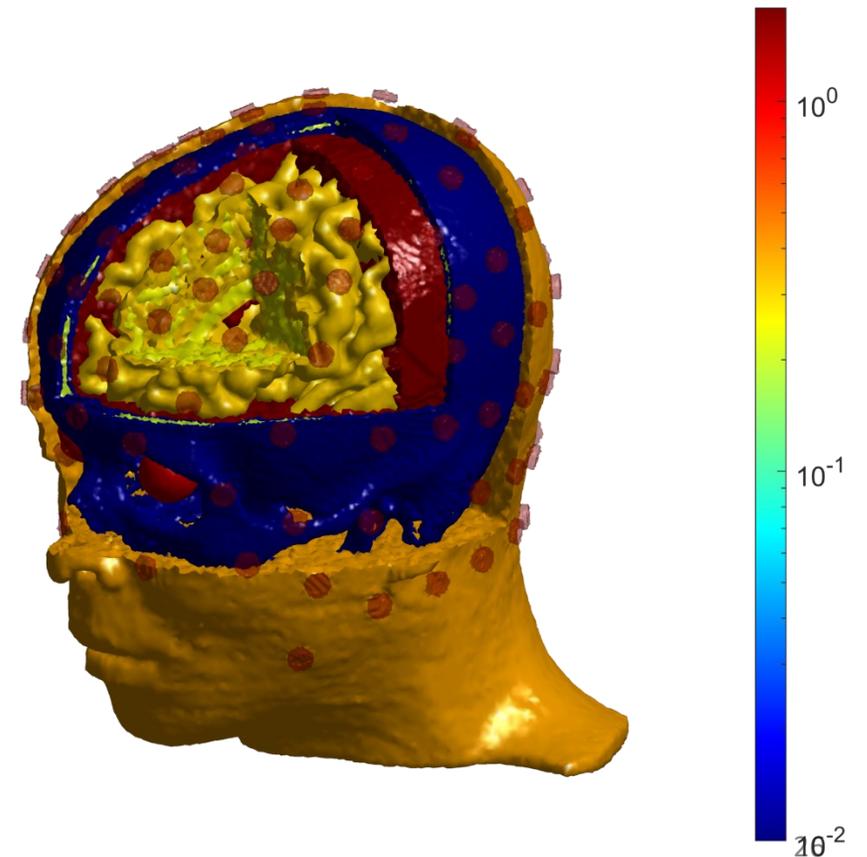
Conductividad eléctrica: facilidad de la corriente eléctrica para circular por ese medio

## En la cabeza:

- Baja conductividad: cráneo
- Alta conductividad: CSF (literatura, 1.79 S/m)
- El resto: intermedia

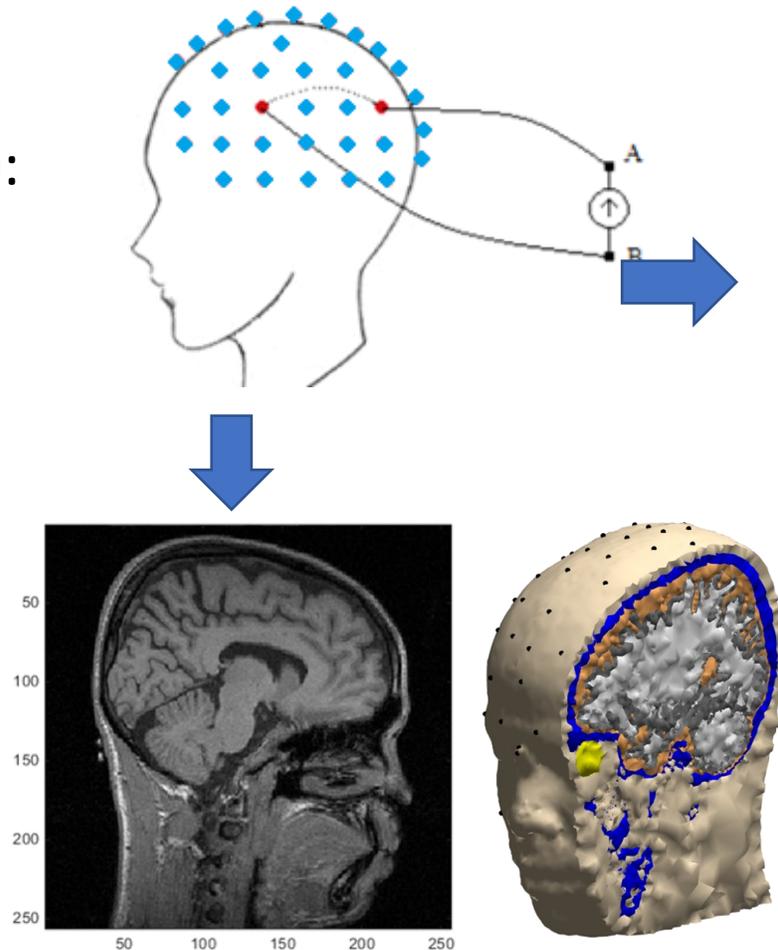
## Características de cada tejido:

- Homogeneidad o inhomogeneidad: mismas o distintas características
- Isotropía o anisotropía: las características no dependen de la dirección.



# Cuero cabelludo y cráneo: EIT paramétrica

Tomografía de Impedancia Eléctrica paramétrica (bEIT):



Para “calibrar” los modelos eléctricos virtuales

Potencial Medido  
 $y$

Potencial Simulado

Ajuste de cuadrados mínimos no lineal  
$$\hat{\sigma}_{sc}, \hat{\sigma}_{sk} = \underset{\sigma_{sc}, \sigma_{sk}}{\operatorname{argmin}} \|\mathbf{v}_e(\sigma_{sc}, \sigma_{sk}) - \mathbf{y}\|^2$$

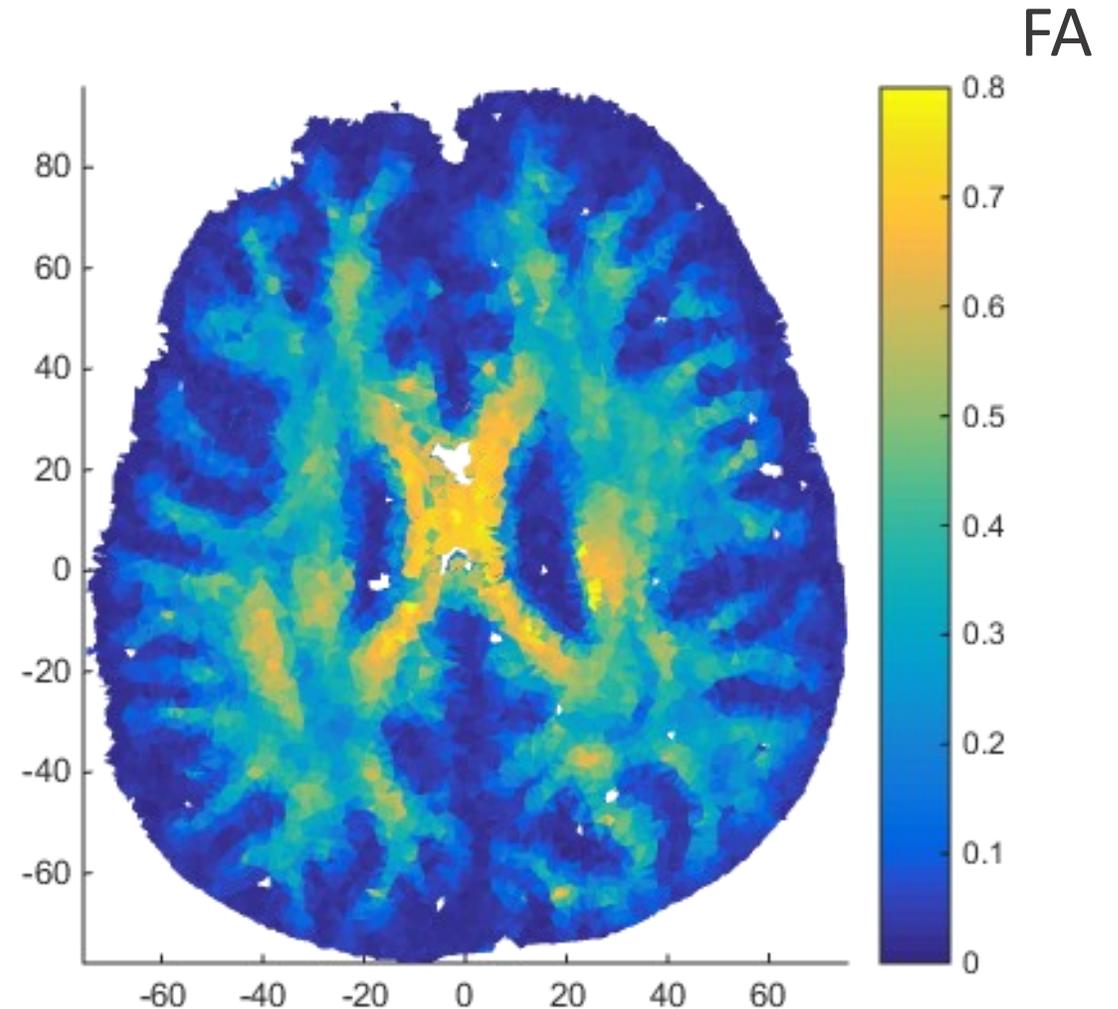
# Materia gris y blanca DTI

## Imágenes por tensor de difusión (DTI):

- Sólo intracraneal
- Baja resolución (no apta para CSF)

## Tuch et al, 1999:

- Conductividad  $\leftrightarrow$  difusión (relación lineal)
- La intensidad no es del todo confiable, la anisotropía sí.



# Índice

1. Introducción
2. Bioelectromagnetismo
3. Modelos virtuales realistas
4. Modelado electromagnético

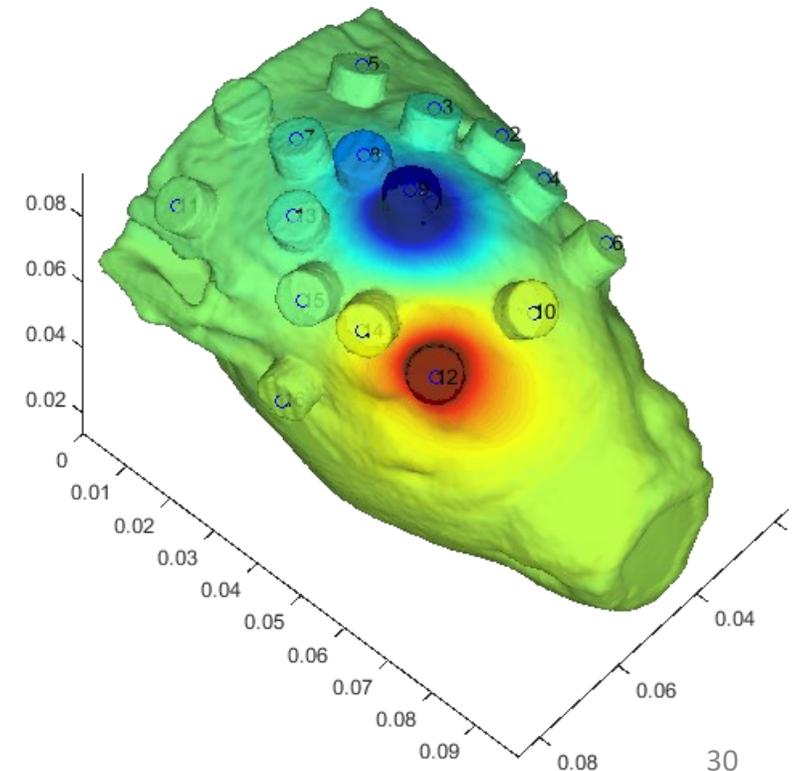
---

5. Estimulación optimizada

# Modelado Electromagnético

Consiste en SIMULAR el fenómeno electromagnético sobre un modelo geométrico-electromagnético

- Básicamente resolver Maxwell en el modelo construido
- También llamado “Problema Directo”
- Ya teníamos el modelo completo (incluyendo electrodos y conductividades)
- Imponemos las FUENTES
- El resultado va a ser la distribución electromagnética en cualquier punto del sólido



# Solución analítica

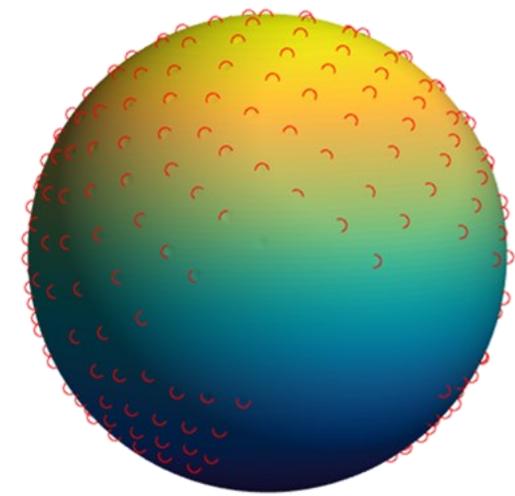
Sólo para geometrías regulares:

- Esferas
- Cilindros
- Cubos

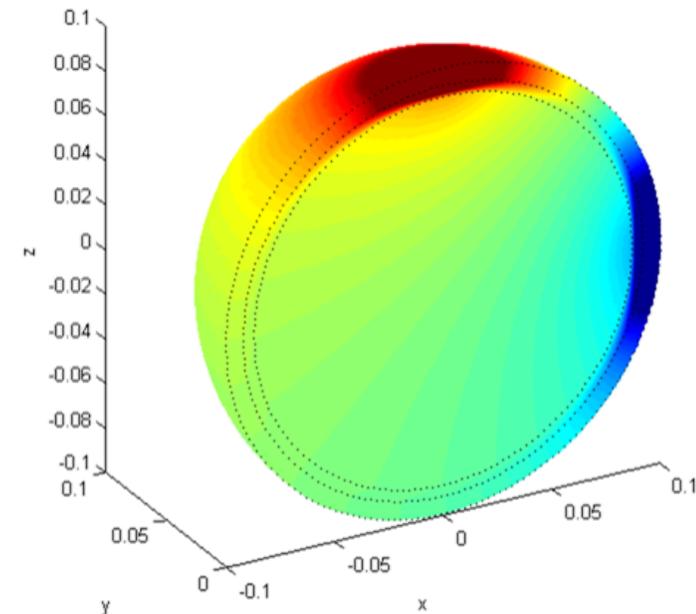
La ventaja es que hay fórmula explícita.

La desventaja es que es un modelo muy simple.

Igual se usó por muchos años y aún sigue siendo utilizado.



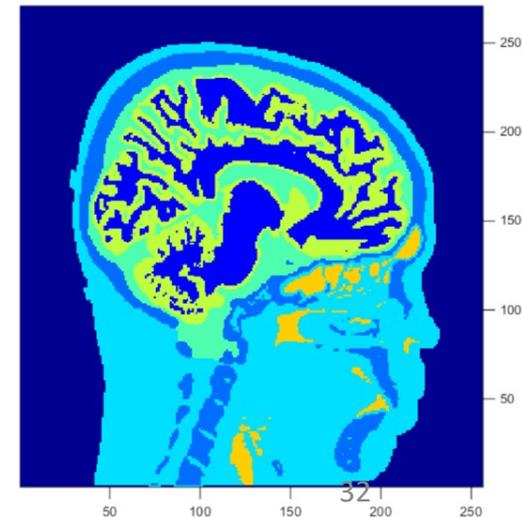
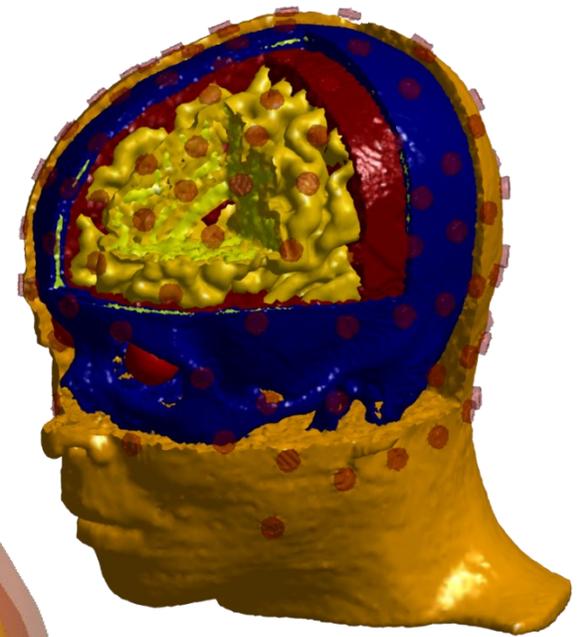
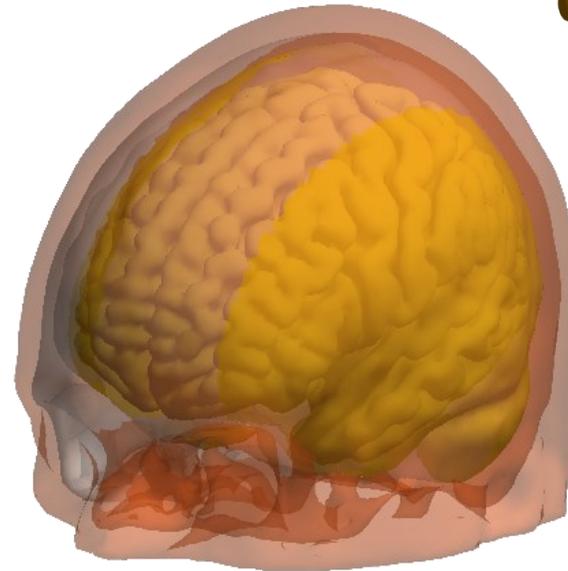
$$V = \frac{I}{4\pi\gamma} \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{n+1}{n} \frac{r^n}{R^{2n+1}} + \frac{1}{r^{n+1}} \right) \times [b^n P_n(\cos\theta) - a^n P_n(\cos\beta)],$$



# Geometrías arbitrarias

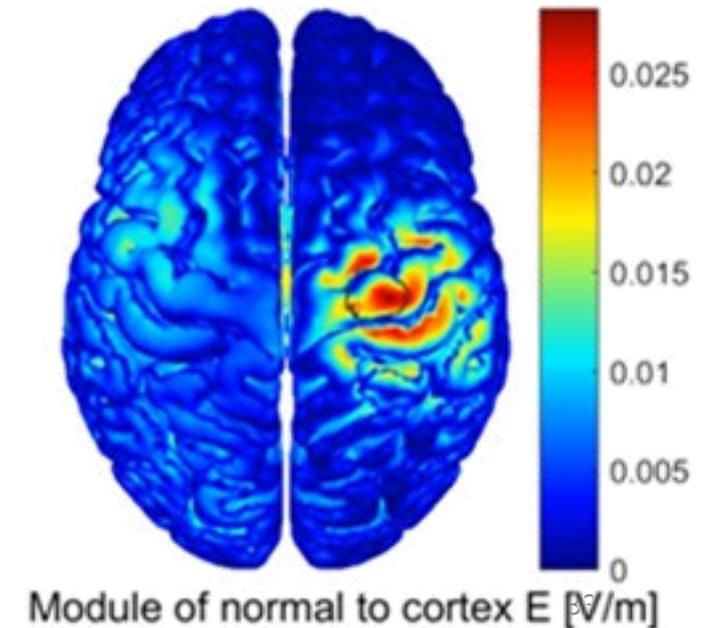
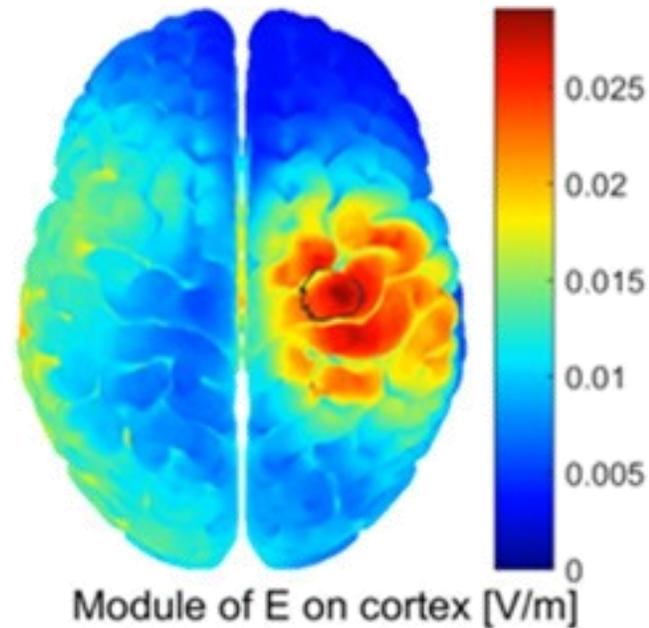
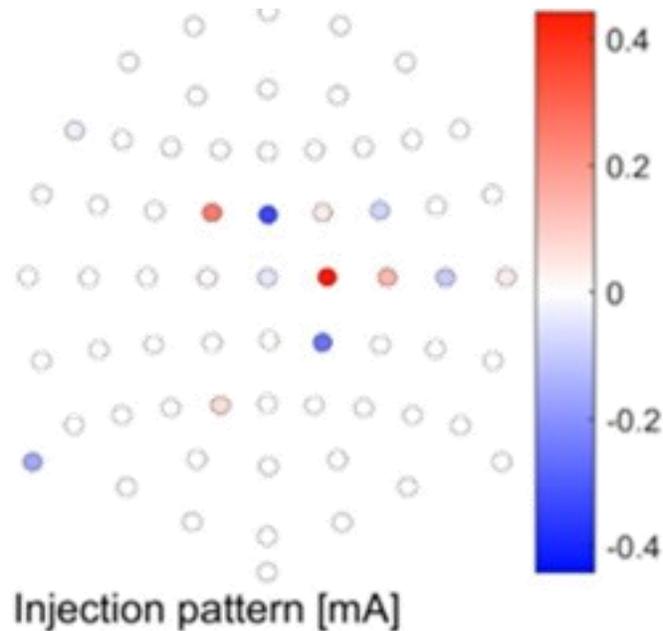
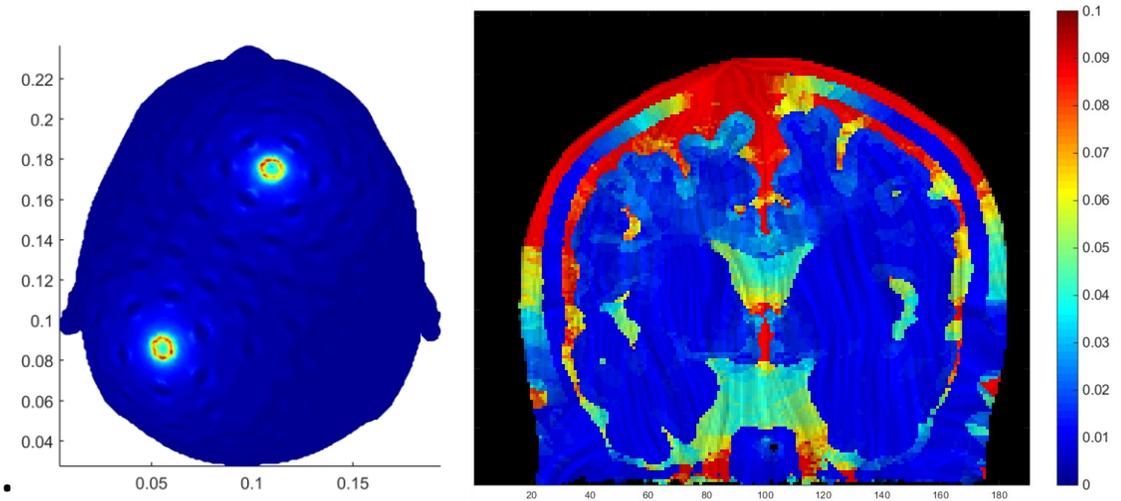
## Métodos numéricos:

- Método de elementos finitos (FEM):
  - Mallado volumétrico
  - Rápido y eficiente
  - Versátil
- Método de elementos de contorno (BEM):
  - Sólo necesita las superficies
  - No tan eficiente
  - No admite inhomogeneidad ni anisotropía
  - No admite “agujeros”
- Método de diferencias finitas (FDM):
  - Sé basa directamente en la segmentación
  - Ahorra mallado
  - Poco versátil
  - Costoso computacionalmente

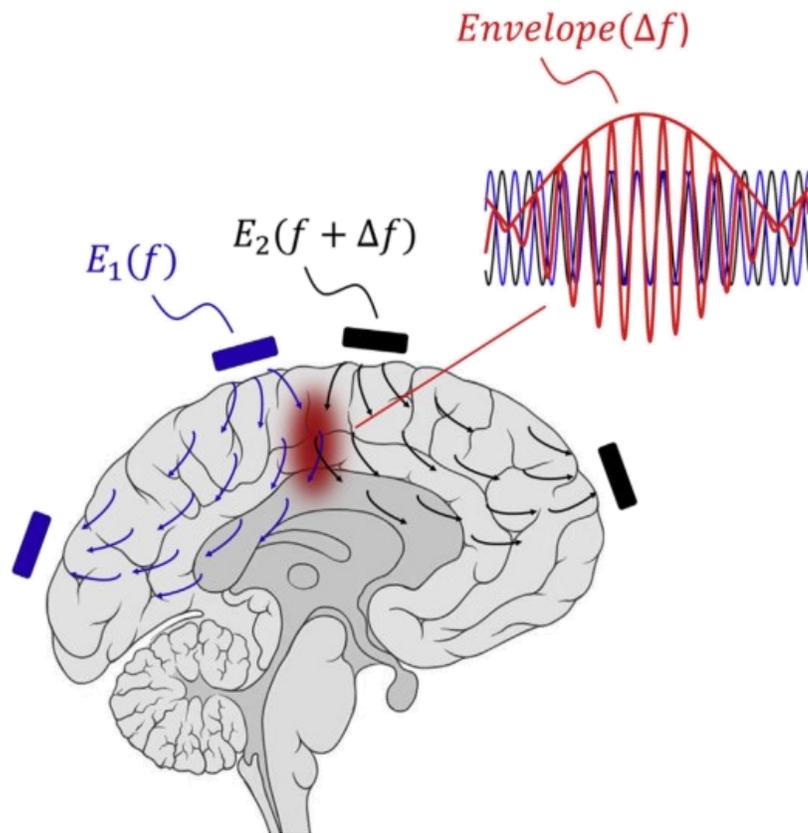


# Problema directo en TES

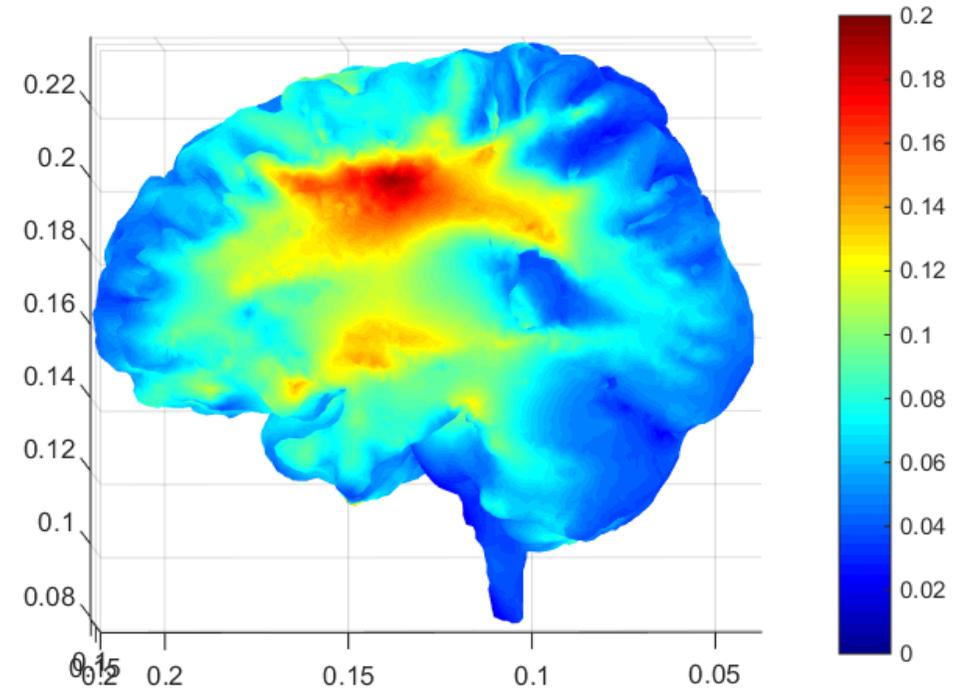
- Densidad de corriente en los electrodos.
- VER qué es lo que se estimula
- Estimar la “dosis” (intensidad)
- Ver cuánto estimulamos al resto del cerebro.



# Interferencia temporal transcraneal



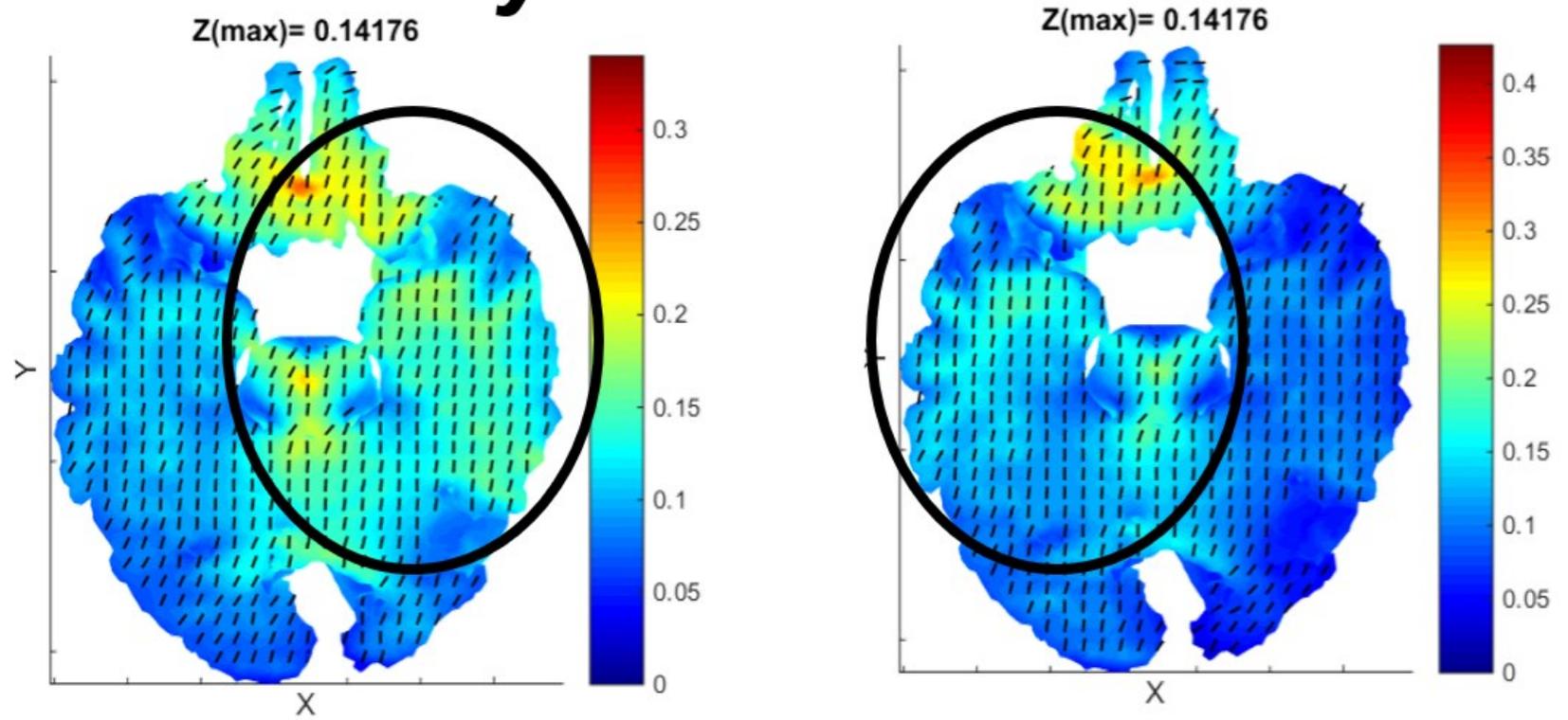
Inyección similar al esquema:



(Grossman et al, Cell, 2017)

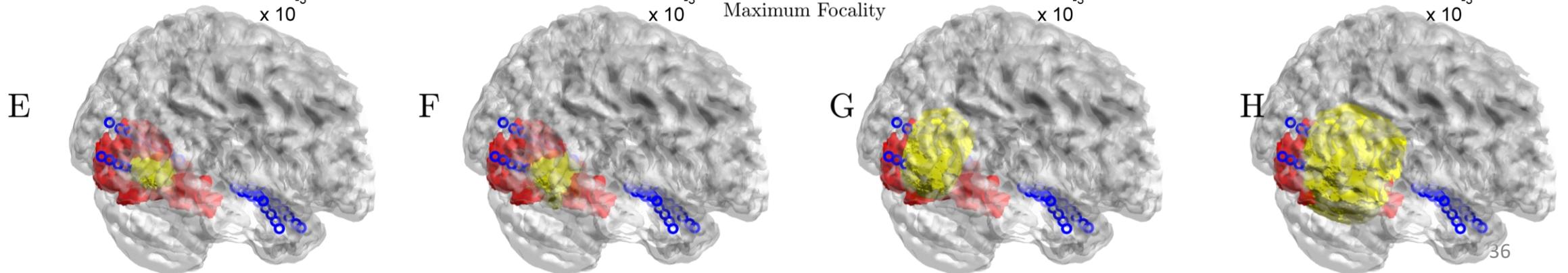
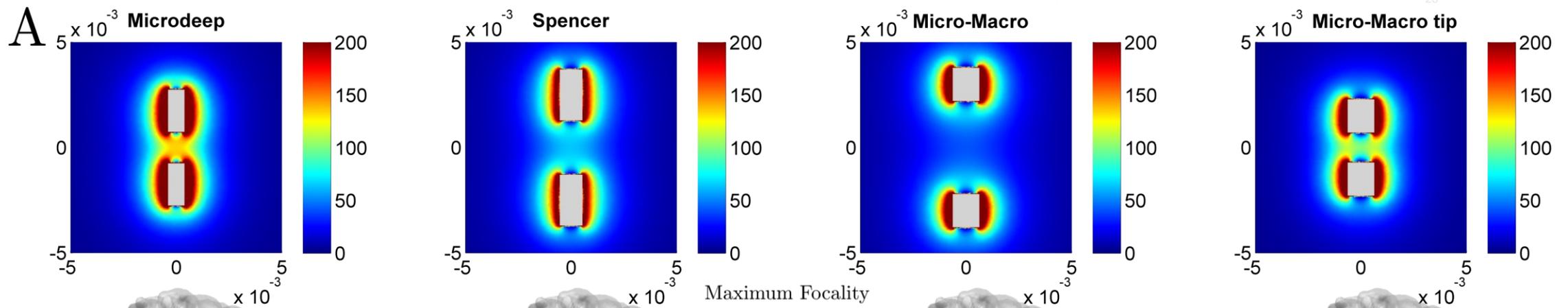
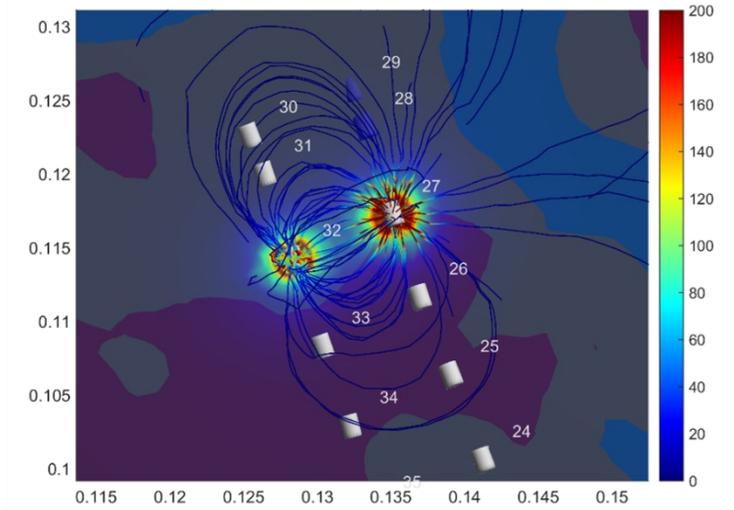
# Interferencia temporal transcraneal

## ***Left-right steerability:***



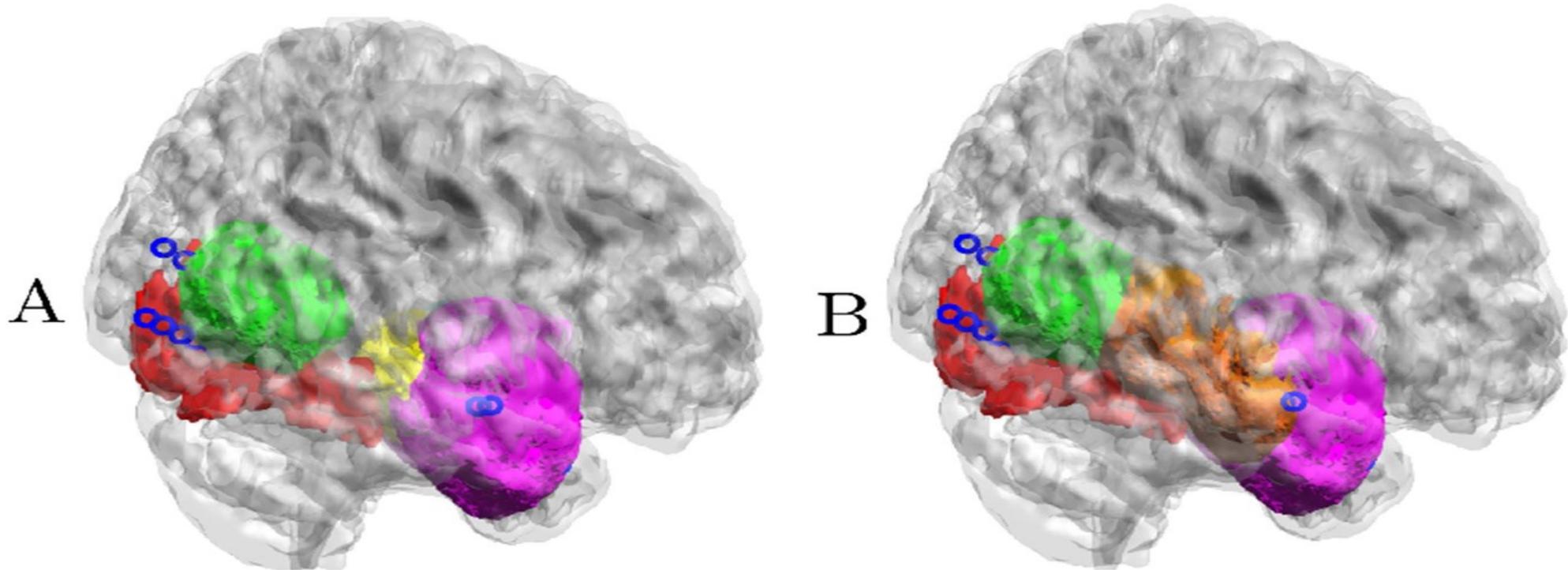
# Problema directo en DESM

- VER qué es lo que se estimula
- Extensión de la estimulación.



# Caso clínico

- Caso real del Hospital El Cruce, Florencio Varela, Prov. Buenos Aires.
- Paciente con Epilepsia que DESM bipolar clásica no aportaba información
- Con el problema directo se analizó la estimulación cruzada (x-DESM)



# Software de visualización

File View

Home MRI Model **Stim** Optim

Source: 1. Ins1  
Sink: 40. Ami6  
I (mA): 1.00

Create Stimulation

Threshold: 1.00 V/m

Opacity: [Slider]

Colorbar: 5 10 V/m

Axial - XY: 117  
Coronal - XZ: 141  
Sagittal - YZ: 157

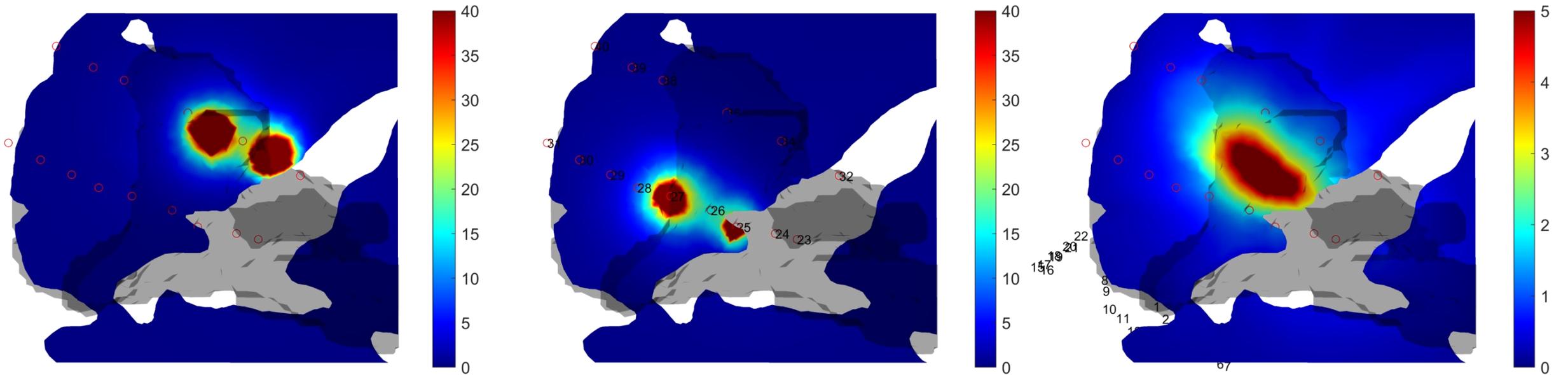
Axial	Coronal	Sagittal
X: 157 Y: 140 Z: 117	X: - Y: - Z: -	X: 157 Y: 1 Z: 248
MRI: 95 S: 16.6 P: 0	MRI: - S: - P: -	MRI: 0 S: -1.0 P: 0
Left - Right	Left - Right	Back - Front

Marker  
Coordinates: X: 157 - Y: 141 - Z: 117  
Intensities: MRI: 109 - S: 24.1 - P: 0  
Label: None

A S C 3D X4

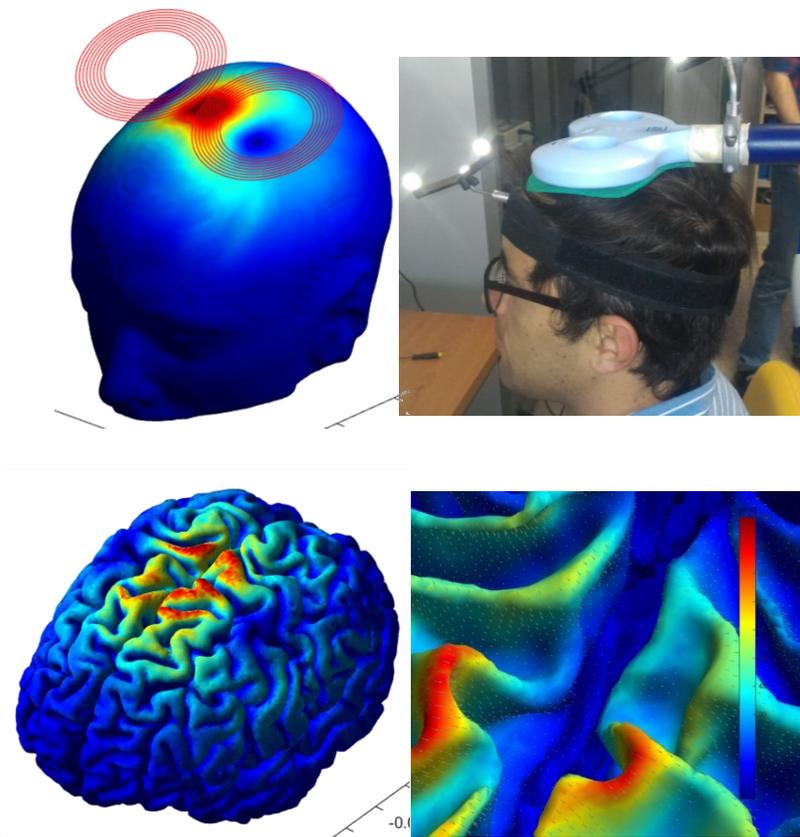
Hot Jet Gray

# Interferencia temporal intracraneal

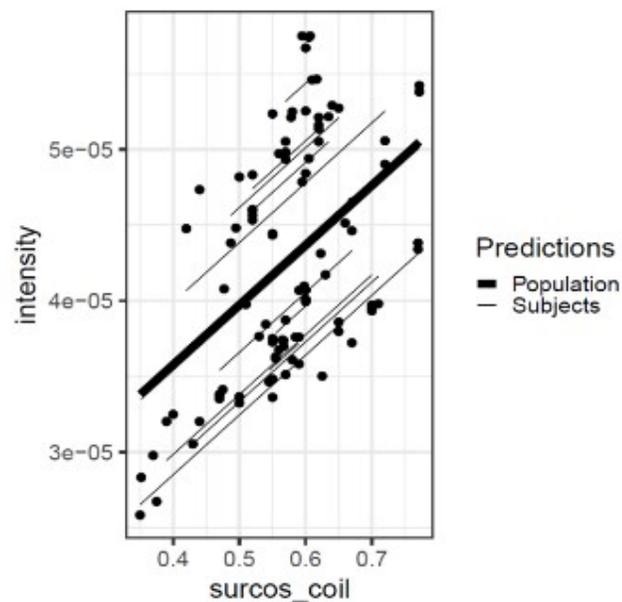


# Modelado en TMS (*mini bonus track*)

Nuevamente, “visualizar”  
lo que se estimula

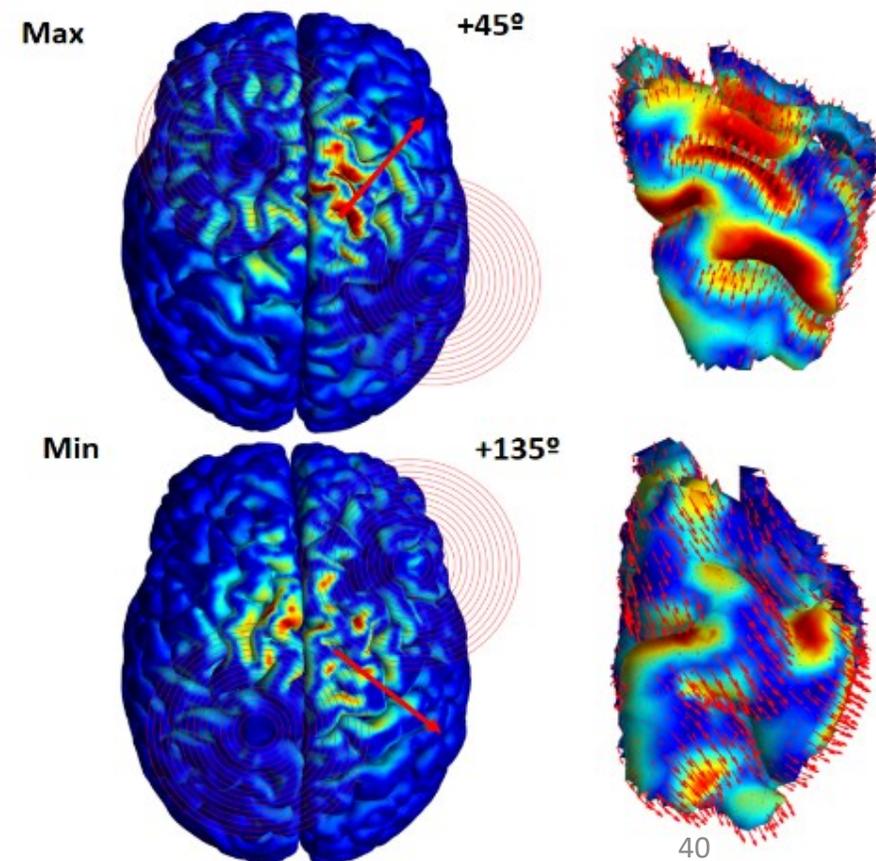


pre-SMA



1) SMA  
numDF denDF F-value p-value  
(Intercept) 1 83 519.73 <.0001  
surcos\_coil 1 83 176.75 <.0001

R-squared marginal (del factor) = 0.213

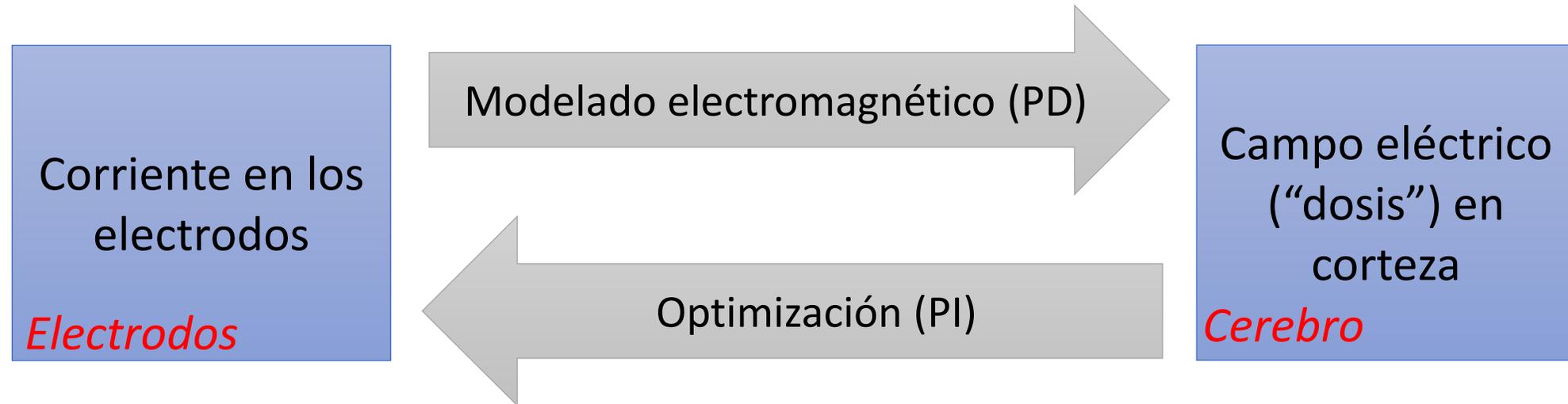


# Índice

1. Introducción
  2. Bioelectromagnetismo
  3. Modelos virtuales realistas
  4. Modelado electromagnético
  5. Estimulación optimizada
- 



# Optimización (Problema inverso)



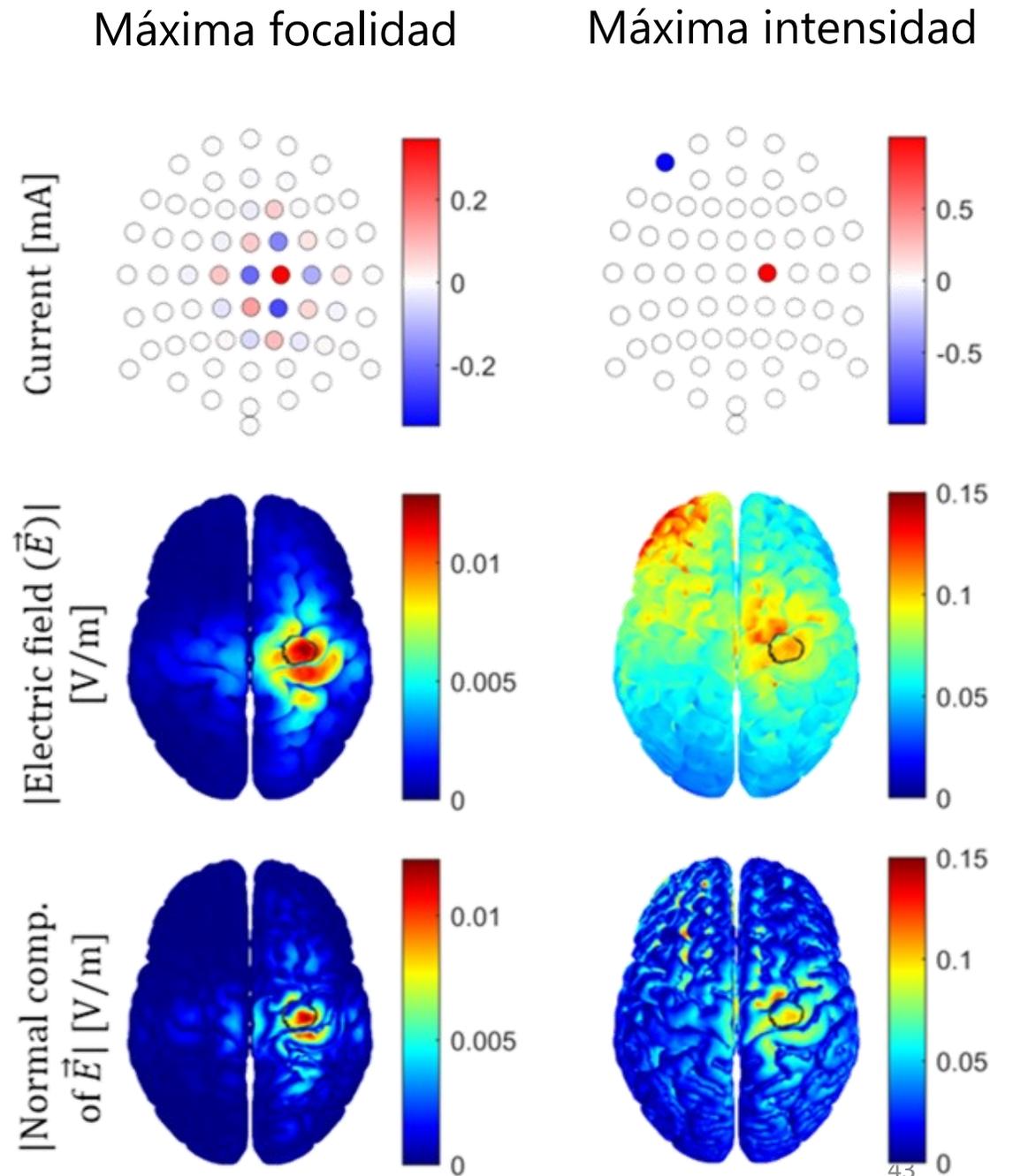
# TES óptima

¿Cuánta corriente debo aplicar a cada electrodo para estimular “X” zona del cerebro?

Problema matemático de “optimización”.

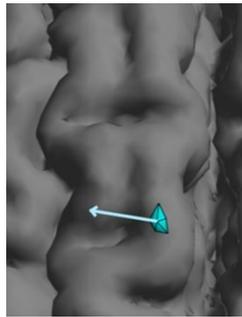
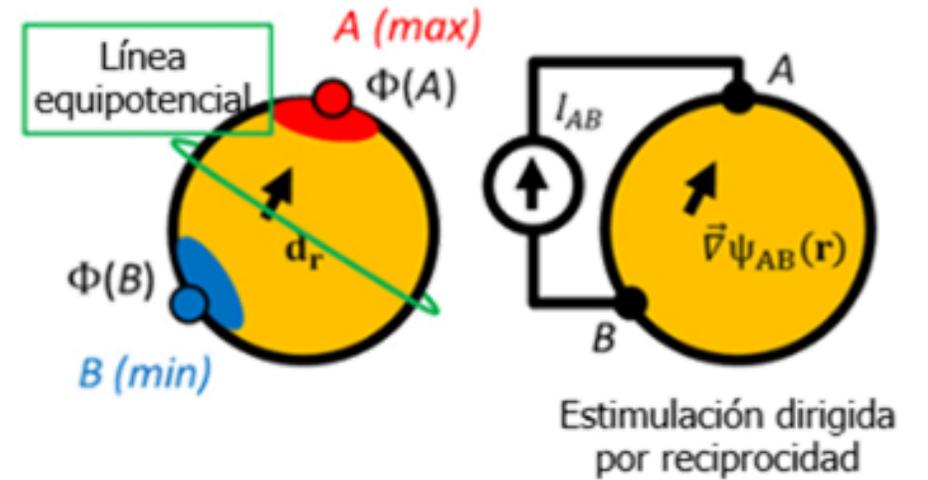
De acuerdo al criterio de “optimización”, existen distintas posibilidades, por ejemplo:

- Mejorar intensidad
- Mejorar focalidad
- Varias más

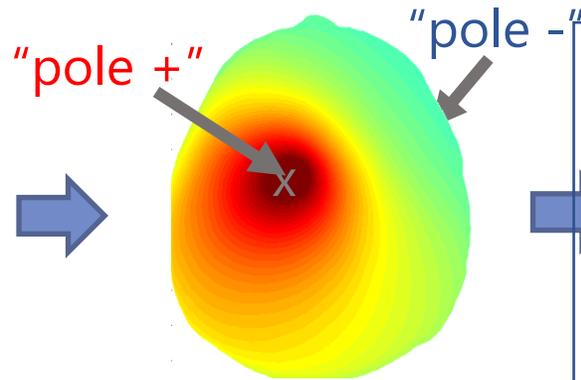


# TES óptima: máxima intensidad

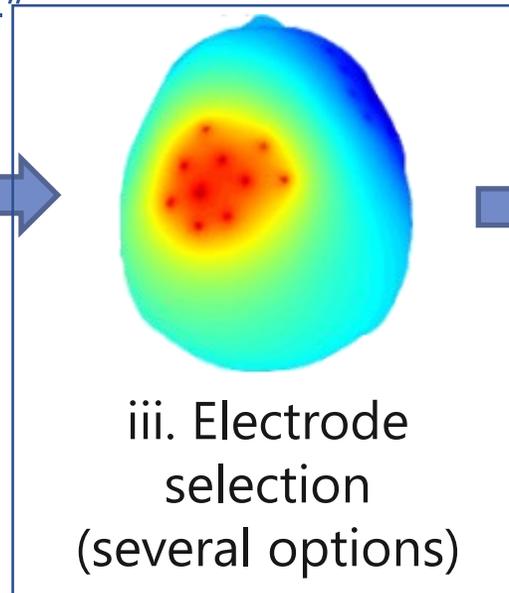
Principio de reciprocidad eléctrica:



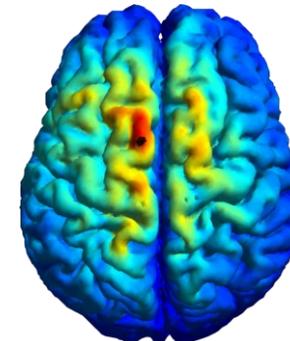
i. EEG dipolar source at the target



ii. EEG forward problem (FP) scalp topography

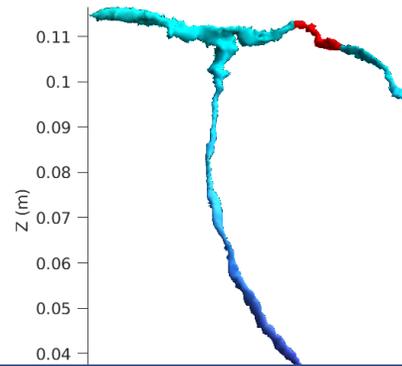
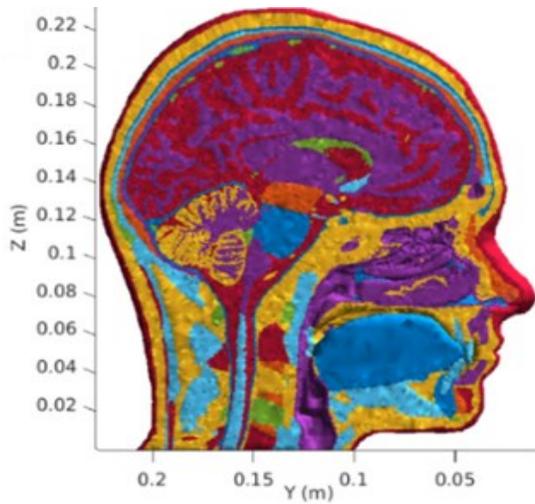


iii. Electrode selection (several options)

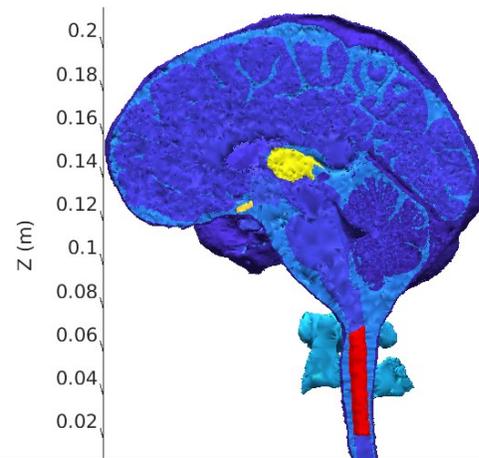


iv. TES FP

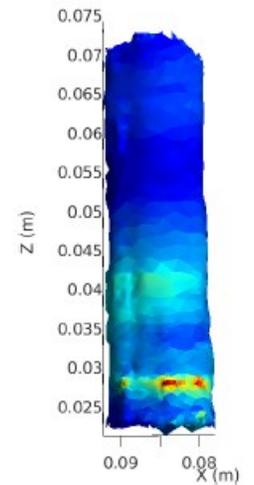
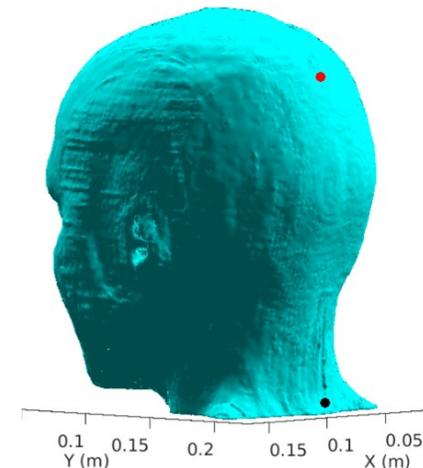
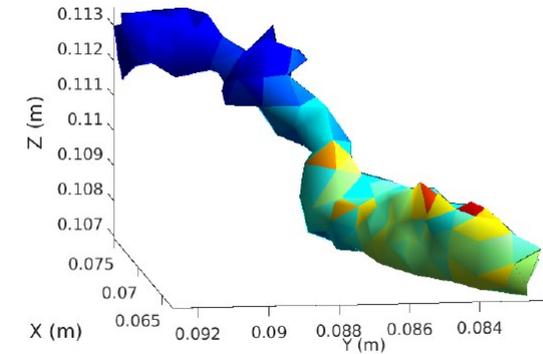
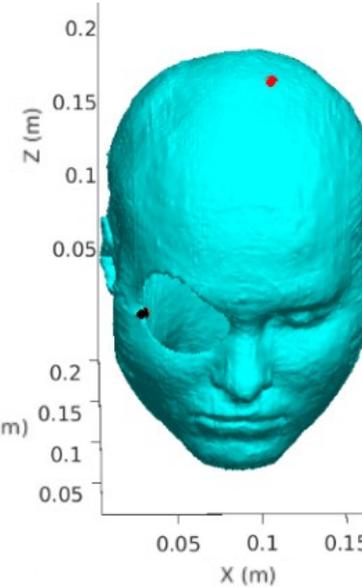
# Estimulación para cefaleas y migrañas



Ganglio esfenopalatino



Complejo trigémino cervical



# TES óptima: algoritmo más general

Formulación matemática:

$$\hat{\mathbf{i}} = \underset{\mathbf{i}}{\operatorname{argmax}}(\mathbf{d}^T \mathbf{\Gamma} \mathbf{T} \mathbf{i}), \quad s. t.$$

- (i)  $\mathbf{i}^T \mathbf{T}^T \mathbf{\Gamma}_{\text{non-ROI}} \mathbf{T} \mathbf{i} \leq \alpha_I$
- (ii)  $|\tilde{\mathbf{i}}|_1 \leq 2i_{max}$
- (iii)  $\tilde{\mathbf{i}}_{\min} \preceq \tilde{\mathbf{i}} \preceq \tilde{\mathbf{i}}_{\max}$

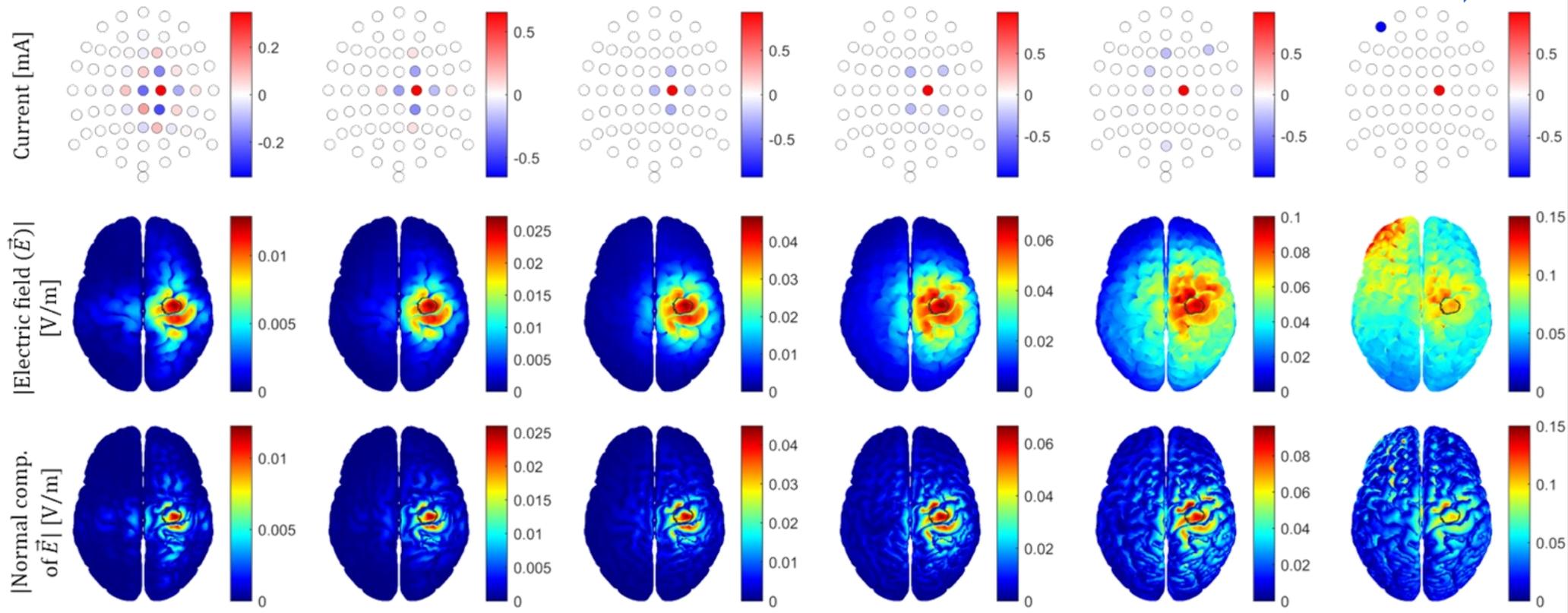
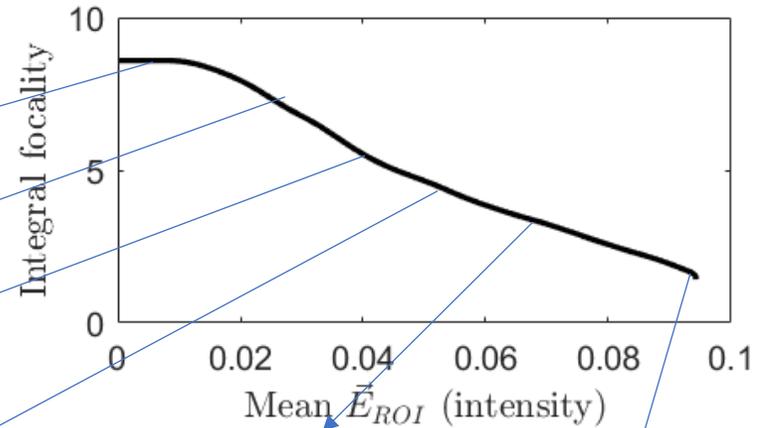
Problema matemático de optimización convexa con restricciones.

$$\hat{\mathbf{i}} = \underset{\mathbf{i}}{\operatorname{argmax}}(\mathbf{d}^T \mathbf{\Gamma} \mathbf{T} \mathbf{i}), \quad s. t.$$

- (i)  $\mathbf{i}^T \mathbf{T}^T \mathbf{\Gamma}_{\text{non-ROI}} \mathbf{T} \mathbf{i} \leq \alpha_I$
- (ii)  $|\tilde{\mathbf{i}}|_1 \leq 2i_{max}$
- (iii)  $\tilde{\mathbf{i}}_{\min} \preceq \tilde{\mathbf{i}} \preceq \tilde{\mathbf{i}}_{\max}$
- (iv)  $|\tilde{\mathbf{i}}|_0 \leq N + 1$

Problema matemático de optimización convexa con restricciones combinatorias.

# Unificación



Cuadrados mínimos

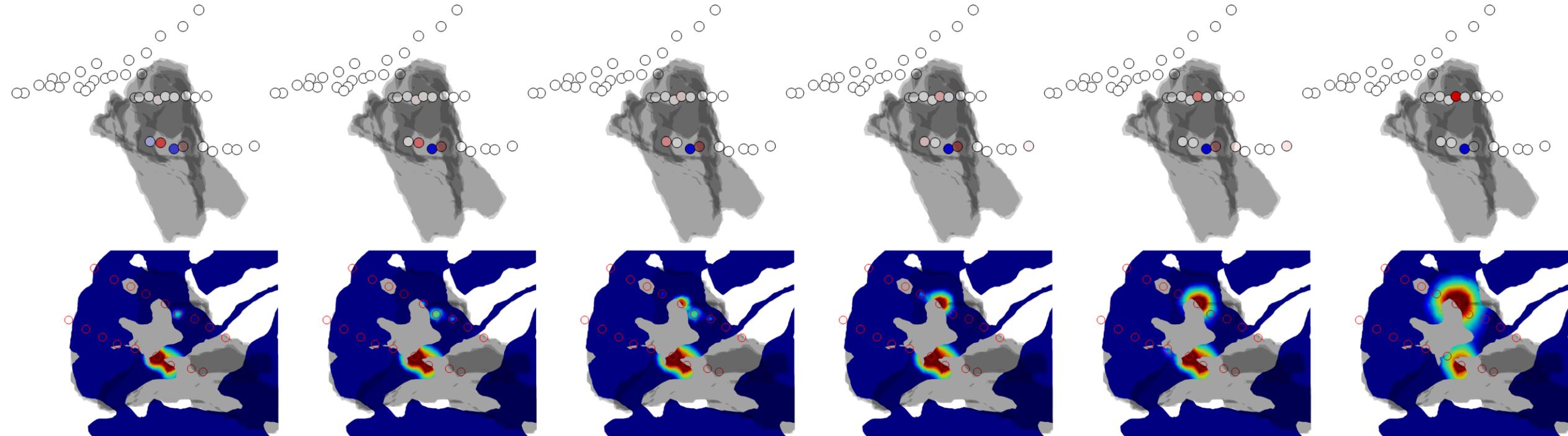
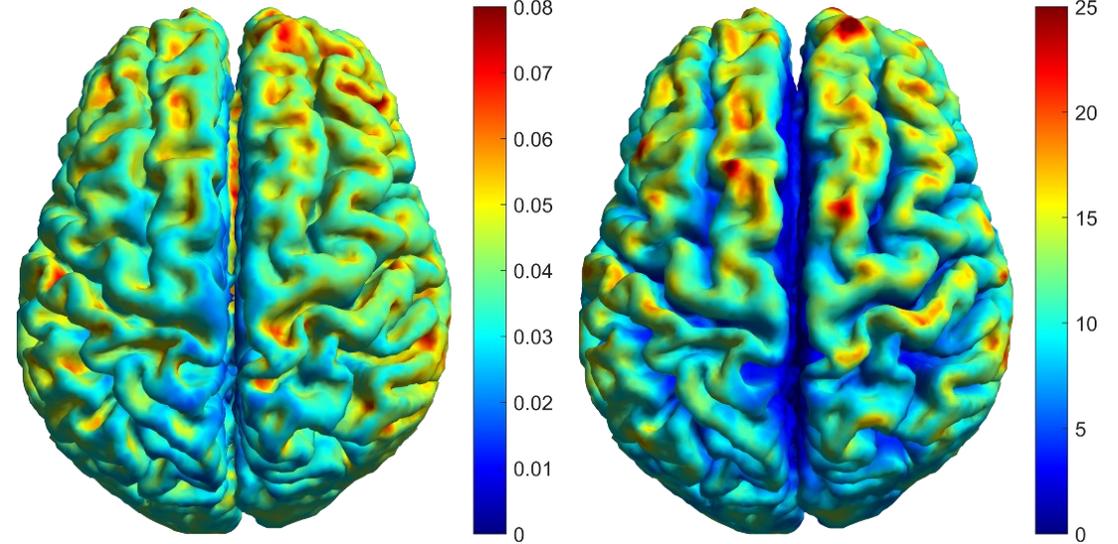


Hay una evolución continua

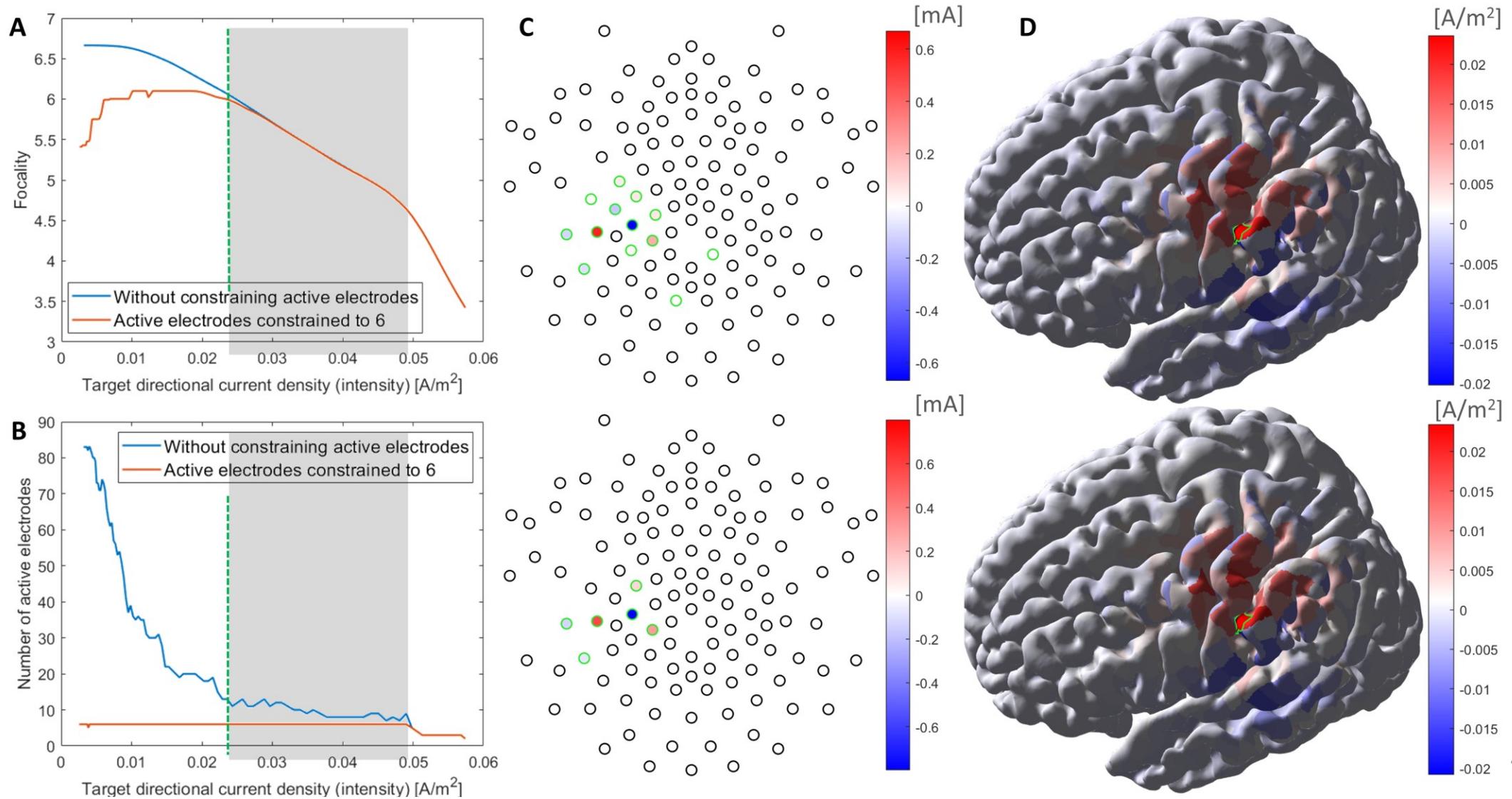
Reciprocidad

# Usos

- Mapas de máxima intensidad – máxima focalidad
- Unificación en IES



# Restricción de generadores independientes



# Optimización de Interferencia Temporal

$$\hat{\mathbf{i}}_1, \hat{\mathbf{i}}_2 = \underset{\mathbf{i}_1, \mathbf{i}_2}{\operatorname{argmax}}(2 \min(|\mathbf{d}^T \Gamma \mathbf{T} \mathbf{i}_1|, |\mathbf{d}^T \Gamma \mathbf{T} \mathbf{i}_2|)), \quad s. t.$$

- (i)  $\|2 \min(|\Gamma \mathbf{T} \mathbf{i}_1|, |\Gamma \mathbf{T} \mathbf{i}_2|)\| \leq \alpha_I$
- (ii)  $|\tilde{\mathbf{i}}_1|_1 \leq 2i_{max}, |\tilde{\mathbf{i}}_2|_1 \leq 2i_{max}$
- (iii)  $\tilde{\mathbf{i}}_{min} \preceq \tilde{\mathbf{i}}_1 \preceq \tilde{\mathbf{i}}_{max}, \tilde{\mathbf{i}}_{min} \preceq \tilde{\mathbf{i}}_2 \preceq \tilde{\mathbf{i}}_{max}$

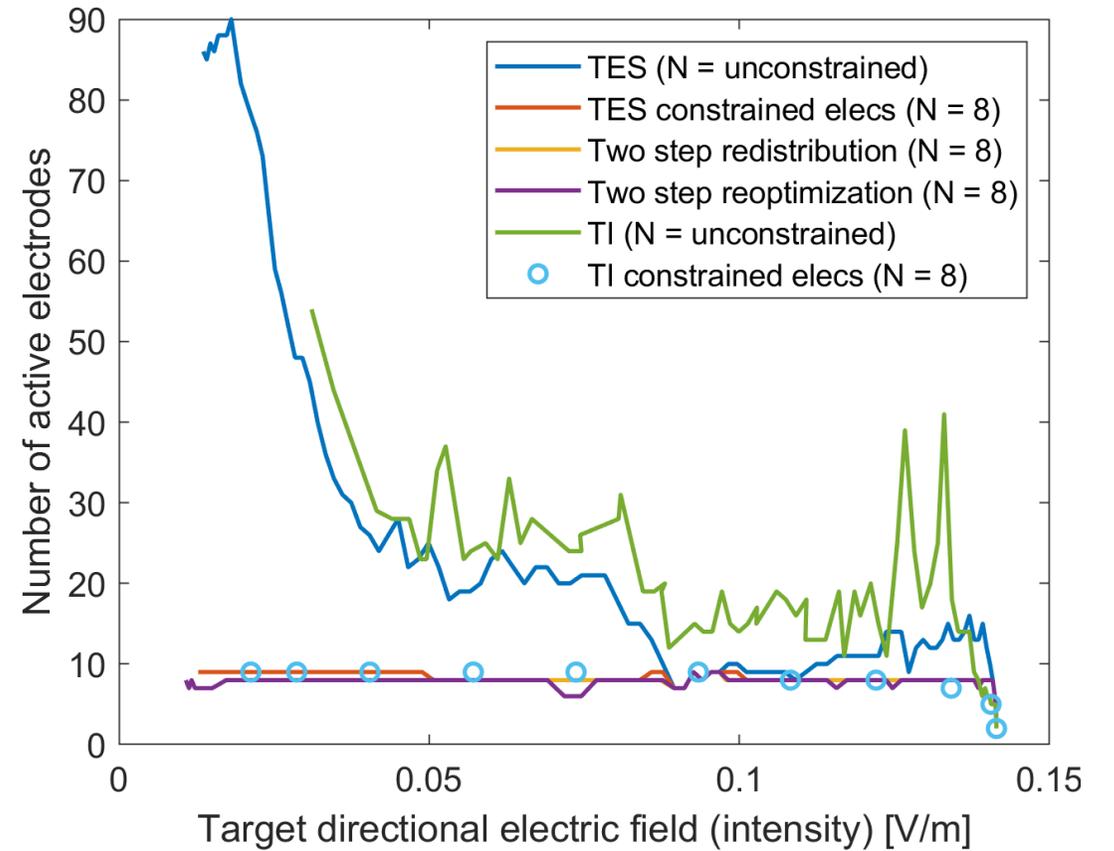
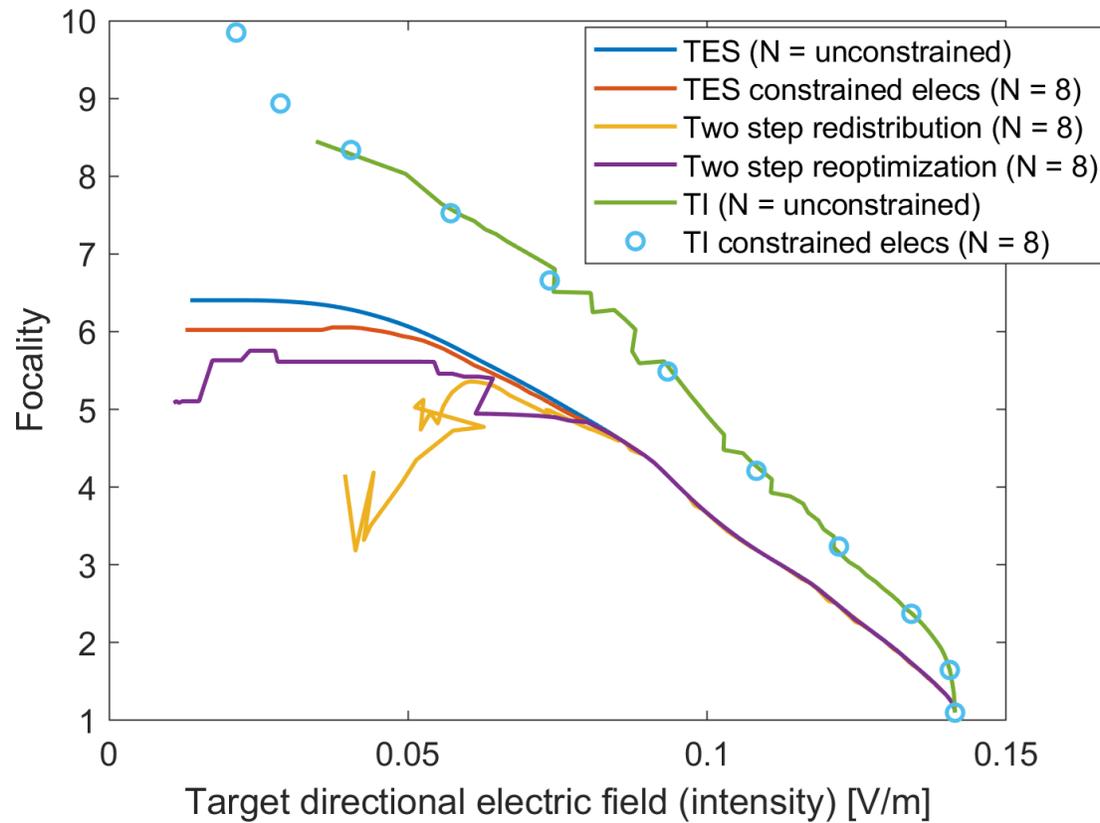
Ya no es convexo, es del tipo **minimax**. Mucho más lento de resolver

$$\hat{\mathbf{i}}_1, \hat{\mathbf{i}}_2 = \underset{\mathbf{i}_1, \mathbf{i}_2}{\operatorname{argmax}}(2 \min(|\mathbf{d}^T \Gamma \mathbf{T} \mathbf{i}_1|, |\mathbf{d}^T \Gamma \mathbf{T} \mathbf{i}_2|)), \quad s. t.$$

- (i)  $\|2 \min(|\Gamma \mathbf{T} \mathbf{i}_1|, |\Gamma \mathbf{T} \mathbf{i}_2|)\| \leq \alpha_I$
- (ii)  $|\tilde{\mathbf{i}}_1|_1 \leq 2i_{max}, |\tilde{\mathbf{i}}_2|_1 \leq 2i_{max}$
- (iii)  $\tilde{\mathbf{i}}_{min} \preceq \tilde{\mathbf{i}}_1 \preceq \tilde{\mathbf{i}}_{max}, \tilde{\mathbf{i}}_{min} \preceq \tilde{\mathbf{i}}_2 \preceq \tilde{\mathbf{i}}_{max}$
- (iv)  $|\tilde{\mathbf{i}}_1 + \tilde{\mathbf{i}}_2|_0 \leq N + 1$

No convexo (minimax) y combinatorio!

# Optimización de Interferencia Temporal

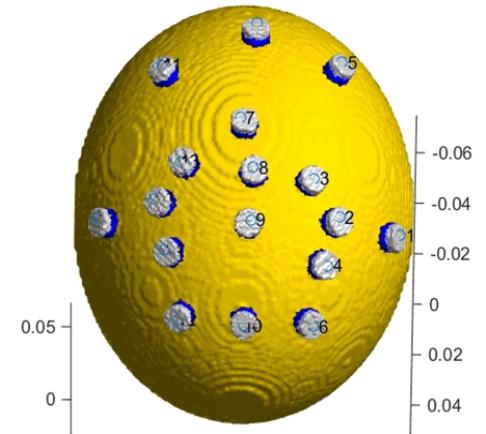
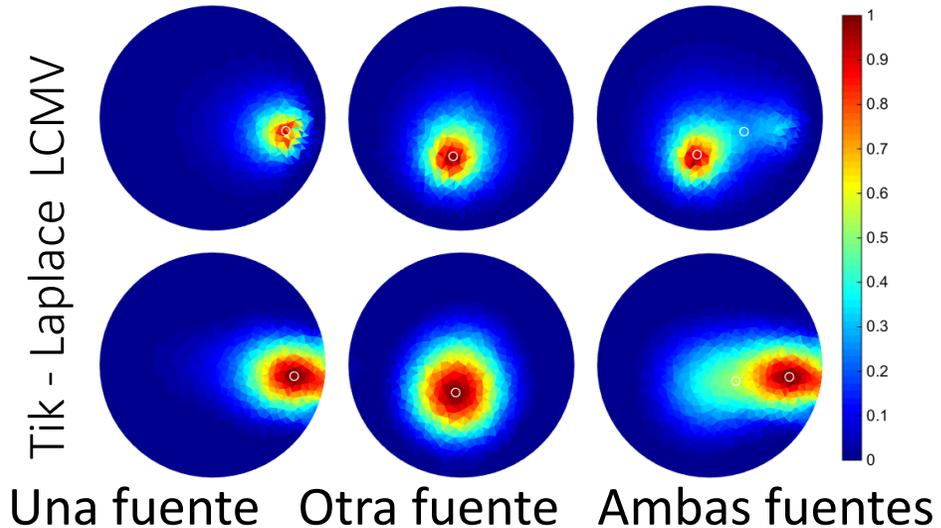
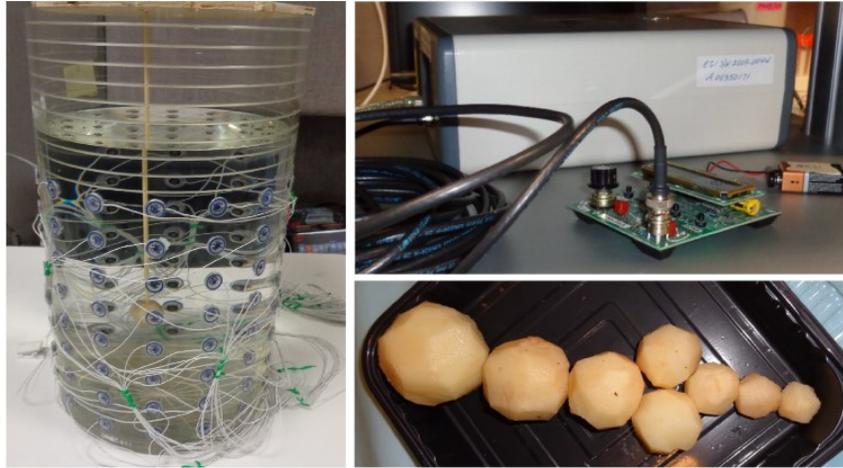


# Índice

1. Introducción
  2. Bioelectromagnetismo
  3. Modelos virtuales realistas
  4. Modelado electromagnético
  5. Estimulación optimizada
  6. Bonus track !!
-

# Tomografía de impedancia eléctrica (EIT)

- NO en la version paramétrica
- Sino para generar mapas de conductividad
- Detección temprana de ACVs

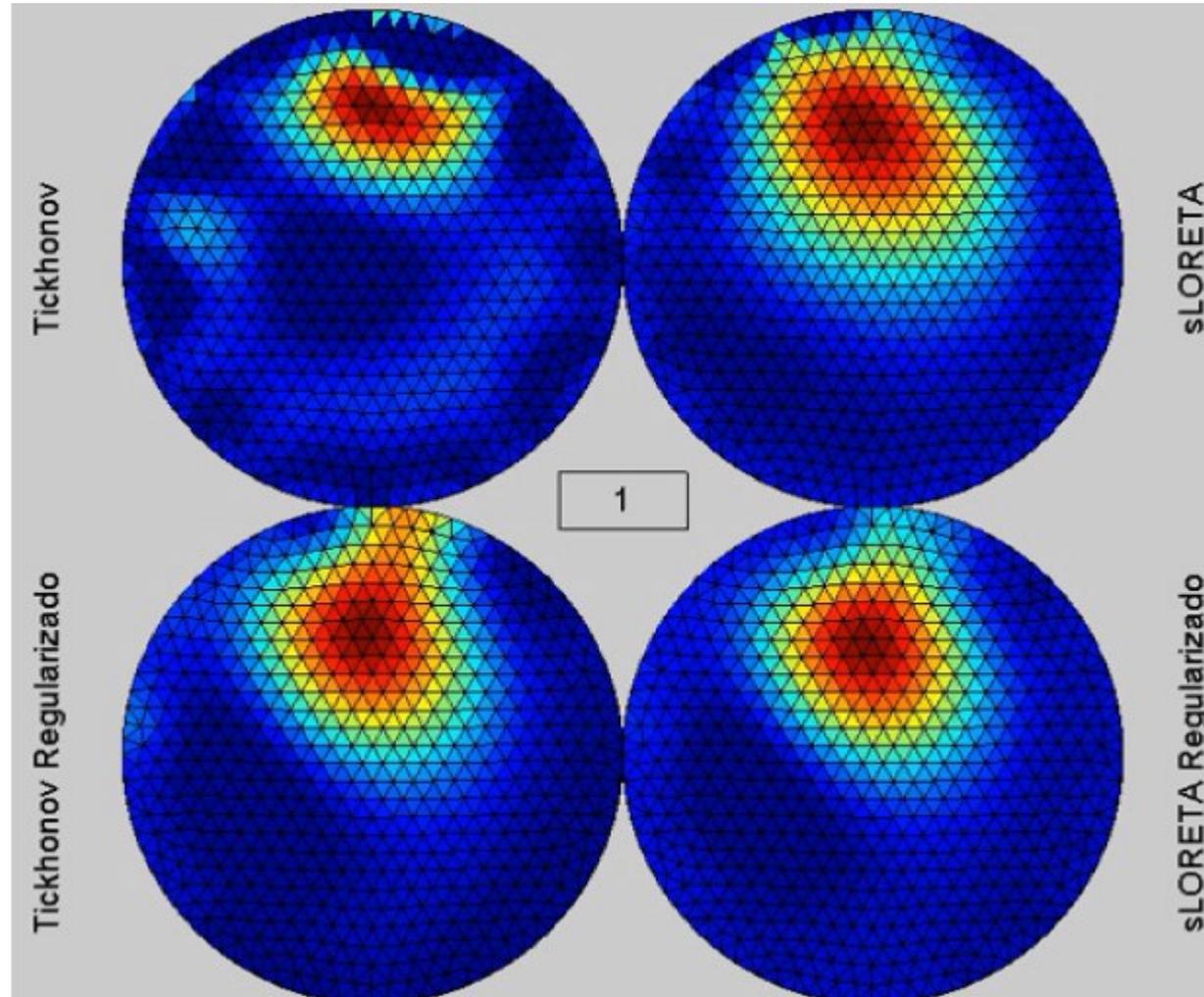


# Tomografía de impedancia eléctrica (EIT)

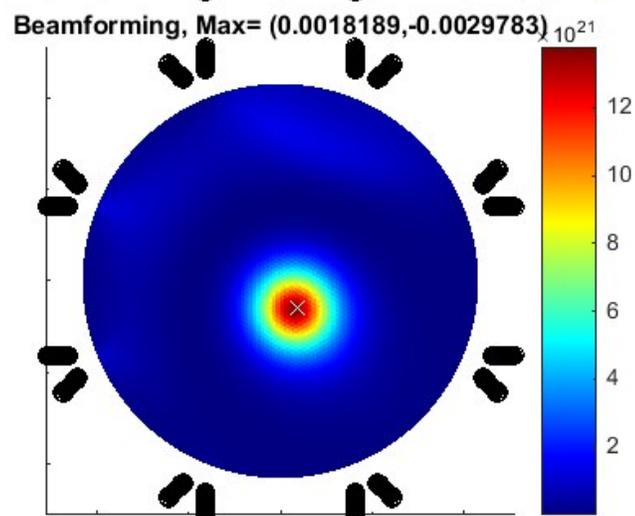
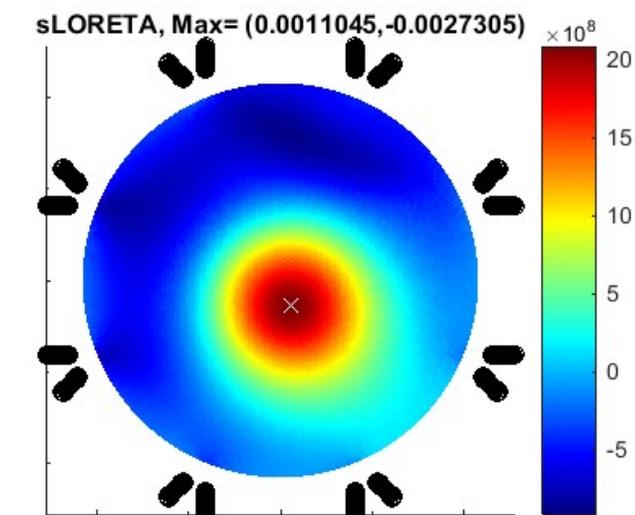
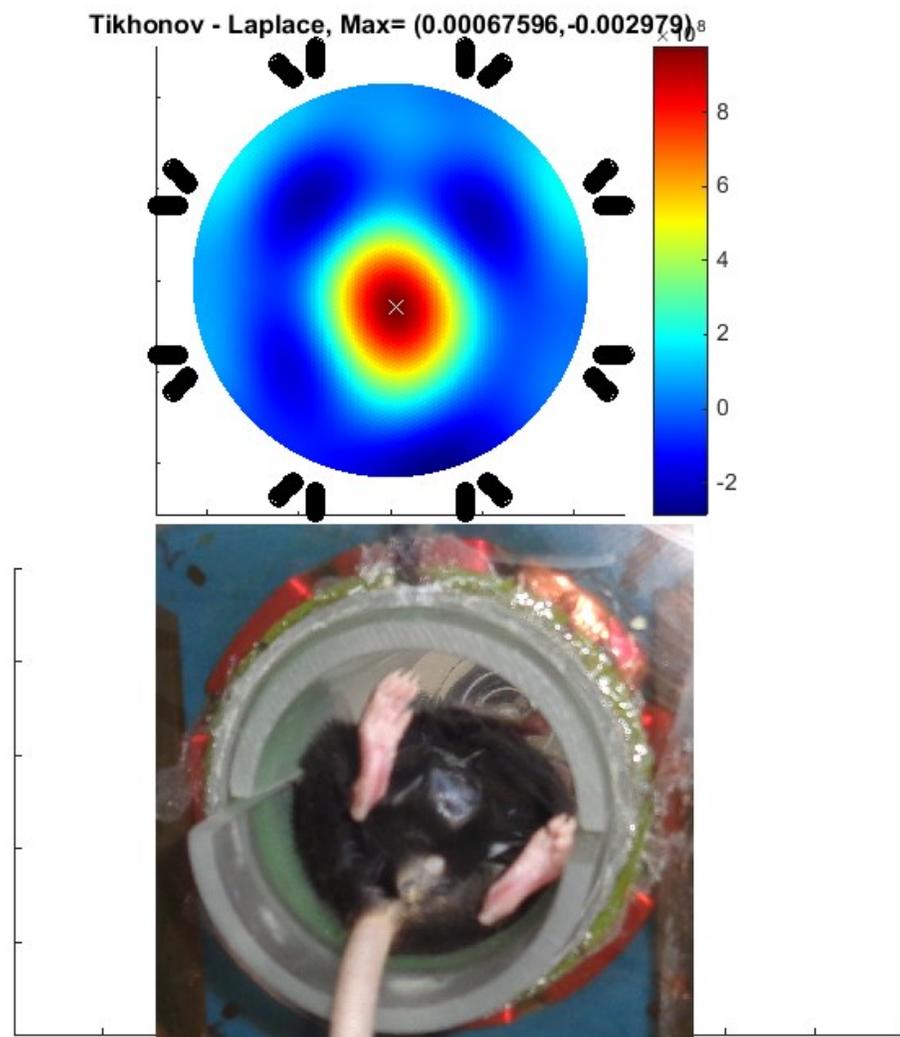
- Monitoreo pulmonar (Impetom!)



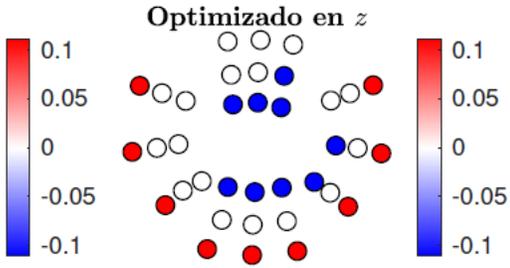
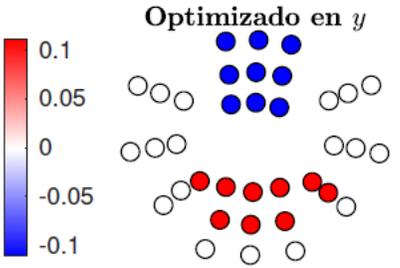
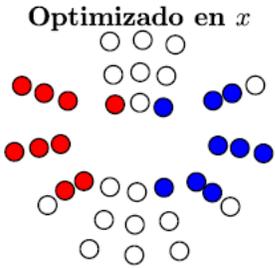
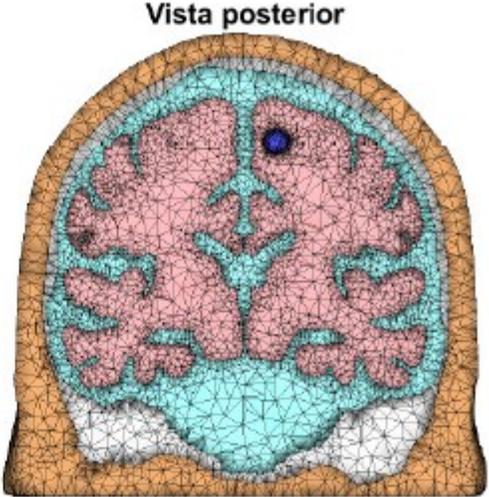
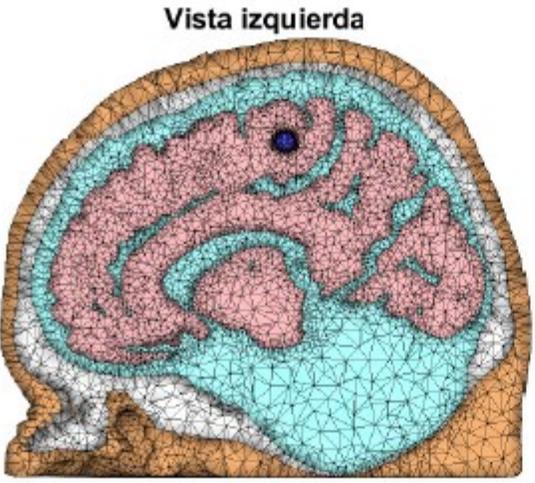
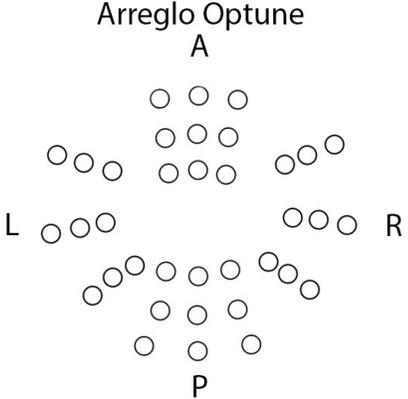
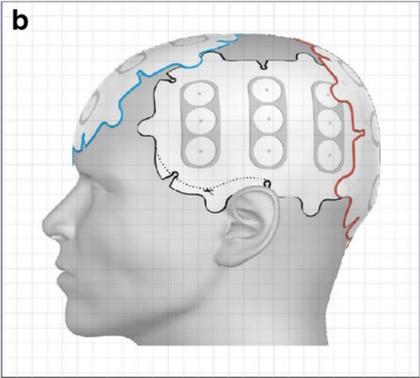
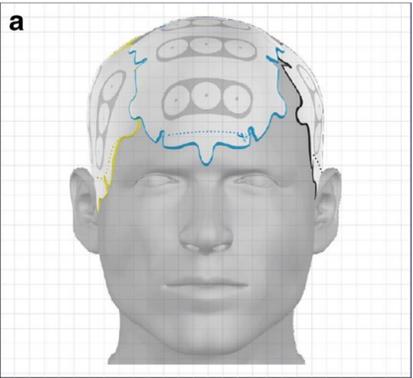
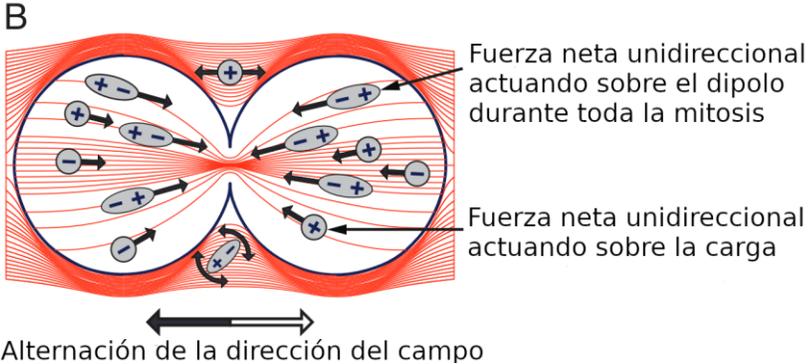
Universidad de la República  
Uruguay  
**nib**  
núcleo de ingeniería biomédica



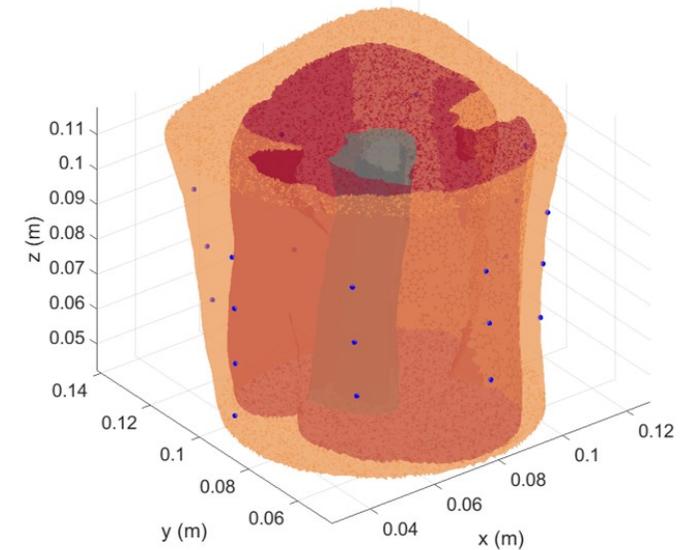
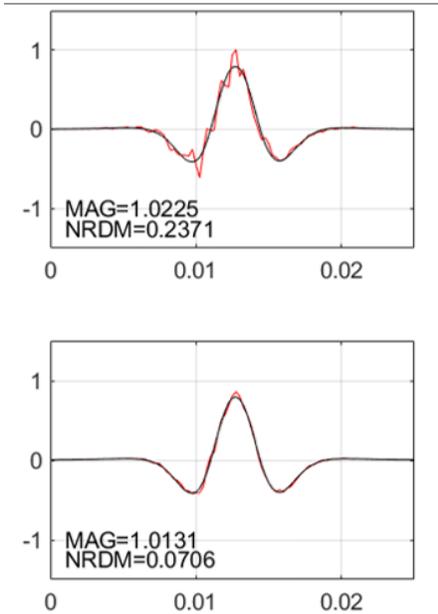
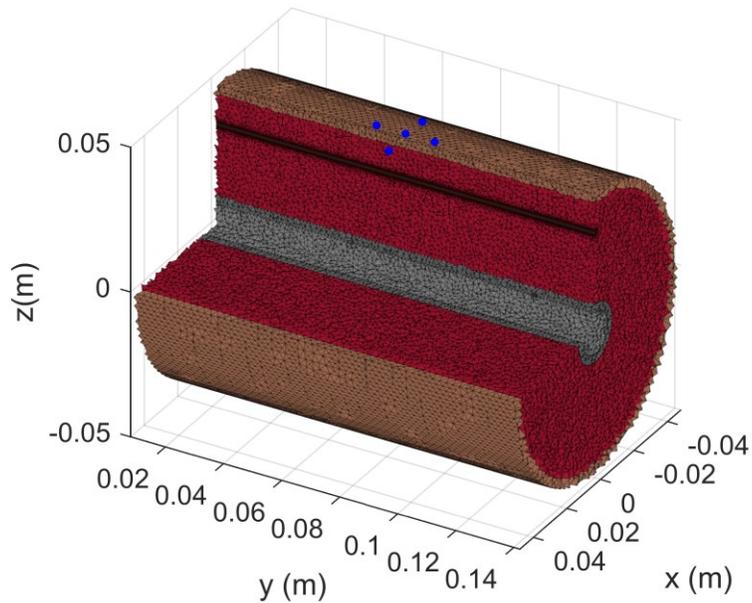
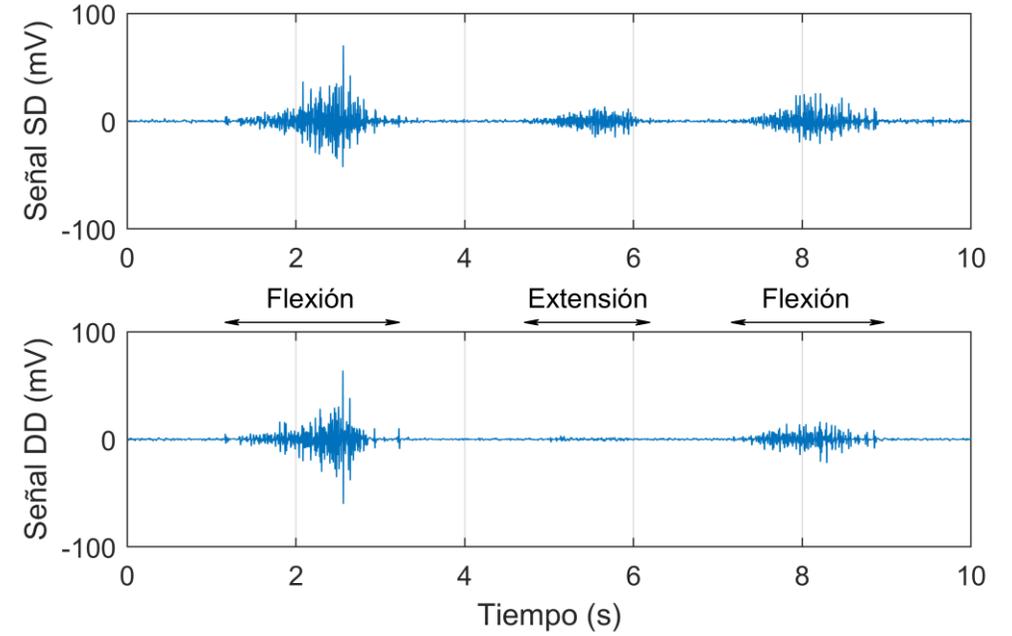
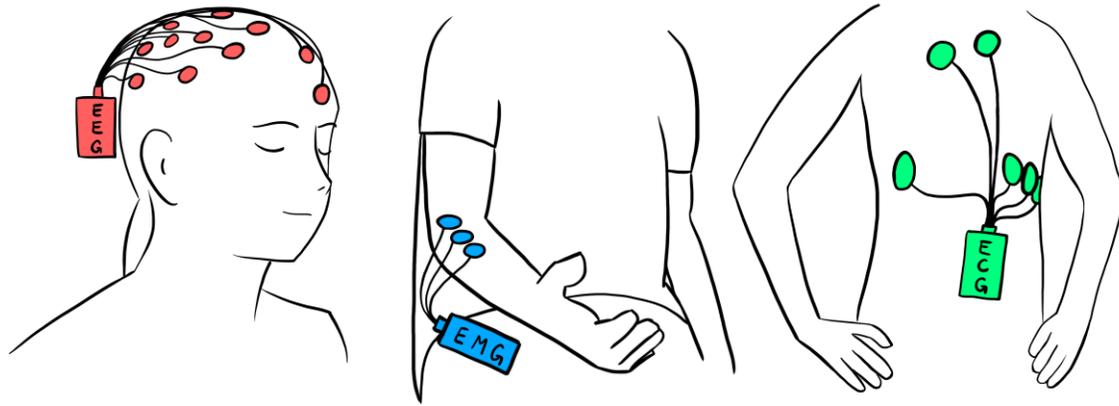
# Tomografía de permeabilidad magnética



# Tratamiento de tumores con TES

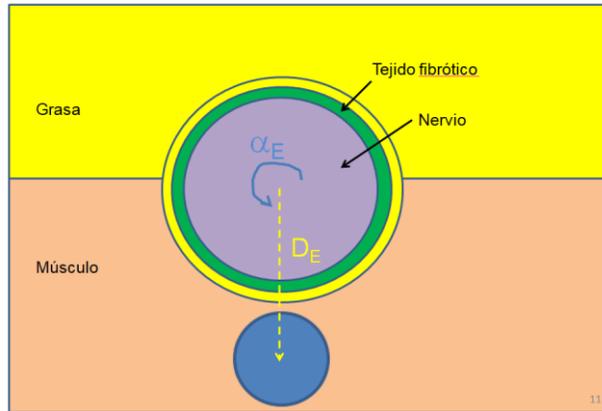


# Electromiografía

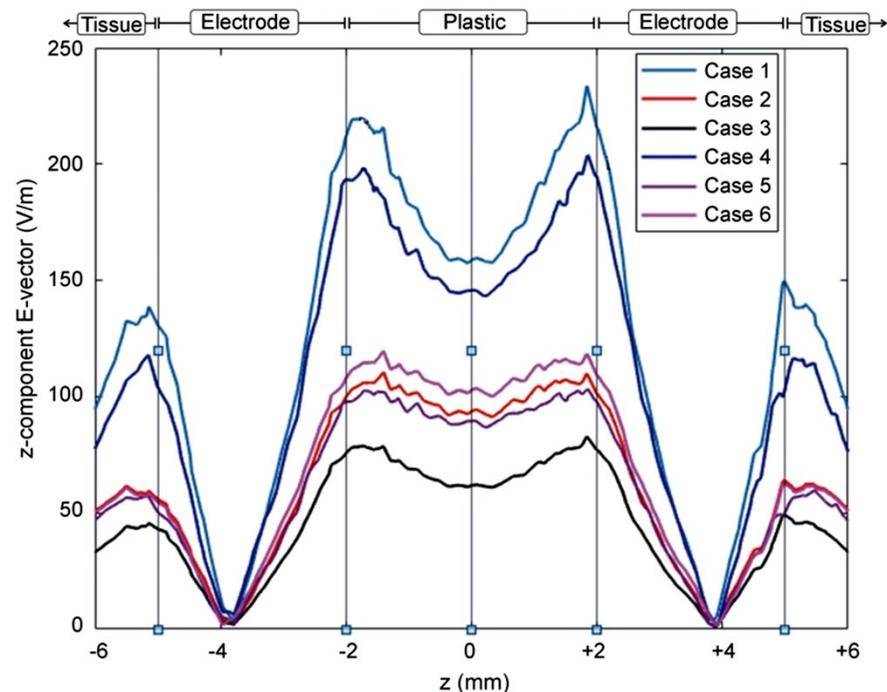
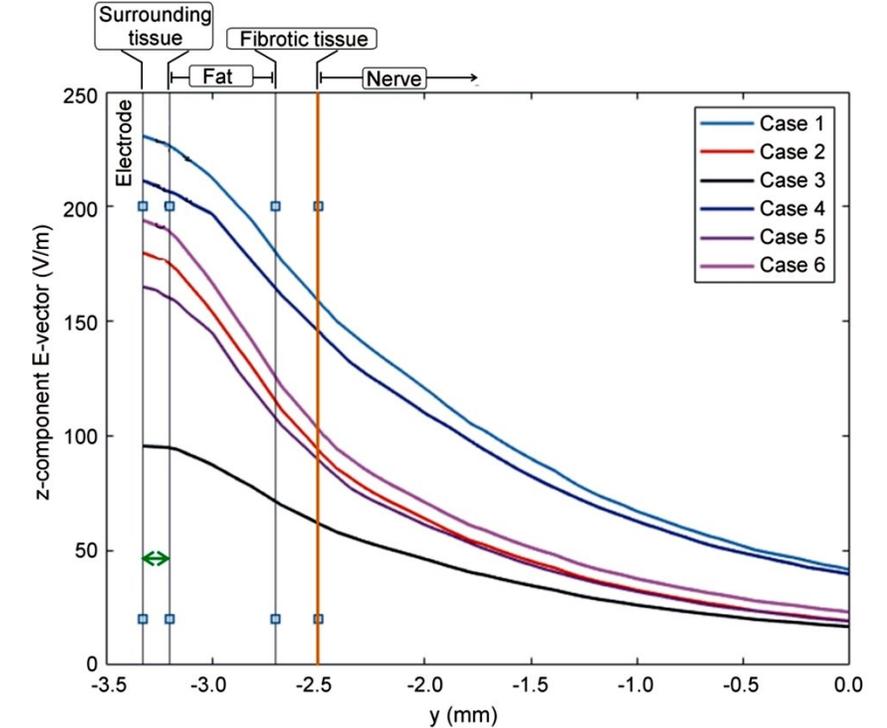
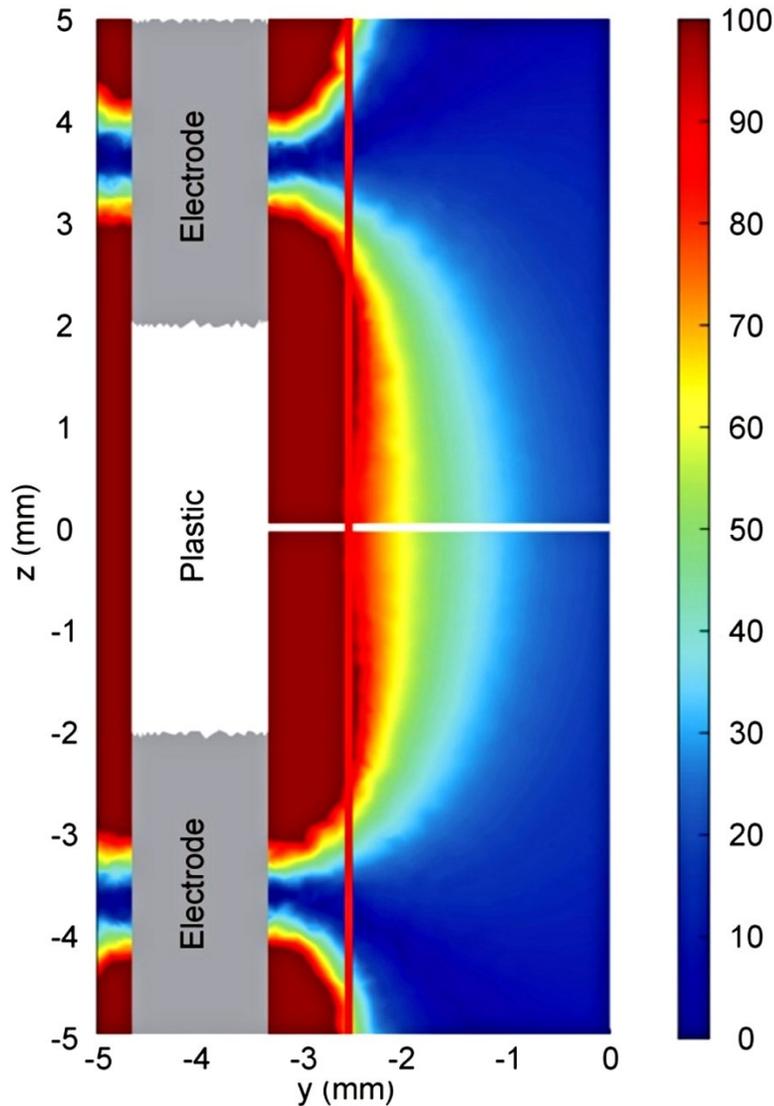
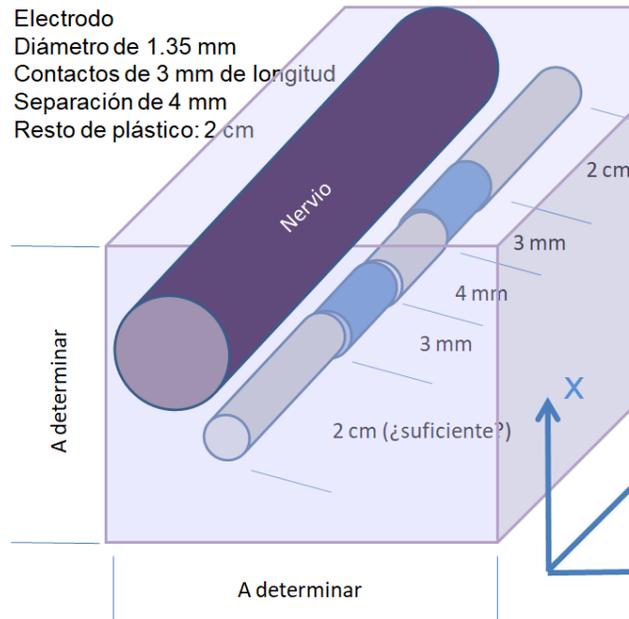


# Nervios periféricos

Construcción del modelo por extrusión  
Paso 5: Electrodo (1.35 mm de diámetro, posición parametrizable)



Electrodo  
Diámetro de 1.35 mm  
Contactos de 3 mm de longitud  
Separación de 4 mm  
Resto de plástico: 2 cm



# Resumen

- El cuerpo humano está repleto de fenómenos electromagnéticos, no solo el sistema nervioso.
- El fenómeno electromagnético está bien caracterizado por las ecuaciones de Maxwell (a nivel macro), por lo que es útil construir modelos electromagnéticos realistas.
- El modelado electromagnético (“problema directo”) nos permite estimar la distribución de potencial y campo eléctrico en distintos tejidos.
  - (Limitaciones: sujeto a errores debido a por ejemplo imprecisiones en la segmentación de los tejidos, asignación de valores de conductividad eléctrica, corrección de los sensores)
- La estimulación eléctrica (en sus varios tipos) puede ser modelada para visualizar cómo la corriente aplicada impacta en el cerebro o en los nervios.

# Resumen

- La interferencia temporal es una nueva manera de estimular con mucho potencial para aumentar la focalidad del estímulo.
- Los algoritmos de optimización permiten encontrar patrones de aplicación de corriente óptimos (ubicaciones e intensidades) y son mejores que el criterio clínico (más intuitivo).
- Tanto el modelado como la optimización se pueden realizar en atlas o en modelos personalizados (vamos hacia la medicina personalizada).

Seminarios de Bioingeniería 2025

# Muchas gracias por su atención

Dr. Mariano Fernández-Corazza

LEICI - Instituto de Electrónica, Control y Procesamiento de Señales

Departamento de Electrotecnia, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de La Plata (UNLP) -  
CONICET, La Plata, Buenos Aires, Argentina.