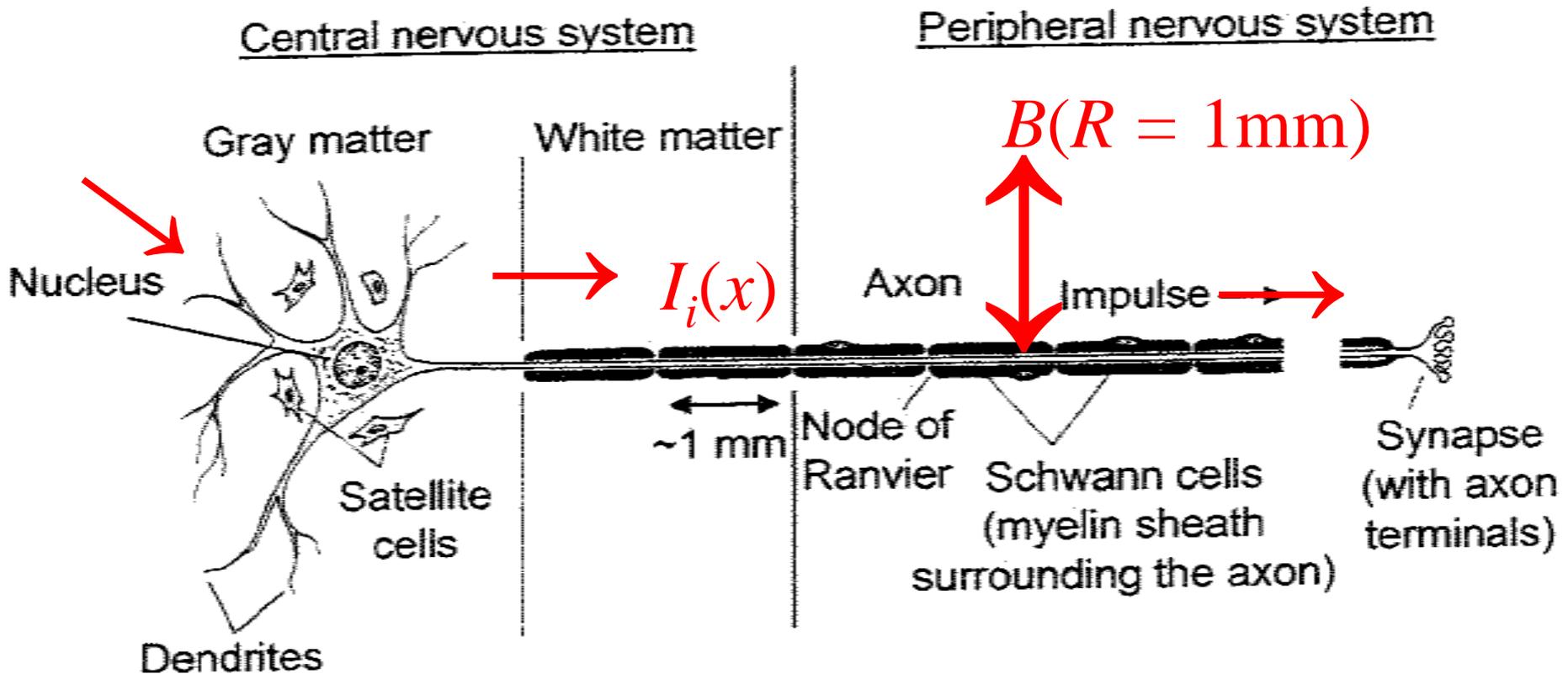


LICENCIATURA EN FISICA MEDICA

BIOFISICA

CAPITULO 12. Parte 2. Propiedades Eléctricas y Magnéticas del Cuerpo Humano

CONDUCCION NERVIOSA



$$I_i(x) = -\left(\frac{1}{r_i}\right)\left(\frac{dV}{dx}\right) \approx \left(\frac{1}{r_i}\right)\left(\frac{V}{\lambda}\right) = I$$

Ley de Biot y Savart en el vacío: $B = \frac{\mu_0 I}{2\pi R} \approx \frac{\mu_0 V}{2\pi R r_i \lambda}$

CAMPOS BIOMAGNETICOS TIPICOS

$$B = \frac{\mu_0 I}{2\pi R} \approx \frac{\mu_0 V}{2\pi R r_i \lambda} = \text{¿Permeabilidad del vacío?!}$$

$$= \frac{(4\pi \times 10^{-7} T \times m / A)(0,001V)}{2\pi (0,001m)(6,37 \times 10^9 \Omega / m)(3,7 \times 10^{-4} m)} = 84,8 fT$$

	V	λ	B
Axón _{Sin mielina}	1 mV	0,37 mm	85 fT
	10 μV	0,37 mm	0,85 fT
Axón _{Con mielina}	1 mV	8,8 mm	3,56 fT
	10 μV	8,8 mm	35,6 aT

SEÑALES BIOMAGNETICAS TIPICAS

Table 12.8. Typical amplitude of biomagnetic signals. (Using data from [567])
(1999)

biomagnetic signal	typical amplitude (pT)
magnetocardiogram (MCG)	50 ←
fetal MCG	1-10
magnetoencephalogram	1
evoked fields	0.1
magnetomyogram	10
magneto-oculogram	10
Earth's field	50×10^6

ACTUALIDAD DE LA DETECCION DE SEÑALES BIOMAGNETICAS

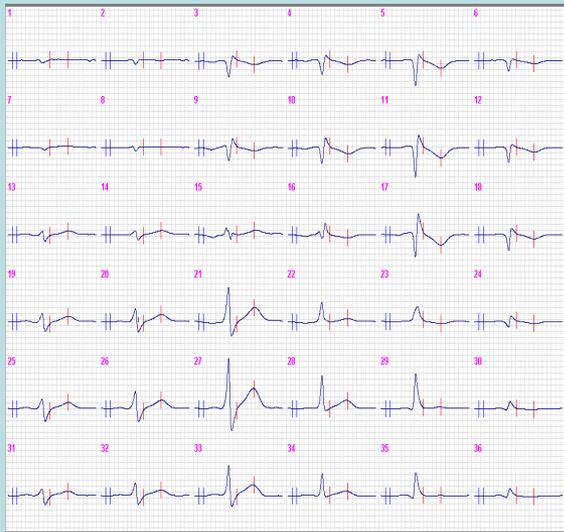
- La **Magnetocardiografía (MCG)** es la observación y medición de los débiles campos magnéticos generados por las corrientes eléctricas que circulan por las células que activan el músculo cardíaco.
- La MCG es un método completamente no-invasivo que permite registrar la actividad eléctrica cardíaca en múltiples sitios simultáneamente en un plano sobre el tórax sin el uso de electrodos.
- La MCG posibilita el registro de las señales cardíacas y provee imágenes 3D funcionales de la electrofisiología cardíaca.



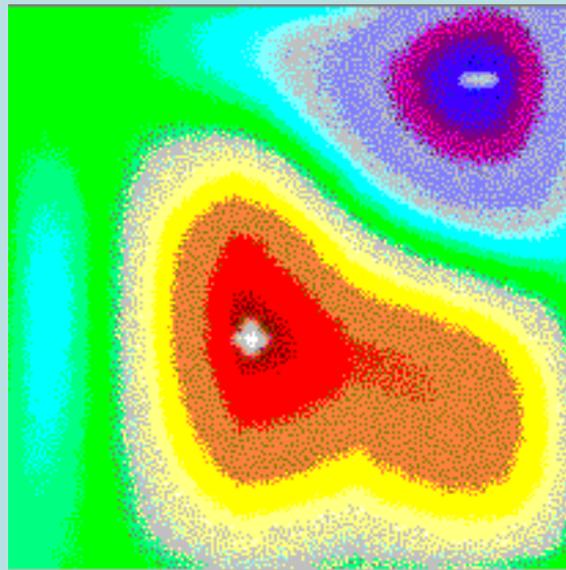
Kiev Medical Group, Ltd.
Kiev, Ukraine, 2006. 5

REGISTROS MCG NORMALES

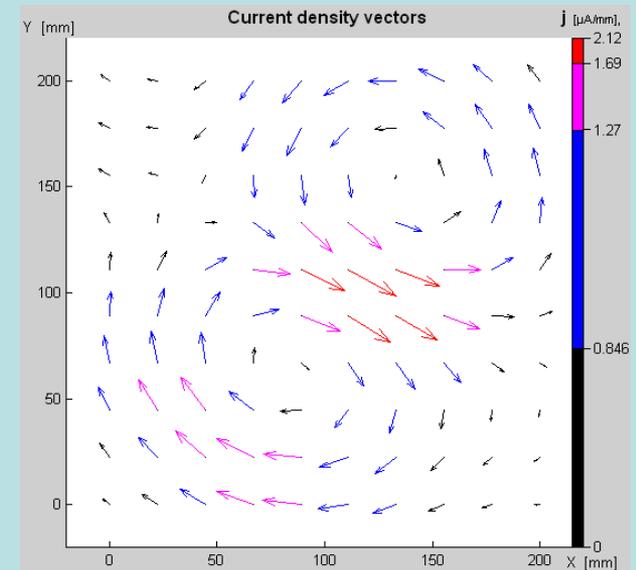
Averaged MCG
36-channels



Map of magnetic field
distribution on Tapex



Map of current density
distribution on Tapex



VENTAJAS DE LA MCG I

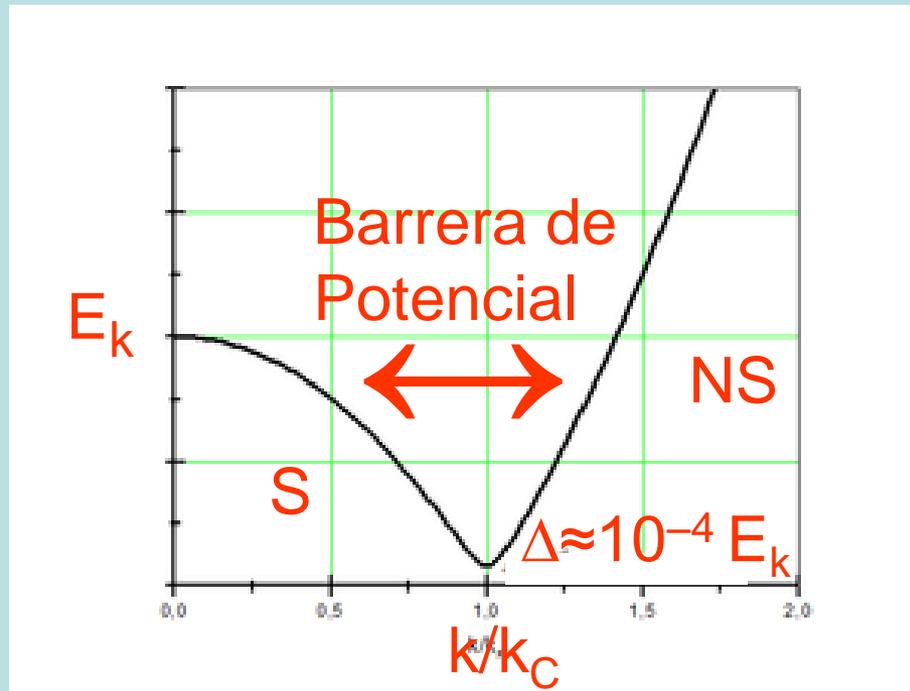
- La MCG es una técnica moderna de análisis cuantitativo y por imágenes para la detección de diferencias anormales en electrofisiología cardíaca.
- La MCG es una técnica no-invasiva, no-contactante y libre de riesgos para obtener los mapas de los campos magnéticos generados por la actividad eléctrica del corazón.
- Por ahora la MCG se basa en el empleo de sensores SQUID, sigla en inglés para **Superconducting Quantum Interference Devices**.
- Los Dispositivos Superconductores de Interferencias Cuántica fueron inventados en 1962, cuando B. D. Josephson desarrolló lo que después se llamaría una **Juntura Josephson**.
- El sistema MCG, si bien es muy costoso y su funcionamiento requiere He líquido, puede tener un gran potencial aplicativo porque puede instalarse en hospitales sin necesidad de la costosísima pantalla magnética.

VENTAJAS DE LA MCG II

- La MCG ha sido aceptada en varios países como herramienta clínica.
- La MCG puede ser utilizada en el diagnóstico de eventos cardíacos:
 - Insuficiencia coronaria (Coronary artery disease, CAD).
 - Seguridad en la recomendación de medicamentos en casos de potencial causa arritmia.
 - Detección temprana de rechazo de un trasplante cardíaco.
 - Rol patofisiológico y riesgo potencial de una terapia por células madre.
- La introducción de la MCG como diagnóstico de rutina puede mejorar el resultado de los tratamientos, disminuir los riesgos y la mortalidad, aumentar el confort postratamiento y reducir los costos de atención.
- Los métodos que compiten –por ahora– con la MCG a pesar de ser más costosos e invasivos, son:
 - La Ecocardiografía de Esfuerzo.
 - La Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) en la que se emplea Talio (Tl-201) o Tecnecio (Tc-99m).
 - La Angiografía Coronaria.

BARRERA DE POTENCIAL ELECTRICA EN LOS SUPERCONDUCTORES

E_k es la diferencia de energía de un par de electrones de Cooper en S con la de los electrones libres en NS



NS es el material conductor –Al, Pb o Hg– por sobre la temperatura crítica. S es el mismo con comportamiento superconductor por debajo de dicha temperatura crítica.

La **Teoría BCS**, recibe su nombre de las iniciales de quienes la idearon –John Bardeen, Leon Cooper y John Robert Schrieffer– fue propuesta en julio de 1957 intentando explicar el fenómeno de la superconductividad. En 1972 los tres recibieron el Premio Nobel de Física por enunciar esta teoría, la que, según Richard Feynman: **¡Así que lo único que hemos hecho hasta ahora ha sido predecir lo que ya habíamos observado experimentalmente!**

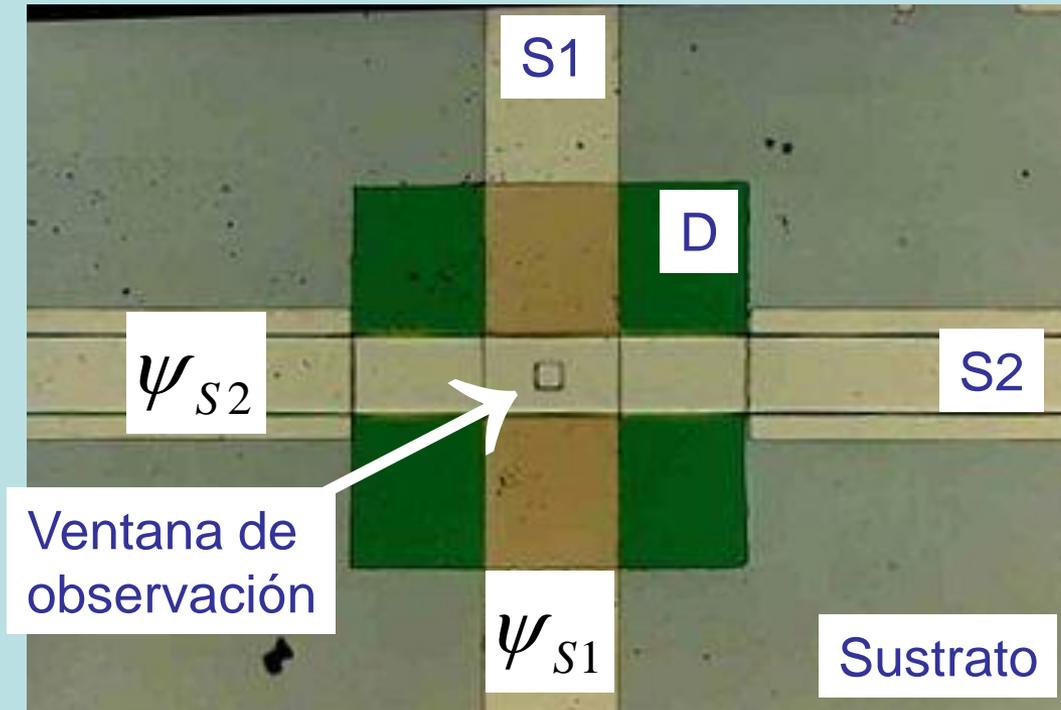
LA TEORIA BCS Y LOS PARES DE ELECTRONES DE COOPER

- La BCS se basa en el hecho de que los portadores de carga no son **electrones** sino **pares de electrones** o **Pares de Cooper**. Los electrones se repelen debido a que tienen igual carga. Pero, cuando se hallan confinados en una microestructura, como una red cristalina, es posible que se formen pares de electrones que actúan como una partícula única.
- E_k es la diferencia de energía entre un sistema en el que todos los electrones están en estado superconductor formando pares de Cooper –o Estado Fundamental– y ese mismo sistema con un único electrón libre en el estado k –o Primer Estado Excitado–.
- En un conductor en estado normal –no superconductor– es posible excitar un electrón con cualquier cantidad de energía haciéndole aumentar su energía cinética. Sin embargo, en el caso de un **Par de Cooper** es distinto su comportamiento. Al entregarle una energía inferior a 2Δ (el doble, debido a que la **Banda Prohibida** se considera **por electrón**), no se lo logrará excitar dado que no se romperá el par. Mientras que si la energía es mayor a 2Δ , entonces el par se rompe y la energía sobrante se transforma en energía cinética de los electrones.
- Un material superconductor con una **Temperatura Crítica** $T_c = 1$ K, tendrá una **Banda Prohibida** de alrededor de 0,0003 eV.

EFECTO TUNEL ENTRE SUPERCONDUCTORES

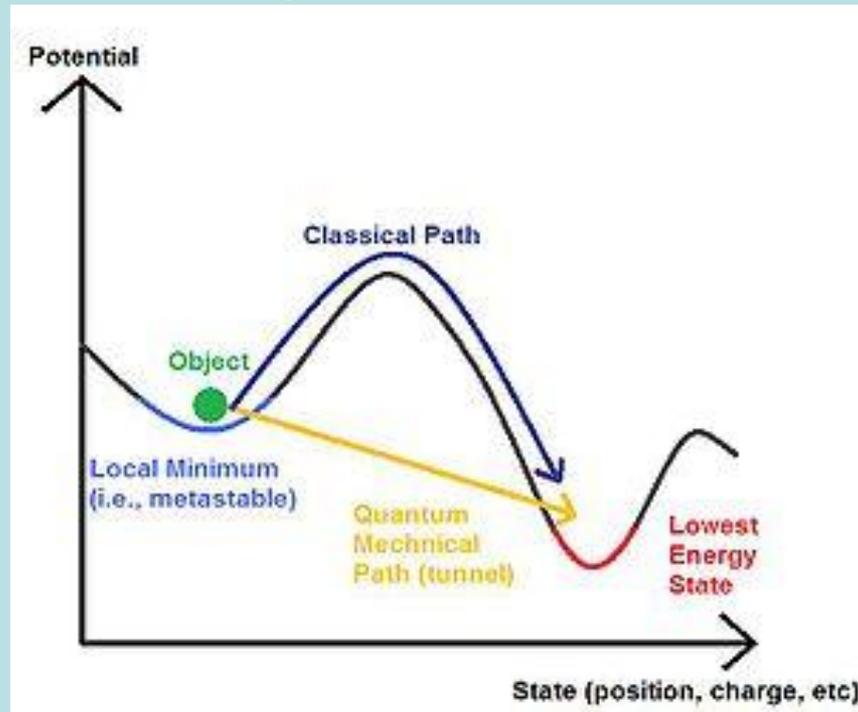
- Así que, según la Teoría BCS, la corriente eléctrica en los superconductores no la transportan electrones libres, como en un conductor normal, sino pares de electrones acoplados, los llamados Pares de Cooper.
- Brian D. Josephson estudió el caso en que dos superconductores estén separados por una capa de un medio dieléctrico aislante o un metal no superconductor de unos pocos nanómetros espesor y el resultado fue que los Pares de Cooper pueden atravesar dicha barrera por Efecto Túnel, un efecto característico de la Mecánica Cuántica.
- Aunque los Pares de Cooper no pueden subsistir en un dieléctrico aislante o un metal no superconductor, cuando la capa que separa los dos superconductores es lo suficientemente delgada, ellos la pueden atravesar y conservar la coherencia de fase entre sus funciones de onda. La persistencia de dicha coherencia de fase es lo que da lugar al **Efecto Josephson**.

EFECTO JOSEPHSON (1962-1963)



El **Efecto Josephson** se manifiesta por la aparición de una corriente eléctrica por **Efecto Túnel** entre dos Superconductores (S1 y S2) separados por un dieléctrico (D). Brian D. Josephson predijo tal efecto en 1962 y, un año más tarde, las Junturas Josephson fueron construidas por primera vez por Anderson y Rowell. Sus estudios le valieron a Josephson el Premio Nobel de Física de 1973, compartido con Leo Esaki e Ivar Giaever por sus respectivos trabajos sobre Efecto Túnel en Semiconductores y en Superconductores.

EFECTO TUNEL (GEORGE GAMOW 1928)



Hacia 1928, Gamow resolvió la desintegración α de los núcleos atómicos por el Efecto Túnel. Clásicamente, la partícula α se encuentra confinada por la barrera de potencial del núcleo. Sin embargo, según la Mecánica Cuántica, existe una probabilidad razonable de que la partícula atraviese dicha barrera escapando del núcleo. Gamow resolvió un modelo potencial para los núcleos atómicos y derivó una relación entre la vida media de la partícula y la energía de emisión. Cabe señalar que el mismo esquema fue enunciado simultánea pero independientemente por Ronald Gurney y Edward Condon.

EFECTO JOSEPHSON I

- Las ecuaciones básicas que gobiernan la dinámica del **Efecto Josephson** son:

1) La **evolución de la fase superconductora**:

$$U(t) = \frac{\hbar}{4\pi e} \frac{\partial \phi(t)}{\partial t}$$

y

2) La **relación de Josephson** o de **enlace débil corriente-fase**:

$$I(t) = I_C \text{sen}[\phi(t)]$$

donde $U(t)$ e $I(t)$ son el voltaje y la corriente a través de la **Juntura de Josephson**, $\phi(t)$ es la diferencia de fase entre las funciones de onda en los dos superconductores que forman la juntura, e I_C es una constante, la **corriente crítica** de la juntura.

- La **corriente crítica** es un parámetro experimental importante del dispositivo que puede alterarse tanto por la **temperatura** cuanto por un **campo magnético** aplicado.

EFECTO JOSEPHSON II

- La constante física: $\frac{h}{4\pi e}$

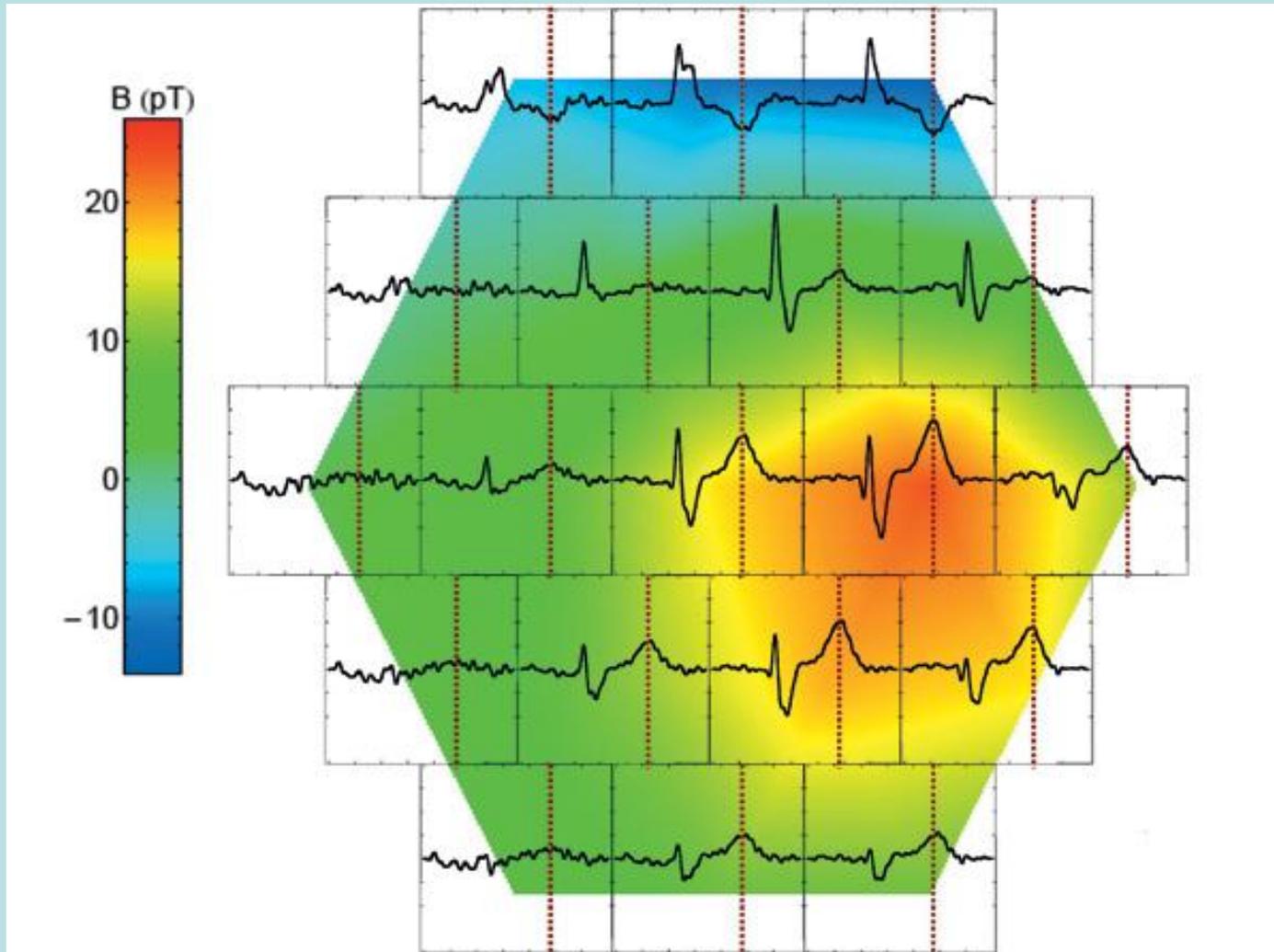
es el **Cuanto de Flujo Magnético**, y su inversa es la **Constante de Josephson**:

$$\frac{4\pi e}{h}$$

El **Efecto Josephson Continuo** se obtiene al aplicar a una juntura de Josephson un campo magnético. El campo magnético produce un desfase entre los pares de Cooper que atraviesan la unión que puede producir interferencias destructivas entre los pares de Cooper, lo que constituye una reducción de la corriente máxima que puede atravesar la juntura. Si Φ es el flujo magnético a través de la juntura, se tiene la relación:

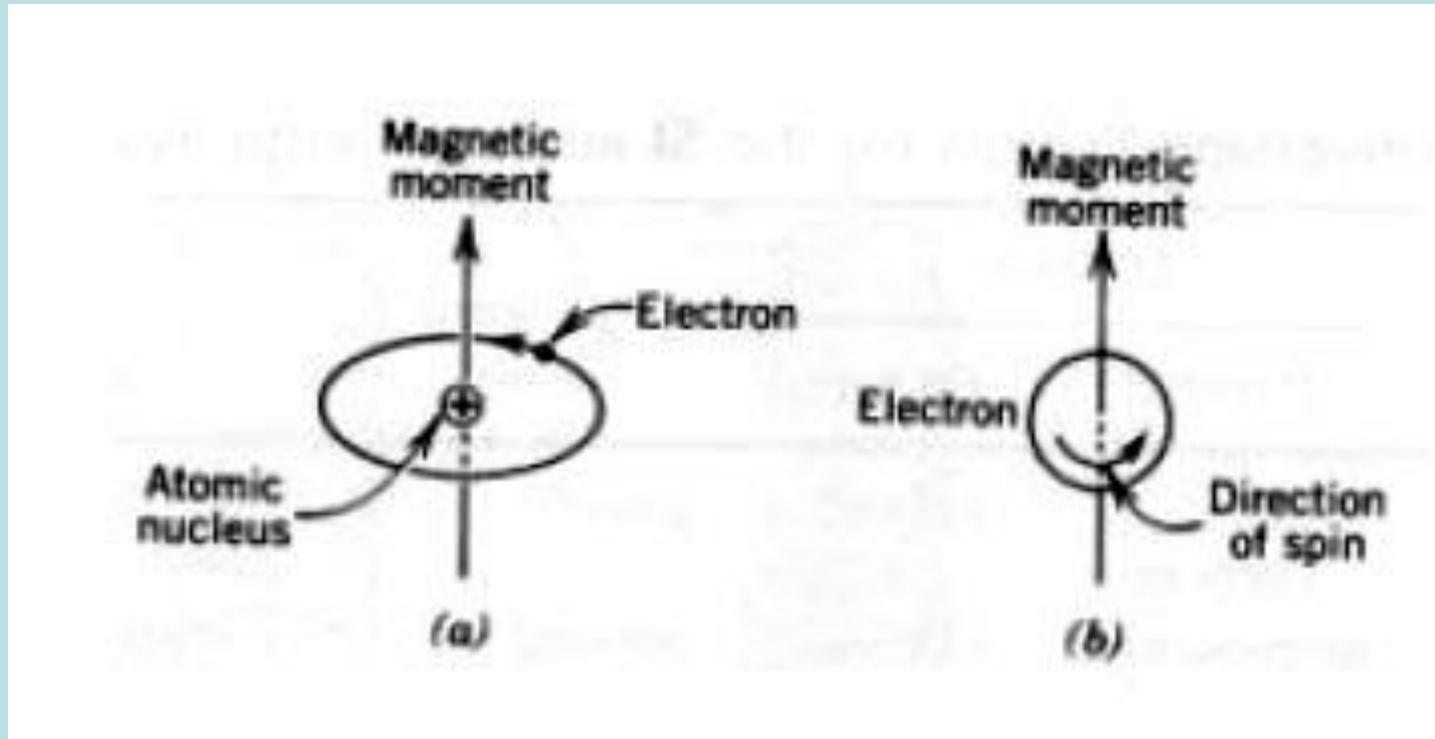
$$I_S^{Máx} = I_C \frac{\text{sen}\left(\frac{\pi\Phi}{\Phi_0}\right)}{\frac{\pi\Phi}{\Phi_0}}$$

Magnetocardiogram (MCG) map of the human heart. The individual graphs represent 19 denoised MCG traces recorded by a hexagonal array of 19 atomic magnetometers spaced by 50 mm, and located 25 mm above the chest. The magnetic field values at the times marked by the vertical dotted red lines (T-wave) were used to construct the underlying map by interpolation.



MAGNETISMO

La permeabilidad de cualquier medio puede expresarse como $\mu = \mu_r + \mu_0$. La permeabilidad relativa es μ_r y se define $\mu_r = 1 + \chi_m$, donde χ_m es la **susceptibilidad magnética**, una magnitud importante para caracterizar el comportamiento magnético de las sustancias.



$$\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ kg m s}^{-2}\text{A}^{-2}, \text{ Permeabilidad del vacío.}$$

Sustancias paramagnéticas, débilmente atraídas hacia la zona de campo más intenso;
Sustancias diamagnéticas, débilmente repelidas hacia zonas de campo menos intenso;
Sustancias ferromagnéticas fuertemente atraídas hacia la zona de campo más intenso con fuerzas entre 10^3 y 10^6 veces más intensas que las paramagnéticas.

SUSCEPTIBILIDADES

TABLA 16-3 Susceptibilidad magnética a temperatura ambiente

Sustancias diamagnéticas	χ_m	Sustancias paramagnéticas	χ_m
hidrógeno (1 atm)	$-2,1 \times 10^{-9}$	oxígeno (1 atm)	$2,1 \times 10^{-6}$
nitrógeno (1 atm)	$-5,0 \times 10^{-9}$	magnesio	$1,2 \times 10^{-5}$
sodio	$-2,4 \times 10^{-6}$	aluminio	$2,3 \times 10^{-5}$
cobre	$-1,0 \times 10^{-5}$	tungsteno	$6,8 \times 10^{-5}$
bismuto	$-1,7 \times 10^{-5}$	titanio	$7,1 \times 10^{-5}$
diamante	$-2,2 \times 10^{-5}$	platino	$3,0 \times 10^{-4}$
mercurio	$-3,2 \times 10^{-5}$	cloruro de gadolinio (GdCl_3)	$2,8 \times 10^{-3}$

HECHOS CLAVES EN EL DESARROLLO DE LA IRM E IRMf I

- 1845- Michael Faraday investigó las propiedades magnéticas de la sangre seca.
- 1933- Isidor I. Rabi utiliza Espectroscopía Óptica para medir el momento magnético nuclear.
- 1936- Linus C. Pauling y Charles D. Coryell estudian las propiedades magnéticas de la sangre.
- 1945- Félix Bloch y Edward M. Purcell descubren simultáneamente la resonancia magnética nuclear. (Premios Nobel de Física de 1952).
- 1971- Raymond Damadian distingue los tiempos de relajación para diferentes tejidos biológicos, en particular entre los cancerosos y los sanos.

HECHOS CLAVES EN EL DESARROLLO DE LA IRM E IRMf II

- 1973- Paul Lauterbur produce la primera imagen usando gradientes magnéticos (IRM).
- 1976- Peter Mansfield propone realizar imágenes ecoplanares.
- 1982- Keith R. Thulborn reporta los efectos de la oxigenación sanguínea en el contraste en secuencias T2. Ese mismo año la *General Electric* introduce el primer scanner de 1,5 Tesla (15.000 Gauss).
- 1990- Seigi Ogawa propone el contraste por BOLD Signal (**B**rain **O**xxygen **L**evel **D**ependent Signal), para los estudios de IRMf.
- 1992- Se publican los primeros estudios de IRMf.

HECHOS CLAVES EN EL DESARROLLO DE LA IRM E IRMf III

El principio en el que se basa la obtención de imágenes con contraste BOLD (**B**lood **O**xxygen **L**evel **D**ependent, dependiente del nivel de oxígeno de la sangre) fue descrito 40 años antes por Linus Pauling. En 1936, Pauling y Charles D. Coryell, ambos del California Institute of Technology (CalTech), publicaron un estudio en el que describían el magnetismo de la hemoglobina, el pigmento que transporta el oxígeno y que le da a los glóbulos rojos su color, según la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina.

HECHOS CLAVES EN EL DESARROLLO DE LA IRM E IRMf IV

Mucho antes, en 1845, el físico y químico inglés Michael Faraday, el descubridor de la inducción electromagnética, investigó las propiedades magnéticas de la sangre seca y anotó el siguiente comentario: "**Intentarlo con sangre reciente.**" Casualmente, Faraday nunca llegó a hacerlo, siendo Pauling y Coryell los que lo intentaron más de noventa años después. Ambos químicos descubrieron que la susceptibilidad magnética de la sangre arterial completamente oxigenada difería hasta en un 20% de la sangre venosa totalmente desoxigenada.

HECHOS CLAVES EN EL DESARROLLO DE LA IRM E IRMf V

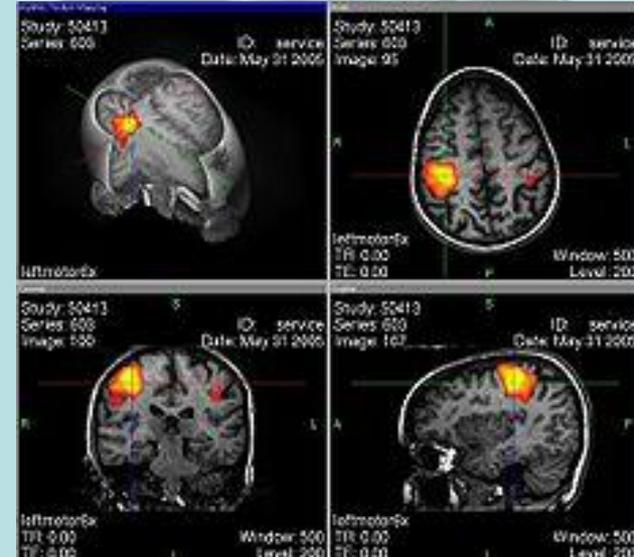
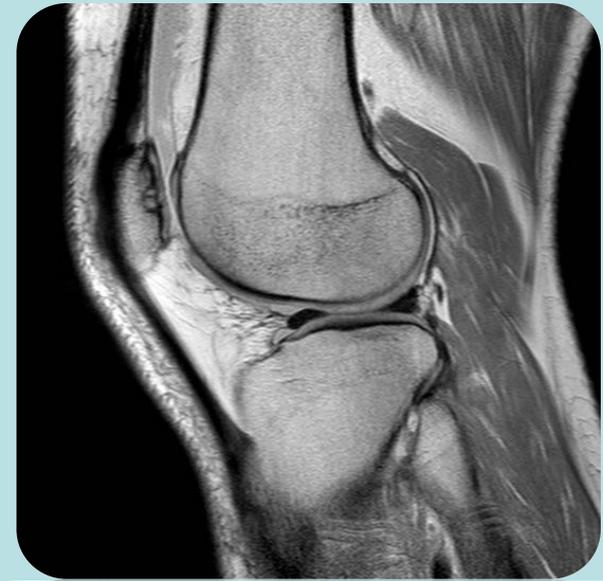
En 1990, Seiji Ogawa de los laboratorios Bell de la BT&T informó que en estudios realizados con animales, la hemoglobina desoxigenada colocada en un campo magnético aumentaba la intensidad de dicho campo, mientras que la hemoglobina oxigenada no. Ogawa demostró en estudios con animales que una zona que contiene gran cantidad de hemoglobina desoxigenada deforma ligeramente el campo magnético que rodea al vaso sanguíneo, deformación que se ve reflejada en una Imagen por Resonancia Magnética (IRM).

HECHOS CLAVES EN EL DESARROLLO DE LA IRM E IRMf VI

Otros investigadores comenzaron a estudiar estos efectos en seres humanos. En 1992, el propio Ogawa, John W. Belliveau del Massachusetts General Hospital y Peter Bandettini del Medical College of Wisconsin, publicaron los resultados de una serie de estudios acerca de la respuesta cerebral a estimulación sensorial realizados con estas técnicas de obtención de **Imágenes por Resonancia Magnética funcional (IRMf)**. Actualmente, las IRMf se utilizan, entre otras cosas, para guiar a los cirujanos de forma que no se dañen zonas esenciales del cerebro, para detectar síntomas de infartos cerebrales y para estudiar el funcionamiento del cerebro.

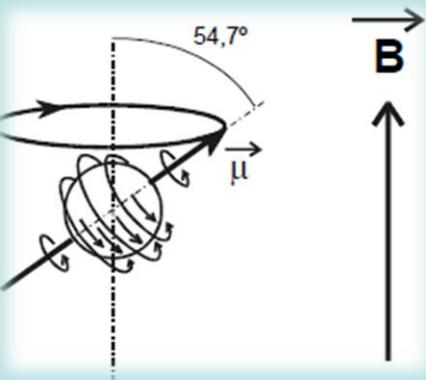
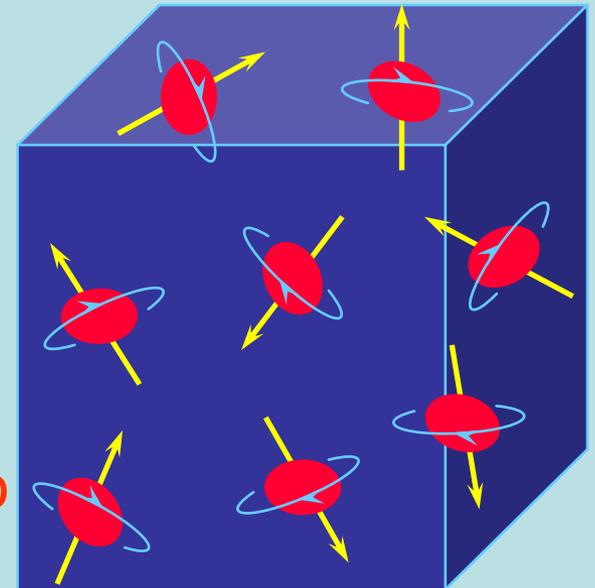
DISTINCION ENTRE LAS IRM Y LAS IRMf

- Con los procedimientos de **IRM** se trata de obtener imágenes detalladas de órganos y tejidos. Se basan en las propiedades magnéticas de los núcleos, en particular del ^1H , ^{13}C , ^{19}F y ^{31}P .
- Con las **IRMf** se trata de obtener información de la actividad de un centro cerebral mientras cumple su función específica. Se basan en las diferentes propiedades magnéticas de la oxihemoglobina y de la desoxihemoglobina.



IMAGENES POR RESONANCIA MAGNETICA DE PROTONES I

- Nuestro organismo se compone de $\approx 75\%$ de agua, por ello las IRM se basan en el momento magnético de los protones.
- En ausencia de un campo magnético externo los momentos magnéticos μ de los protones se orientan al azar y la magnetización resulta ser nula.



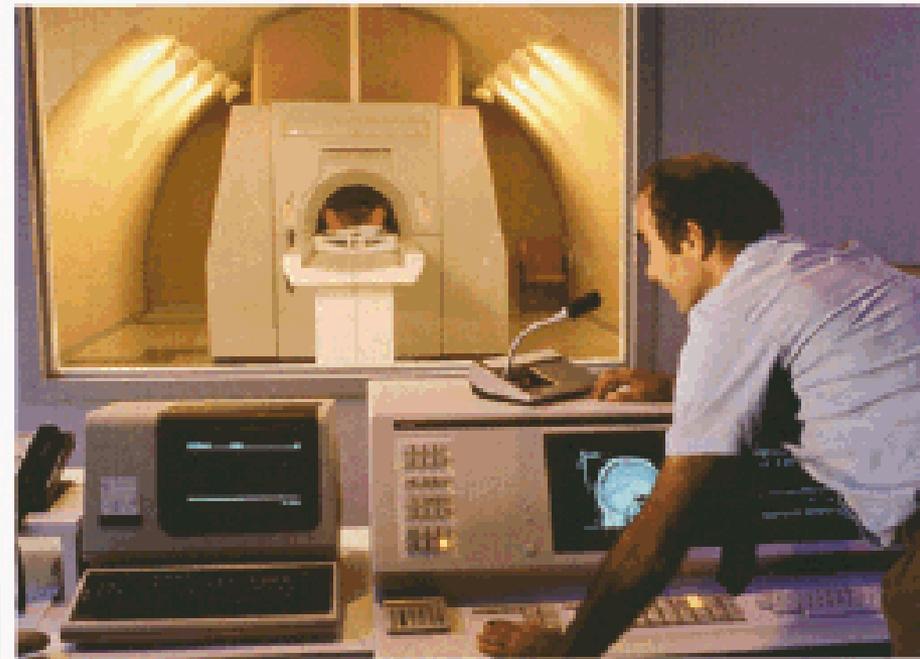
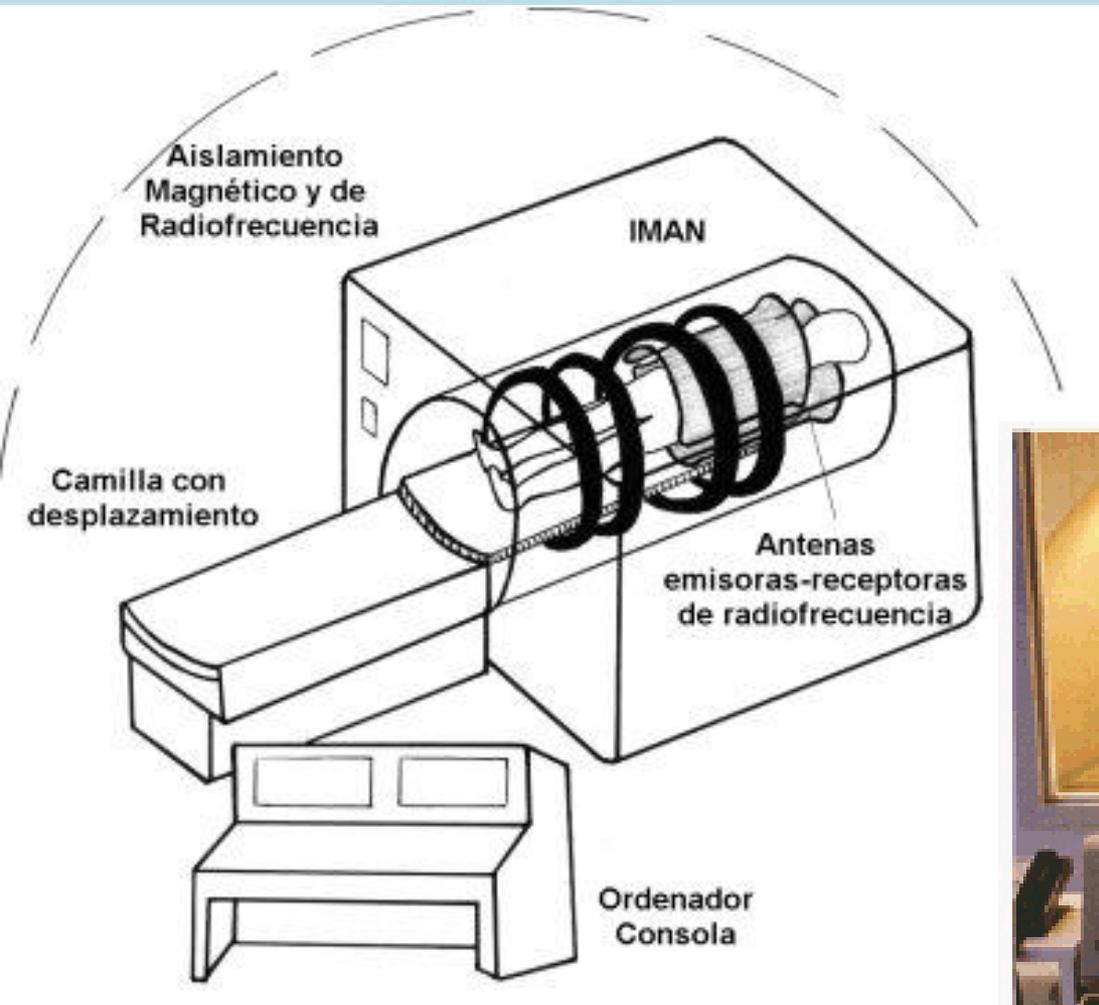
- En presencia de un campo magnético \mathbf{B} los protones se orientan y comienzan un movimiento de rotación cónica con la frecuencia de precesión de Larmor que es proporcional al producto de \mathbf{B} por μ .

IRM DE PROTONES II

1. El paciente es colocado en un campo magnético intenso para orientar a todos los protones.
2. Se aplica un pulso de radiofrecuencia (PRF) de una frecuencia igual a la de precesión de μ sobre B .
3. Los protones entran en resonancia con el PRF y absorben energía, excitándose.
4. Se interrumpe el PRF y los protones excitados relajan su precesión emitiendo la energía que habían absorbido.
5. Las IRM se obtienen a partir de la energía emitida por los protones en la misma frecuencia que la del PRF.



IRM DE PROTONES III



IRM DE PROTONES V

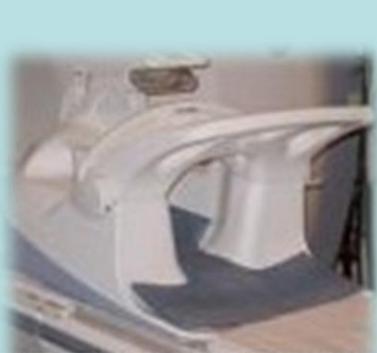
La señal emitida por la relajación es detectada por antenas especiales.



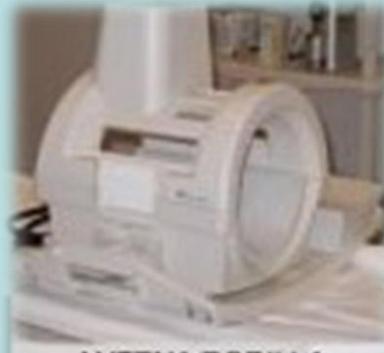
ANTENA DE MUÑECA



ANTENA DE MAMAS



ANTENA NEUROVASCULAR



ANTENA RODILLA



ANTENA HOMBRO



ANTENA TEMPOROMANDIBULAR



ANTENA DE TÓRAX - ABDOMEN



ANTENA DE CUELLO

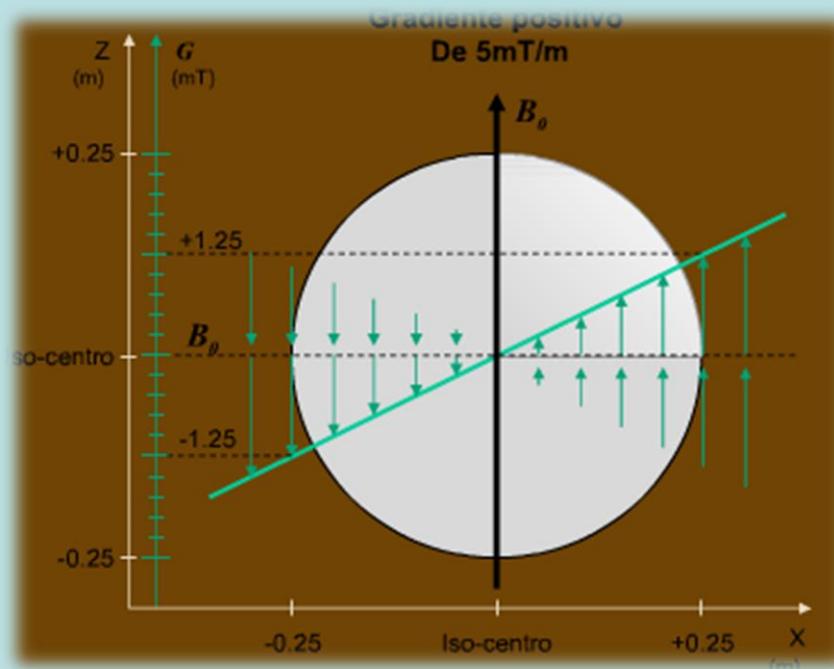


ANTENA DE COLUMNA

IRM DE PROTONES VI

Al desaparecer la excitación del PRF la señal de relajación de todos los protones es emitida simultáneamente sin poder identificar dónde se origina la que interesa detectar.

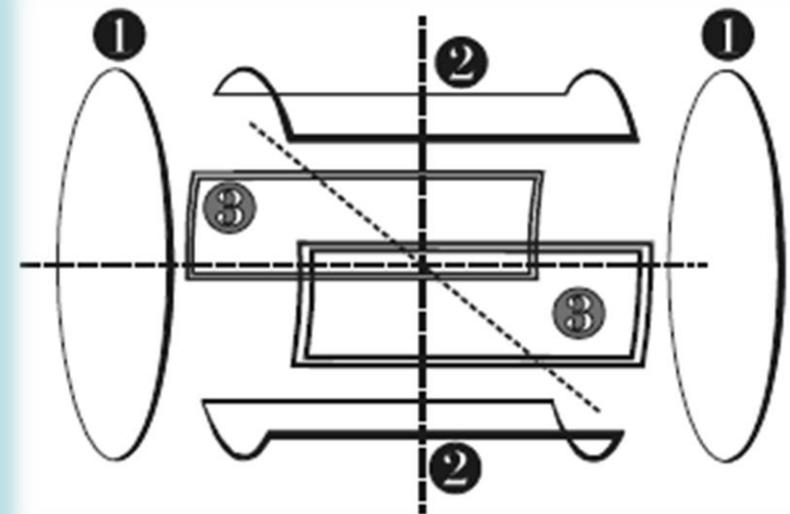
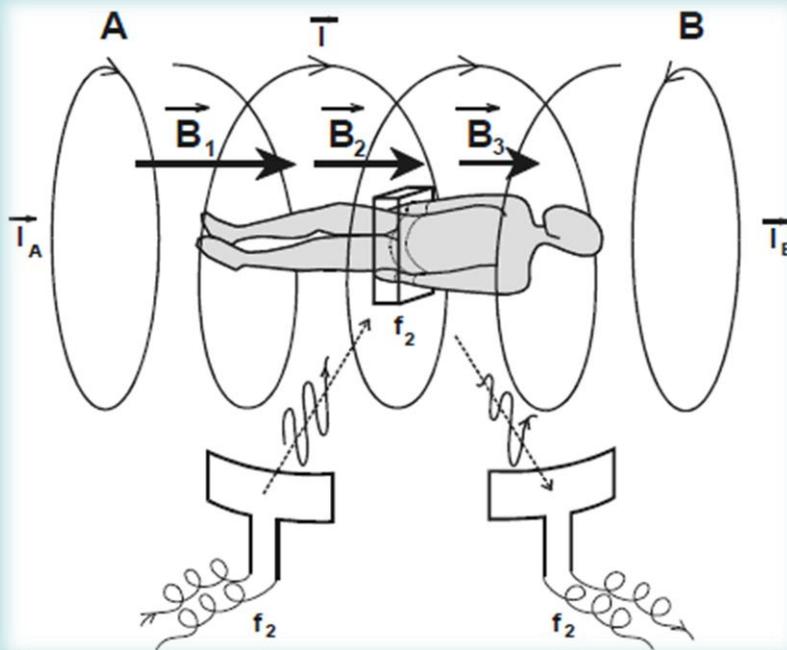
Para lograrlo se incorporan las **Bobinas de Gradiente** para identificar el plano que se desea registrar. Hay tres bobinas de gradiente, una para cada eje de coordenadas (x, y, z)



IRM DE PROTONES VII

Los pares de Bobinas de Gradiente son recorridas por corriente de sentidos opuestos.

Las bobinas A y B generan un gradiente magnético en la dirección cráneo – caudal con lo que cada plano se verá afectado por un **B** distinto y los protones contenidos en él precesarán a frecuencias diferentes siendo fácilmente identificado.



IRM DE PROTONES VIII

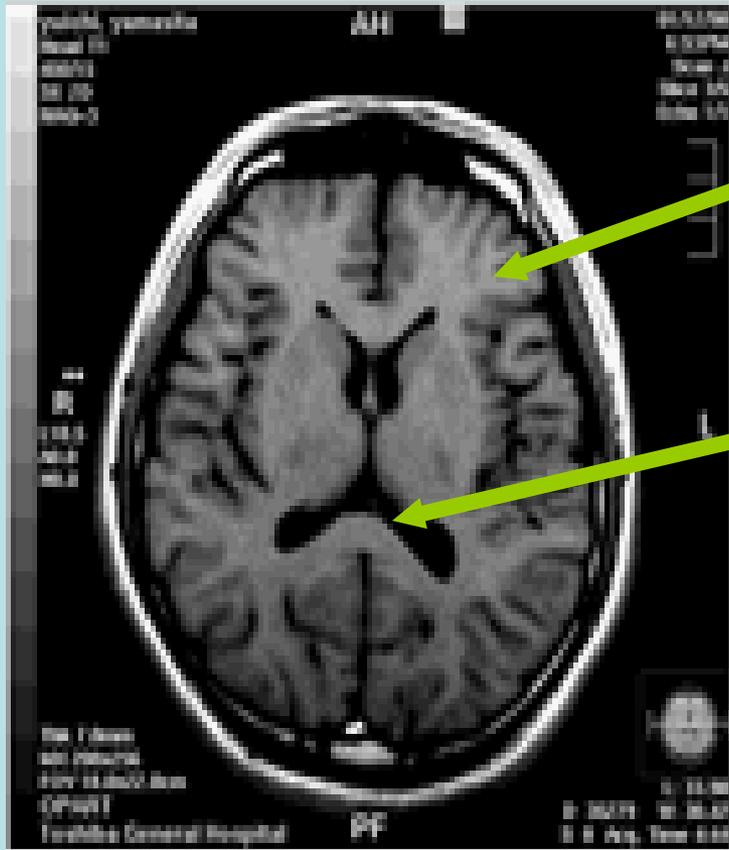
Además cada protón resonará a una frecuencia específica, la que depende de la intensidad de campo externo que lo afecta y del entorno bioquímico en que está inmerso.

Por ello la emisión del PRF tiene un ancho de banda amplio para que resuenen los protones que interesan.

La intensidad y el contraste de las imágenes por RM dependen de tres factores:

- Densidad de protones.
- T1, tiempo de recuperación de la magnetización longitudinal, M_z con la emisión de la energía absorbida por los protones.
- T2, tiempo de desmagnetización transversal que desfasa la emisión de los protones.

IRM DE PROTONES X

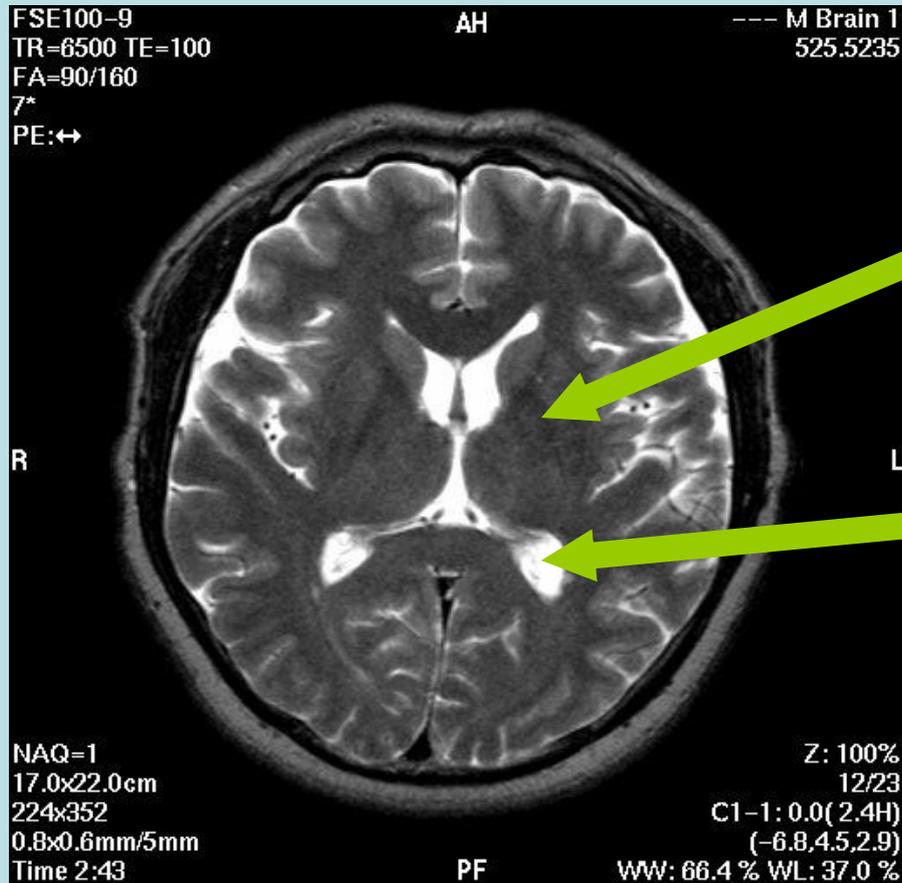


Materia Gris: T1 corto, señal hiperintensa

Líquido: T1 largo, señal hipointensa

Materia gris	920 ms
Líquido Cefaloraquídeo	4000 ms

IRM DE PROTONES XII



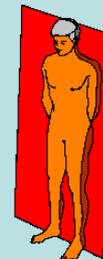
Materia Gris: T2 corto,
señal hipointensa

Líquido: T2 largo,
señal hiperintensa

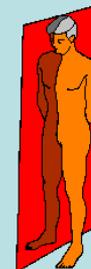
Materia gris	100 ms
Líquido Cefaloraquídeo	2000 ms

VENTAJAS DE LA IRM DE H⁺

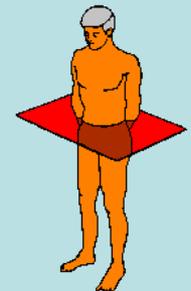
- No produce radiación ionizante.
- No es invasiva.
- Gran capacidad de resolución espacial.
- Alta resolución de contraste de los tejidos blandos.
- Usando Cloruro de Gadolinio se incrementa el contraste permitiendo la mejor delimitación de las estructuras.
- Se obtienen imágenes multiplanares sin que cambie de posición el paciente.



CORONAL



SAGITTAL

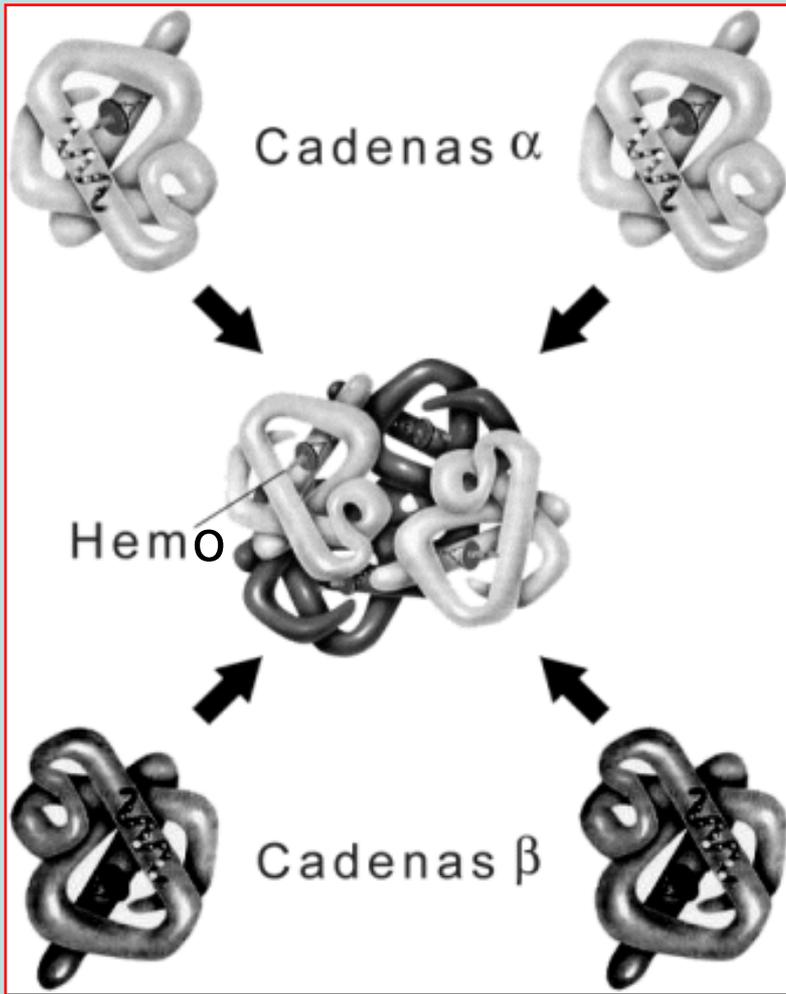


AXIAL

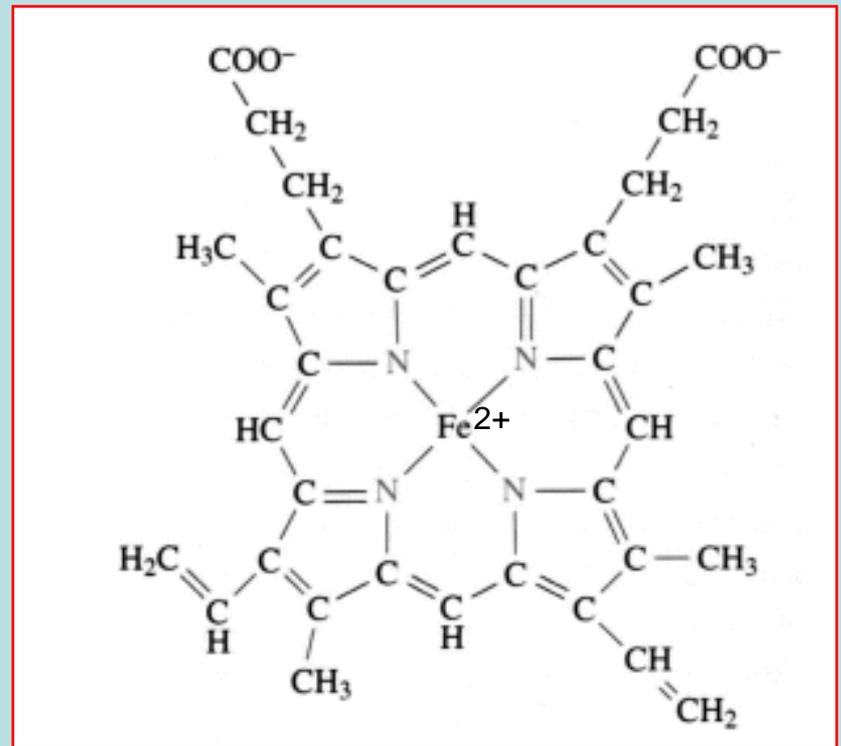
DESVENTAJAS DE LA IRM DE H⁺

- Puede producir claustrofobia en algunos pacientes.
- Los ruidos intensos pueden ser molestos.
- Procedimiento costoso comparado con otros disponibles.
- Las sesiones de atención suelen ser prolongadas.
- Problemas planteados por los pacientes con dispositivos de soporte vital ambulatorio, como los de apoyo ventilatorio mecánico o marcapasos.
- La calidad de las imágenes se deteriora notablemente si el paciente tiene aplicadas prótesis ferromagnéticas.

IRMf POR HEMOGLOBINA I



Grupo Hemo, presente en la hemoglobina y la mioglobina.



Estructura de la molécula de hemoglobina (estructura cuaternaria). Formada por dos cadenas de α -hemoglobina y dos cadenas de β -hemoglobina. Cada cadena transporta una molécula de oxígeno.

IRMf POR HEMOGLOBINA II

La hemoglobina, presente en los eritrocitos de la sangre, tiene por función principal la de almacenar y transportar el oxígeno molecular de los pulmones hacia los tejidos y órganos, y el dióxido de carbono desde los tejidos y órganos hacia los pulmones. Los grupos hemo son los responsables del color rojo de la sangre.

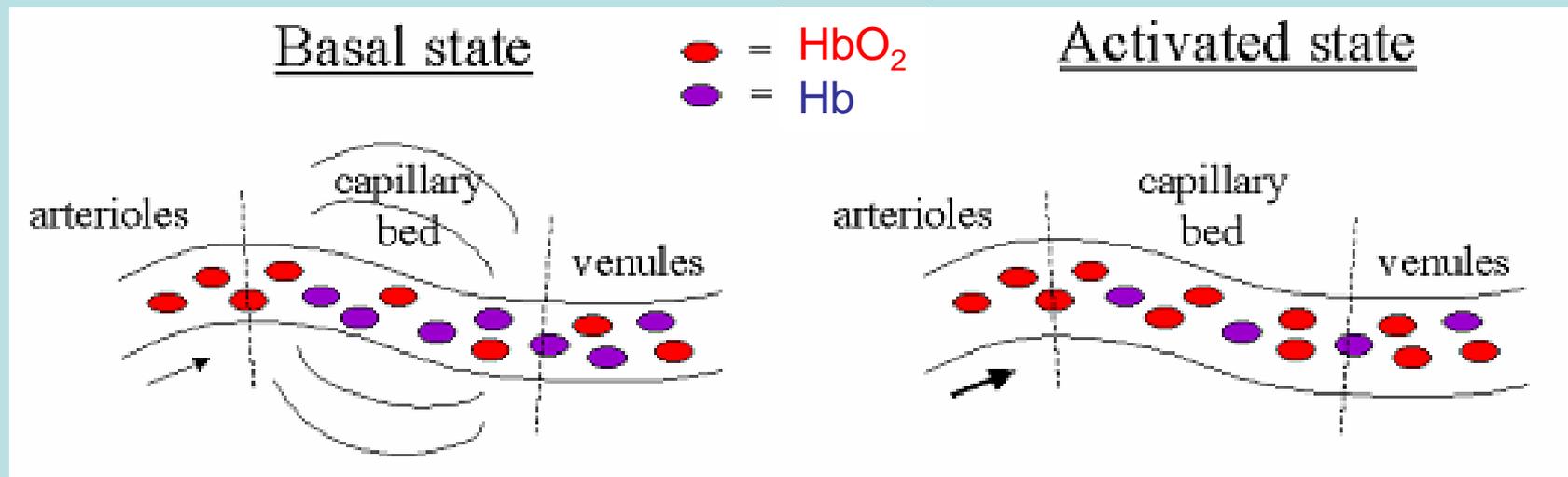
IRMf POR HEMOGLOBINA III

La hemoglobina desoxigenada tiene un 20% más de susceptibilidad magnética, porque es paramagnética. Esto significa que presenta una mayor magnetización cuando es colocada en un campo magnético.

Se requieren de intensos campos magnéticos para poder apreciar el contraste basado en la concentración de oxígeno en el flujo sanguíneo cerebral, y se deben utilizar secuencias de RM sensibles a T2. La sangre altamente oxigenada –diamagnética– muestra mayor señal, y la desoxigenada –paramagnética– menor señal de RM.

SEÑAL RM BOLD

- **Actividad neuronal:** Creciente en un cierto centro cerebral.
- **Flujo sanguíneo:** Aumenta significativamente en él.
- **Oxihemoglobina:** Inunda el referido centro.
- **T2:** Se incrementa la respuesta.
- **Desoxihemoglobina:** Se reduce su presencia en dicho centro.
- **T1:** Se reduce la respuesta.
- **Señal BOLD (Brain Oxygen Level Dependent):** Diferenciada.



- **Sangre arterial:** Oxihemoglobina (HbO_2) Diamagnética.
- **Sangre venosa:** Desoxihemoglobina (Hb) Paramagnética.

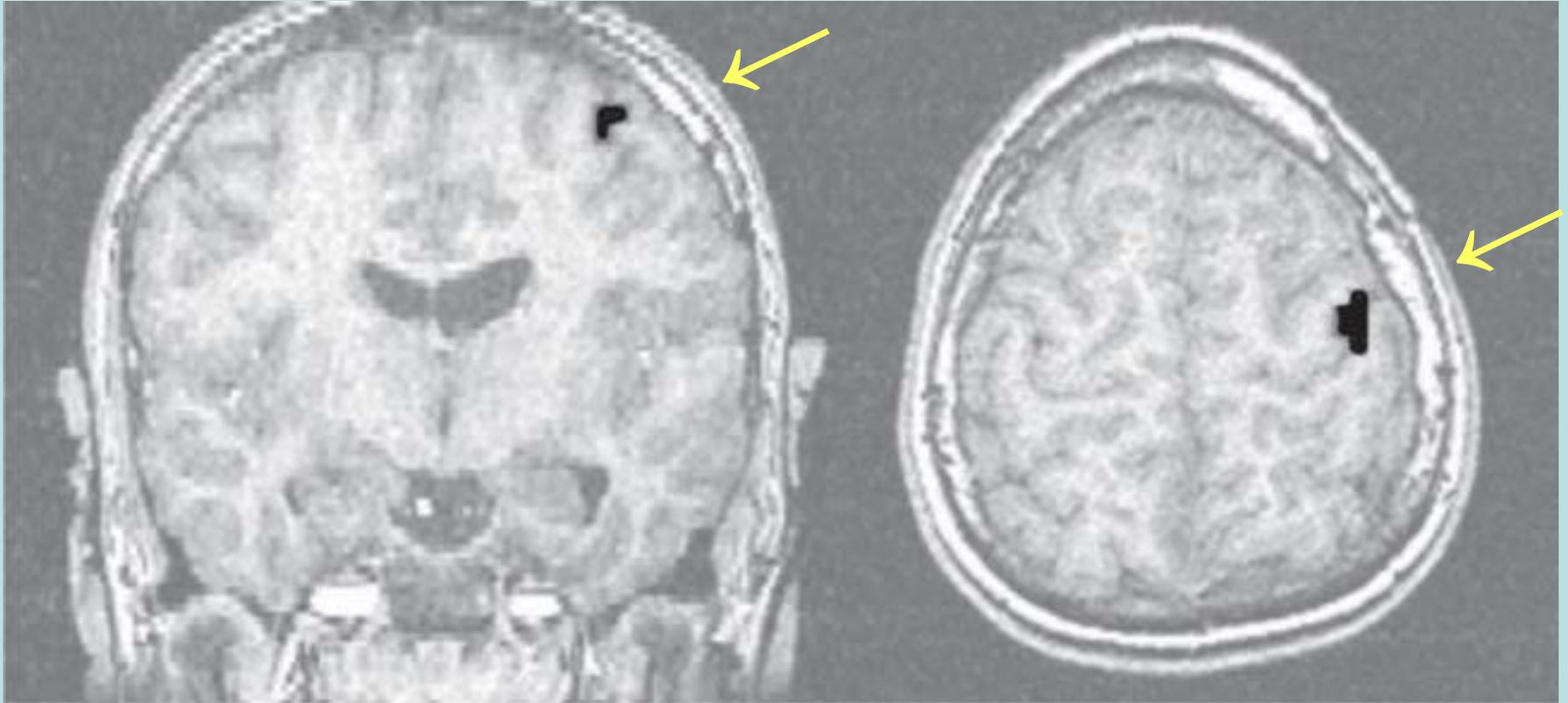
REALIZACION DE UN EXAMEN POR IRMf

- Al paciente se le indica un protocolo o paradigma con las tareas asignadas en relación al examen funcional.
- Se alternan dos tareas: la de control o fondo (TC) y la de activación (TA). Se le asignan lapsos de 20 o 30 segundos.
- Se delimitan las áreas funcionales correspondientes a la tarea por sustracción de la señal TC de la señal TA, con lo que se obtiene un mapa funcional.
- Se pueden detectar áreas muy definidas como las motoras, visuales, auditivas, olfatoria, del habla, etc.
- Las tareas de tipo cognitivas son más complejas ya que tratan de obtener información de funciones mentales superiores en las que intervienen simultáneamente varios circuitos neuronales, como la memoria, la abstracción, los cálculos mentales, la lectura, etc.

APLICACIONES CLINICAS DE LA IRMf

- Estudiar el funcionamiento del cerebro sano y normal, enfermo o lesionado.
- Evaluar posibles riesgos por cirugías u otros tratamientos invasivos en el cerebro.
- Visualizar áreas cerebrales funcionales específicas ante la exposición de determinados estímulos.
- Evaluar los efectos de un ACV, trauma o enfermedad degenerativa, como el Mal de Alzheimer.
- Controlar el crecimiento de tumores cerebrales.
- Planificar una cirugía cerebral y guiar su ejecución.

IRMf I



Resonancia magnética funcional en vista coronal y axial mostrando la activación de corteza motora en el hemisferio izquierdo durante el paradigma de oposición de dedo pulgar con la mano derecha.

IRMf II



Imagen axial que muestra la activación de la región del lenguaje posterior izquierdo al repetir (mentalmente) palabras escuchadas.

IRMf III

Vista
3D



Corte Axial o
Transversal



Corte
Coronal

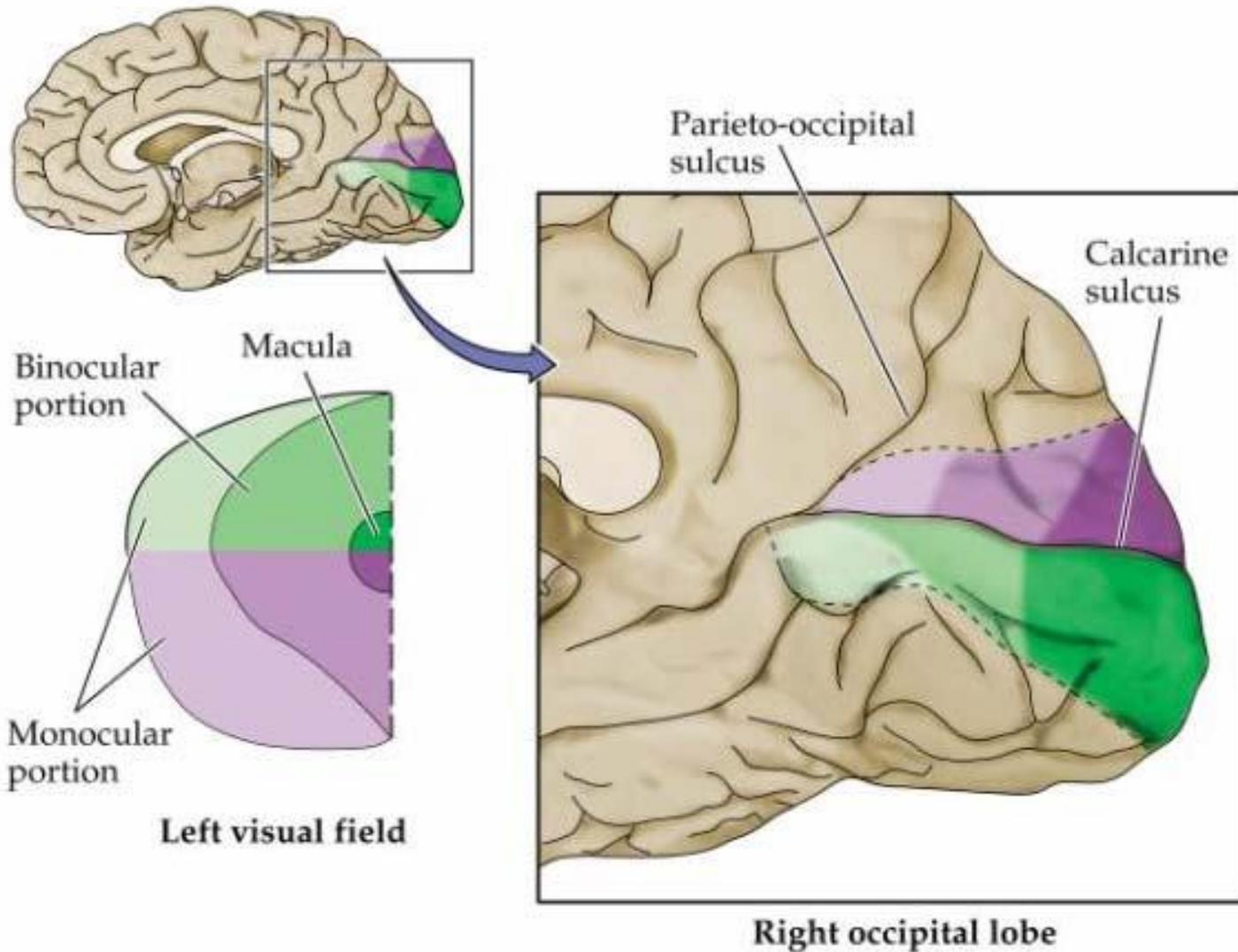


Corte
Sagital



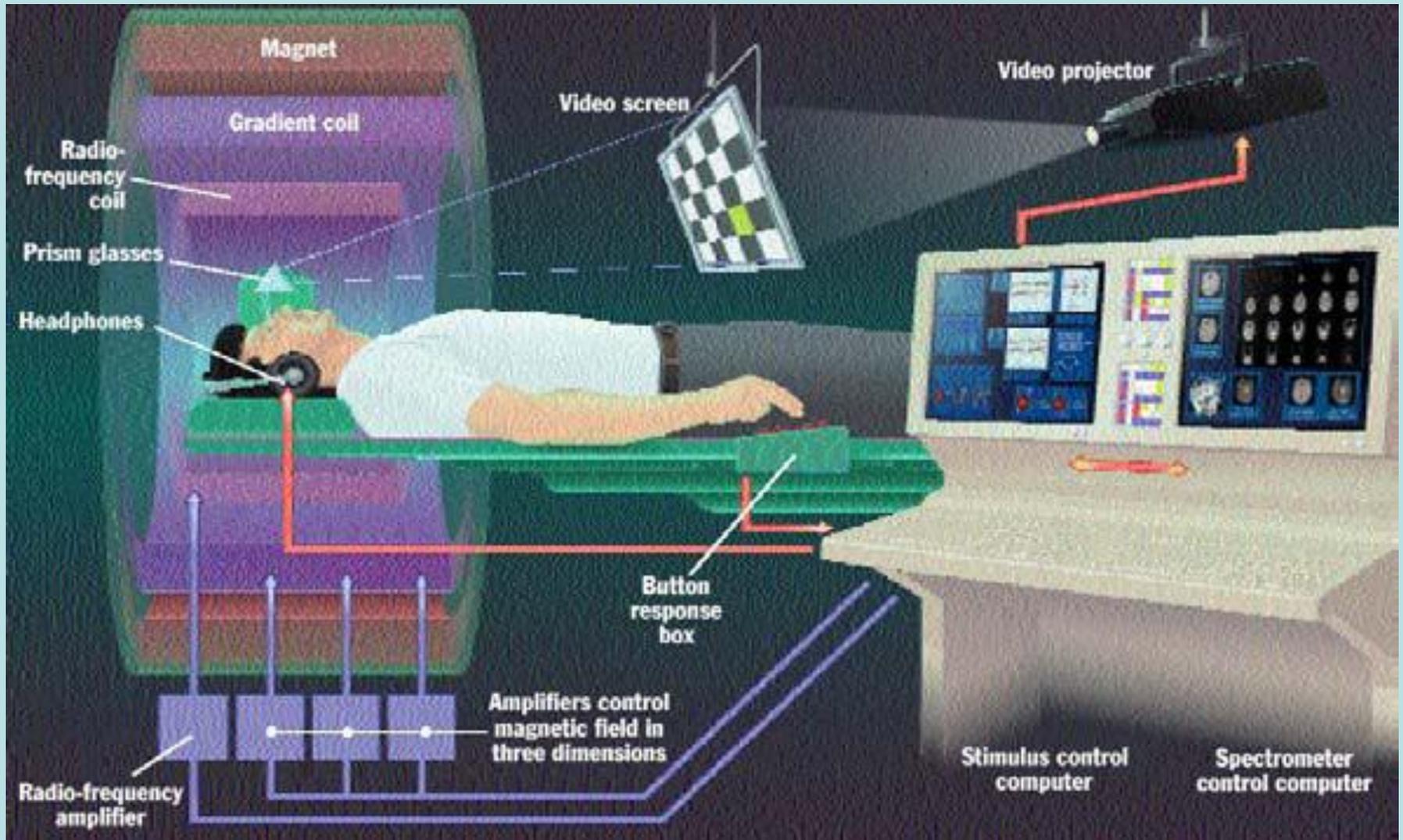
Una imagen por resonancia en tres dimensiones.

CORTEIX VISUAL



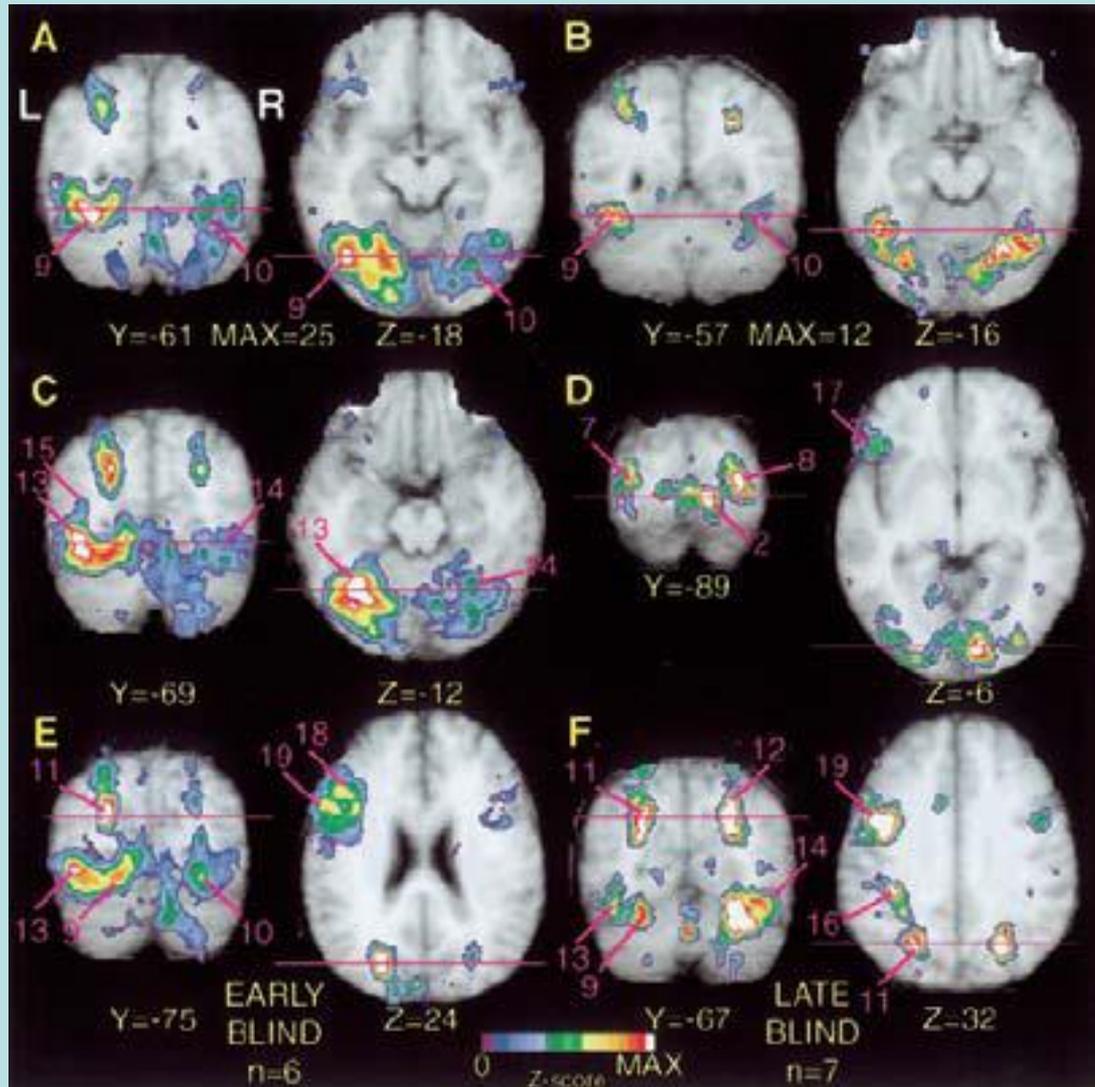
El 80% del Córteix Visual Primario es dedicado al 18% del campo de visión central

RESONADOR PARA IRMf VISUALES



Correlación de IRMf y Potenciales Evocados Visuales

IRMf ¿ESTIMULO VISUAL?



Ciegos de niños o tempranos

Ciegos de adultos o tardíos

Ciegos “leyendo en Braille”

VENTAJAS DE LA IRMf

- La IRMf es un método no invasivo de exploración, análisis y diagnóstico del cerebro.
- La IRMf tiene mayor resolución espacial y temporal que el SPECT y que el PET.
- Permite la correlación directa entre datos funcionales y anatómicos en una misma imagen.
- No requiere un resaltador –como el Cloruro de Gadolinio– o un trazador radioactivo –como Talio (Tl-201) o Tecnecio (Tc-99m)– para obtener imágenes mejoradas.
- Es posible repetir los estudios,

DESVENTAJAS DE LA IRMf

- Puede producir claustrofobia en algunos pacientes.
- Los ruidos intensos pueden ser molestos.
- Procedimiento muy costoso.
- Las sesiones de atención suelen ser prolongadas.
- Problemas planteados por los pacientes con dispositivos de soporte vital ambulatorio, como los de apoyo ventilatorio mecánico o marcapasos.
- La calidad de las imágenes se deteriora notablemente si el paciente tiene aplicadas prótesis ferromagnéticas.
- El paciente debe mantenerse inmóvil al ejecutar la tarea y tranquilo para no producir “artefactos” sobre las señales.