

# Imágenes médicas: Física, Procesamiento y Registro I

Miguel Martín Landrove

Centro de Visualización Médica, INABIO, UCV

Centro de Física Molecular y Médica, Facultad de Ciencias, UCV

Centro de Diagnóstico Docente Las Mercedes



Latin American alliance for  
Capacity building in Advanced physics

LA-CoNGA physics



Cofinanciado por el  
programa Erasmus+  
de la Unión Europea



# Rayos X y Tomografías



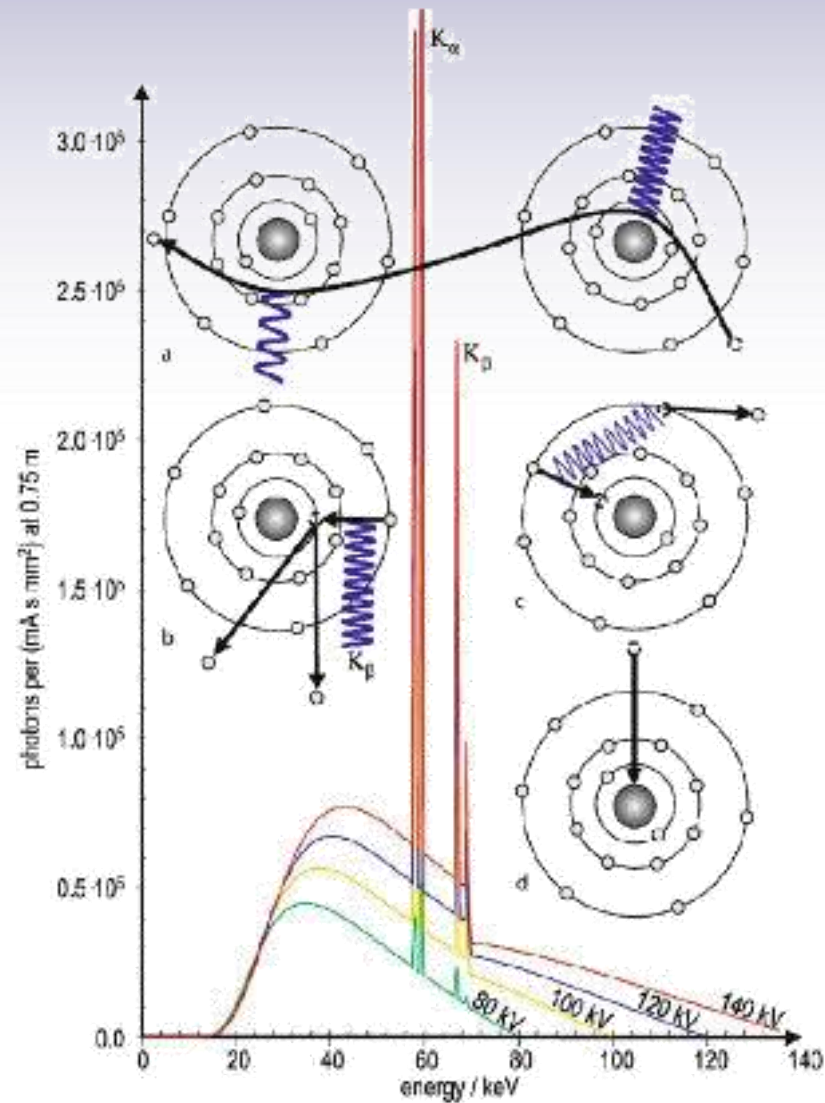
# Temario

- Rayos X
  - Generación. Interacción. Características generales de equipos de imágenes en base a rayos X convencionales.
  - Equipos de rayos X específicos. Fluoroscopia y mamografía
- Tomografía Computarizada
  - Generación de la imagen tomográfica. Sistemas de tomografía computarizada
  - Dosis y calidad de imagen en equipos de tomografía computarizada
- Tomografía de emisión
  - Conceptos de medicina nuclear. Generación de la imagen. Gamma cámara.
  - Equipos de tomografía de emisión. SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography). PET (Positron Emission Tomography)



# Generación de rayos X

Radiación Característica



Radiación de frenado  
(Bremsstrahlung)

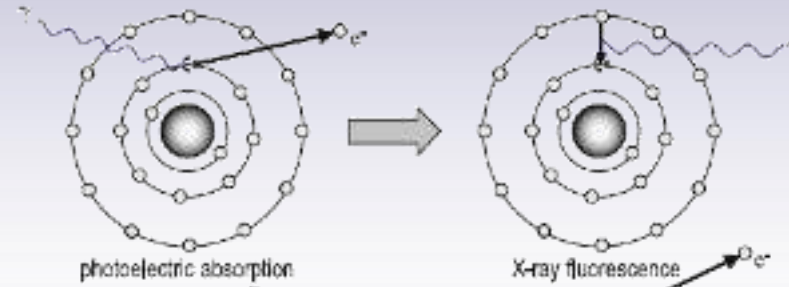
Electrones Auger

Captura electrónica



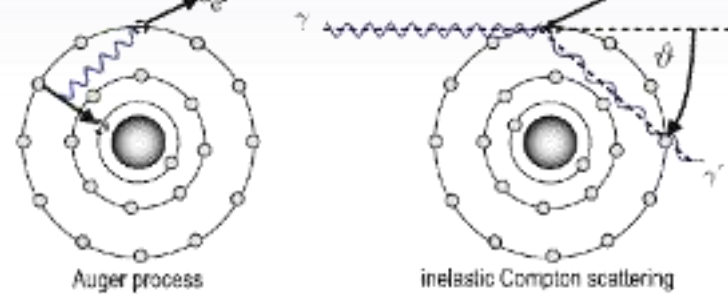
# Interacción con la materia

Efecto Fotoeléctrico



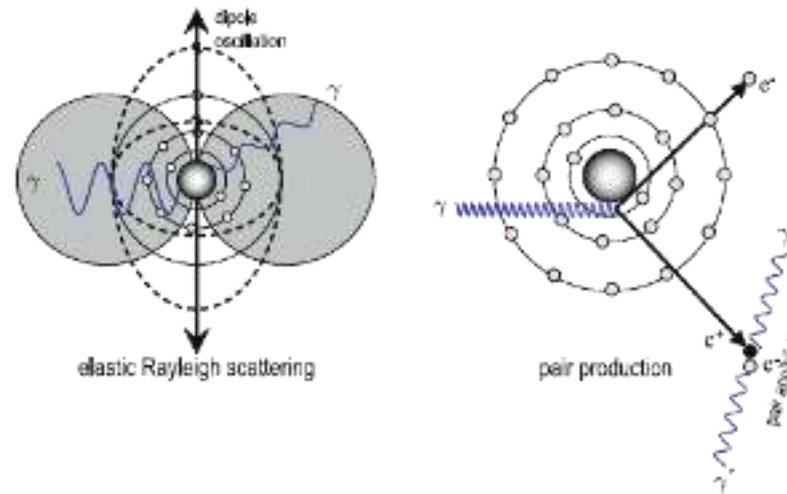
Fluorescencia de Rayos X

Electrones Auger



Dispersión de Compton

Dispersión de Rayleigh



Formación de pares



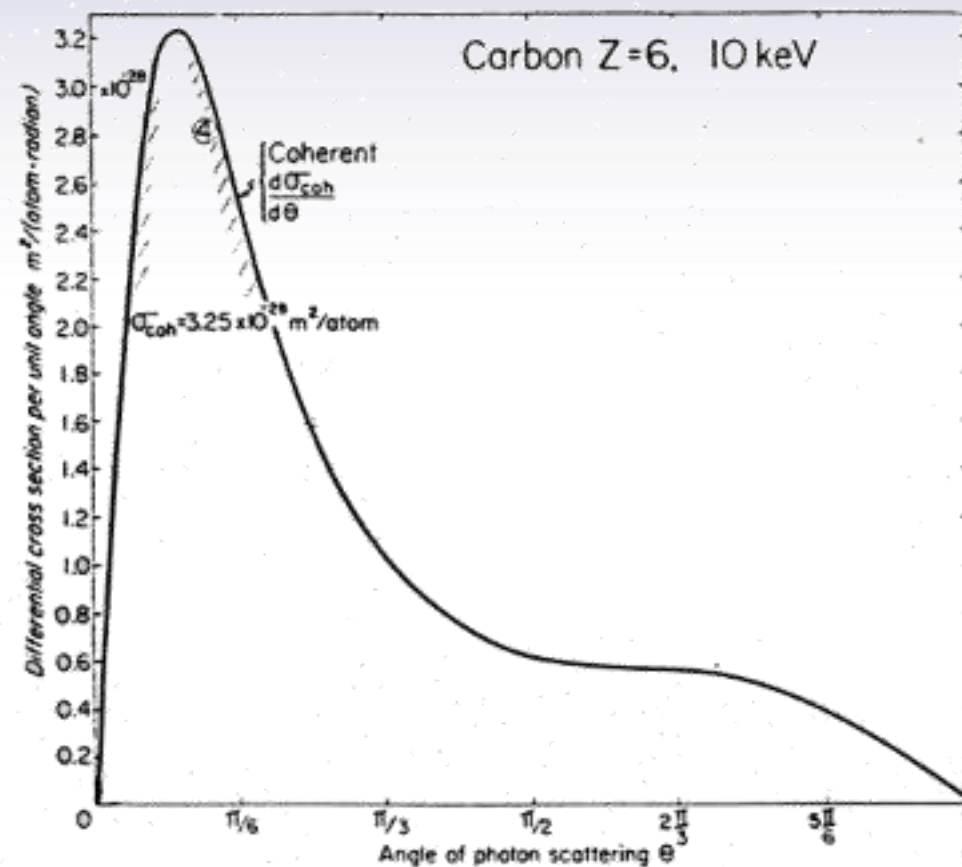
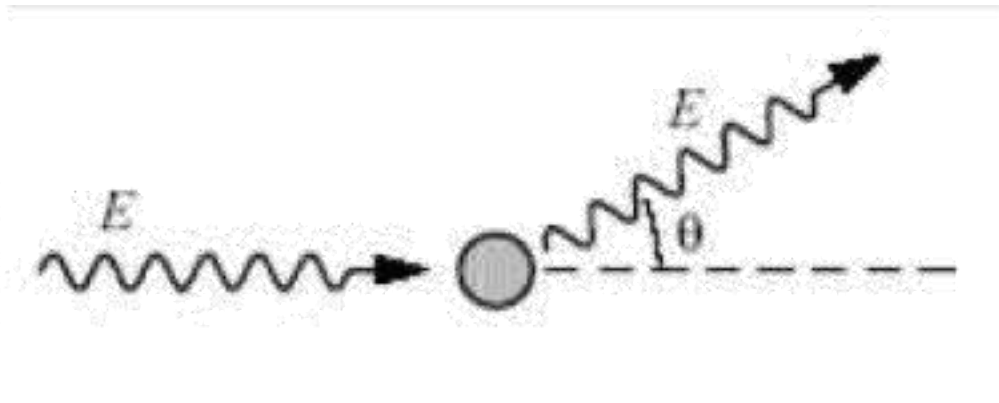
# Dispersión de Rayleigh

$$\frac{d\sigma_{coh}}{d\theta} = \frac{2\pi r_0^2}{2} (1 + \cos^2(\theta)) [F(q, Z)]^2 \text{sen}(\theta)$$

$$q = \frac{2h\nu}{c} \text{sen}\left(\frac{\theta}{2}\right)$$

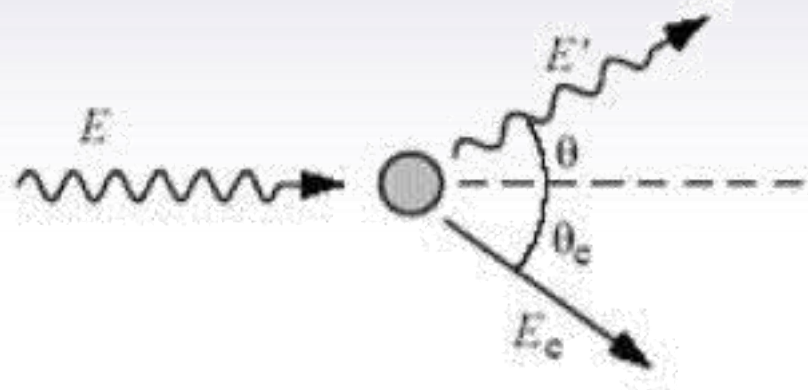
$$F(q, Z) \rightarrow Z \quad \theta \rightarrow 0$$

$$F(q, Z) \rightarrow 0 \quad \theta \rightarrow \pi$$





# Dispersión de Compton

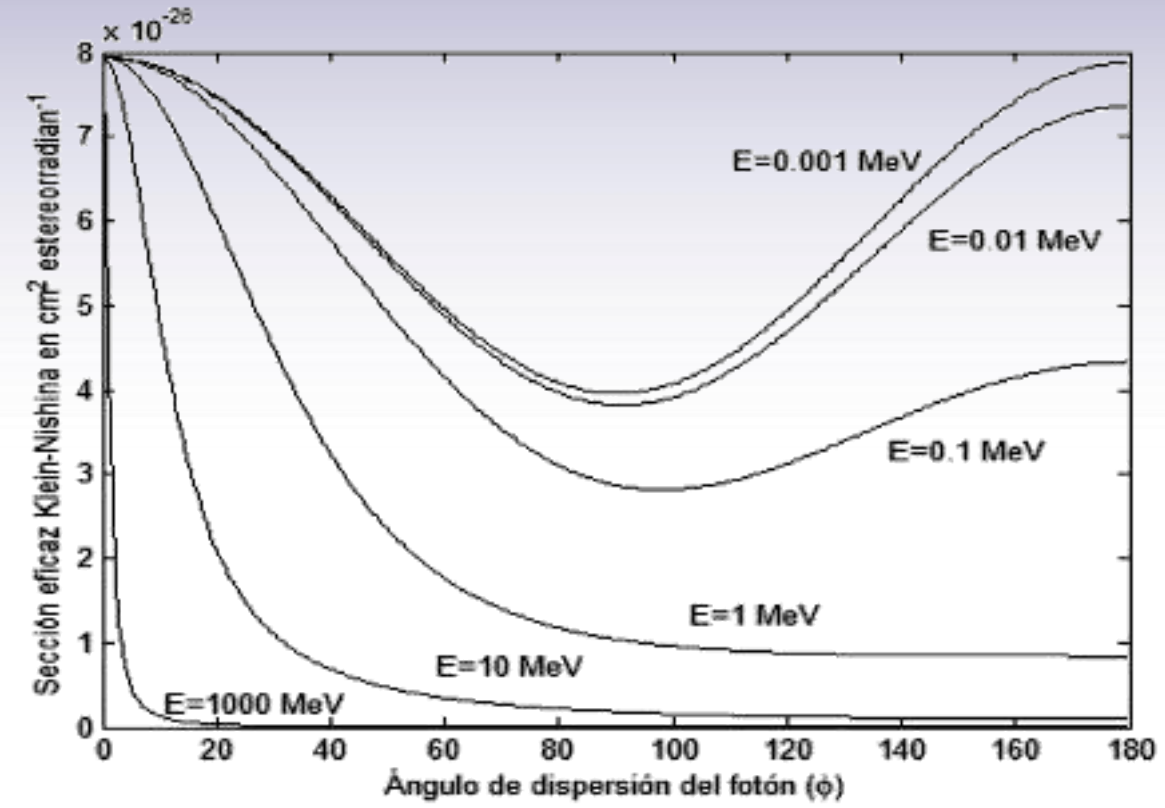


$$\frac{d\sigma}{d\theta} = \frac{d\sigma_0}{d\theta} F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2(\theta)) F_{KN}$$

$$F_{KN} = \left\{ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos(\theta))} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos(\theta))^2}{[1 + \alpha(1 - \cos(\theta))](1 + \cos^2(\theta))} \right\}$$

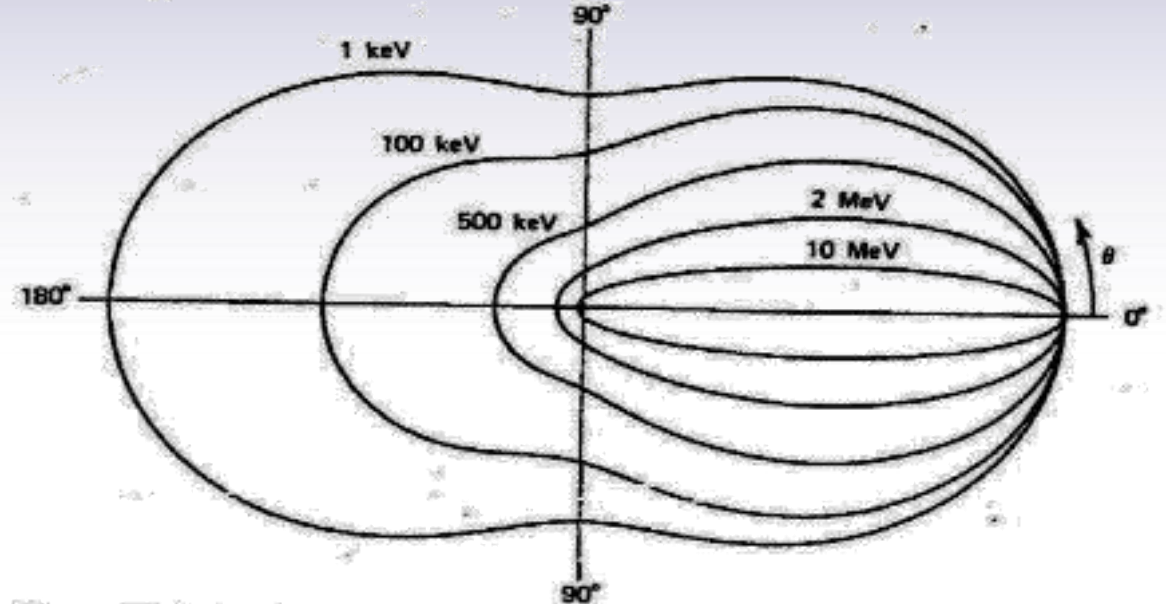
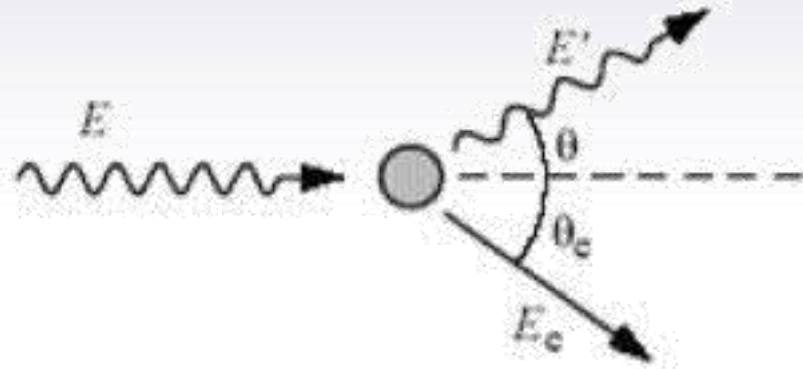
$$\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$$

$$\alpha \ll 1 \quad F_{KN} \rightarrow 1$$





# Dispersión de Compton



$$\frac{d\sigma}{d\theta} = \frac{d\sigma_0}{d\theta} F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2(\theta)) F_{KN}$$

$$F_{KN} = \left\{ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos(\theta))} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos(\theta))^2}{[1 + \alpha(1 - \cos(\theta))](1 + \cos^2(\theta))} \right\}$$

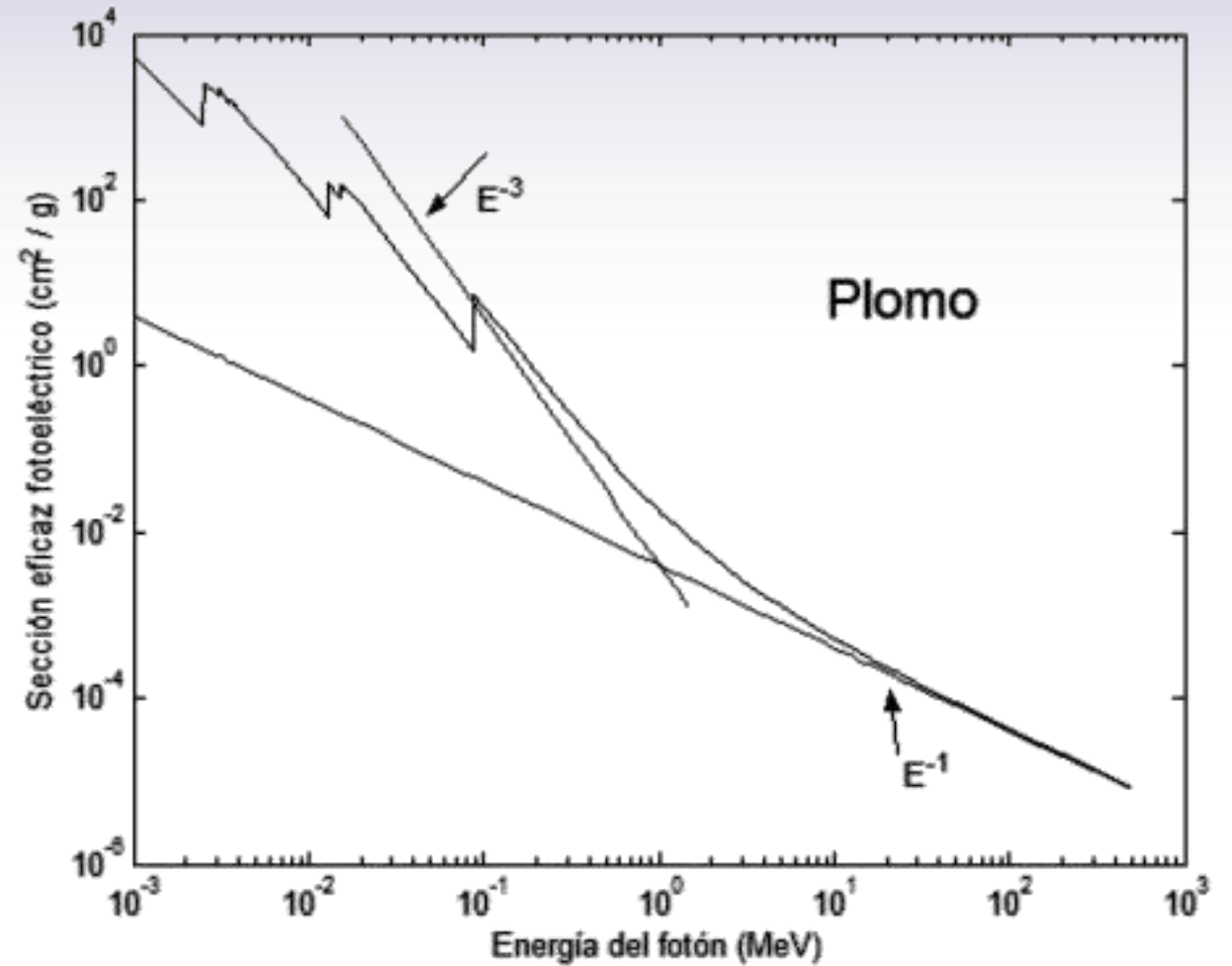
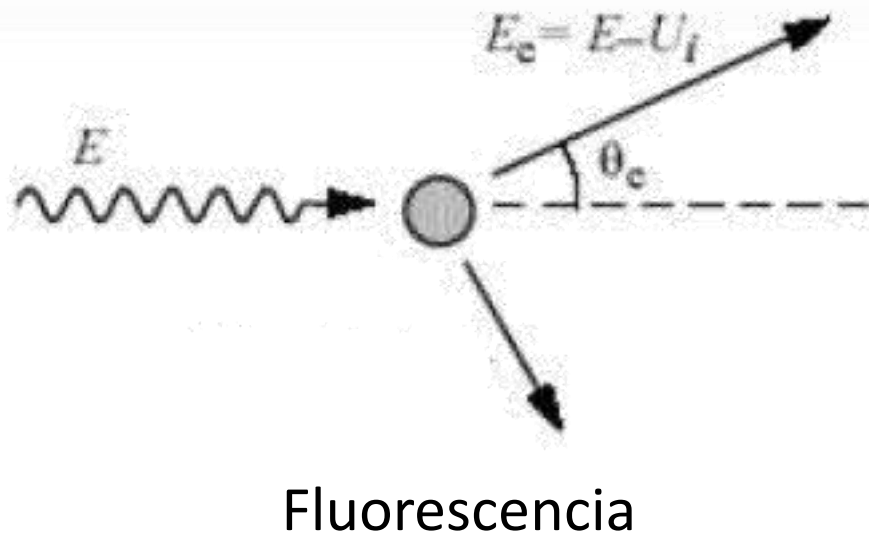
$$\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$$

$$\alpha \ll 1 \quad F_{KN} \rightarrow 1$$





# Efecto Fotoeléctrico

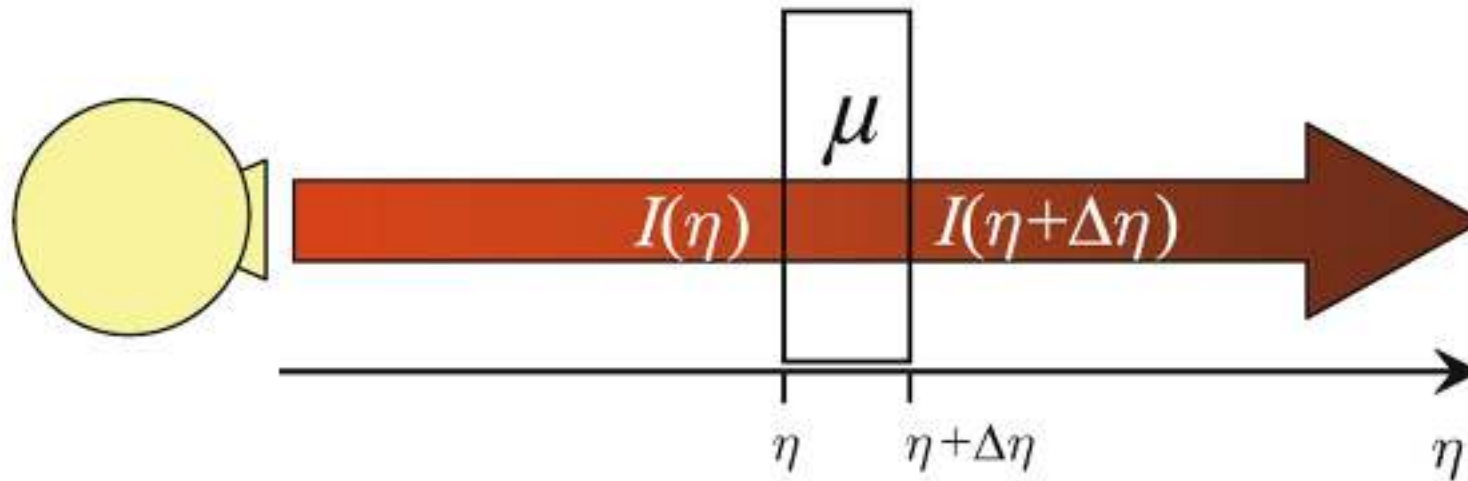




# Atenuación de los rayos X

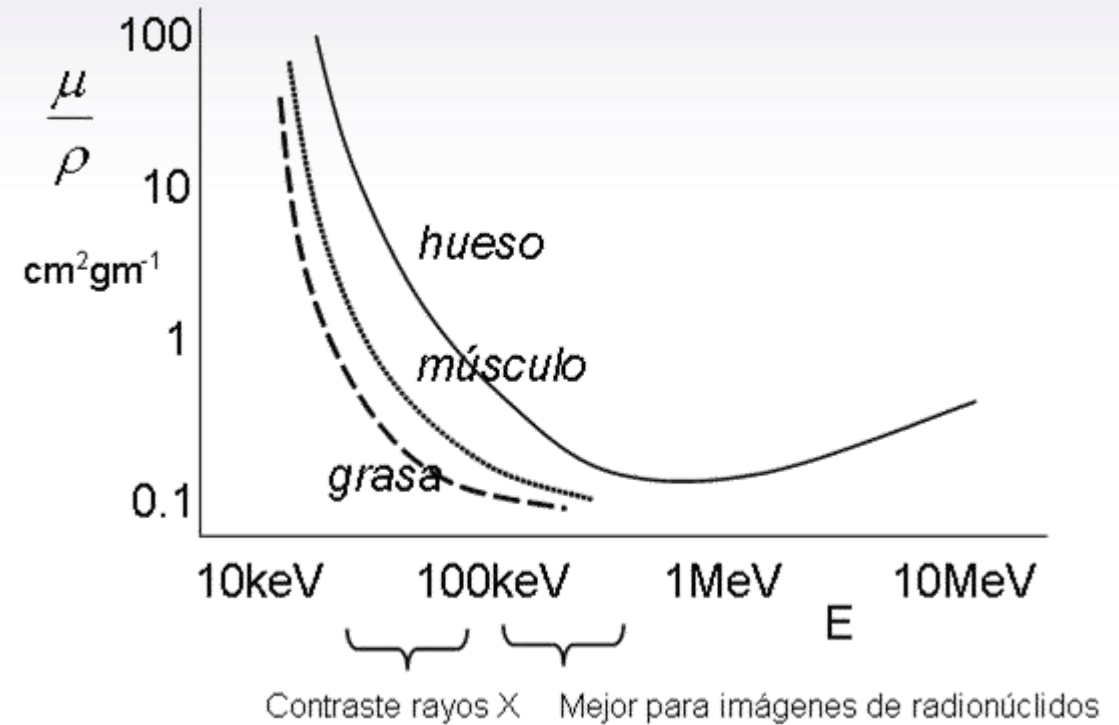
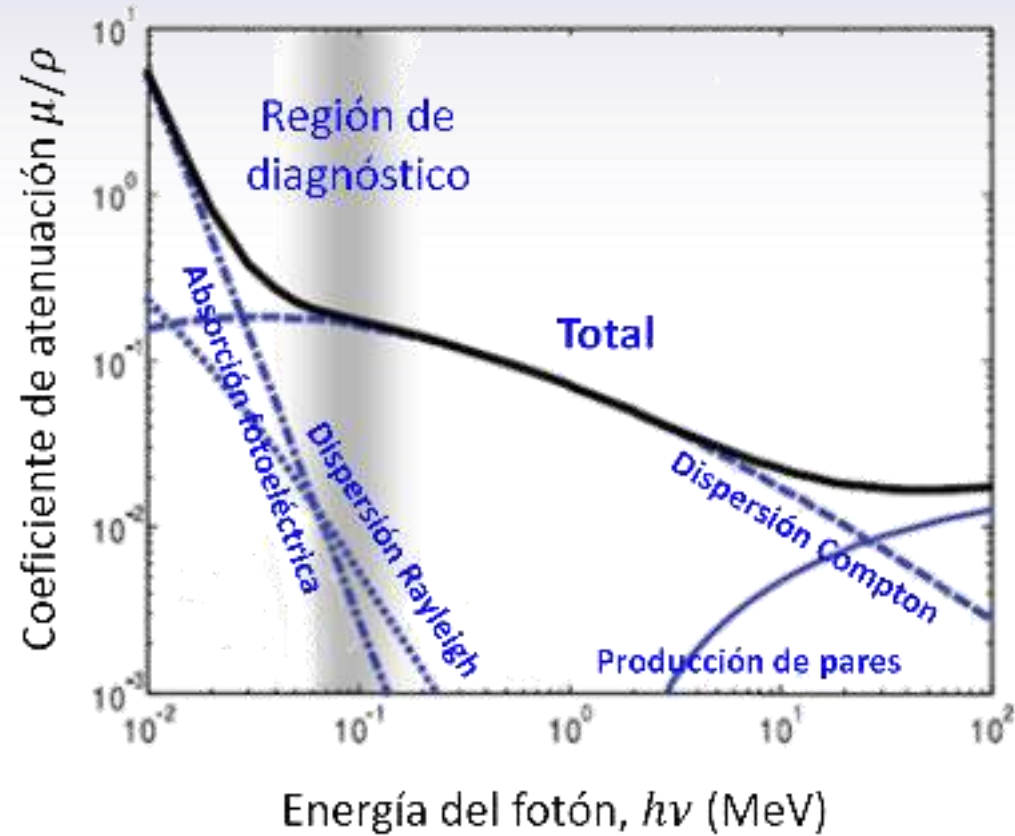
COEFICIENTE DE ATENUACIÓN LINEAL MÁSICO.  
LEY DE LAMBERT-BEER

$$I(\eta) = I_0 e^{-\mu \eta}$$



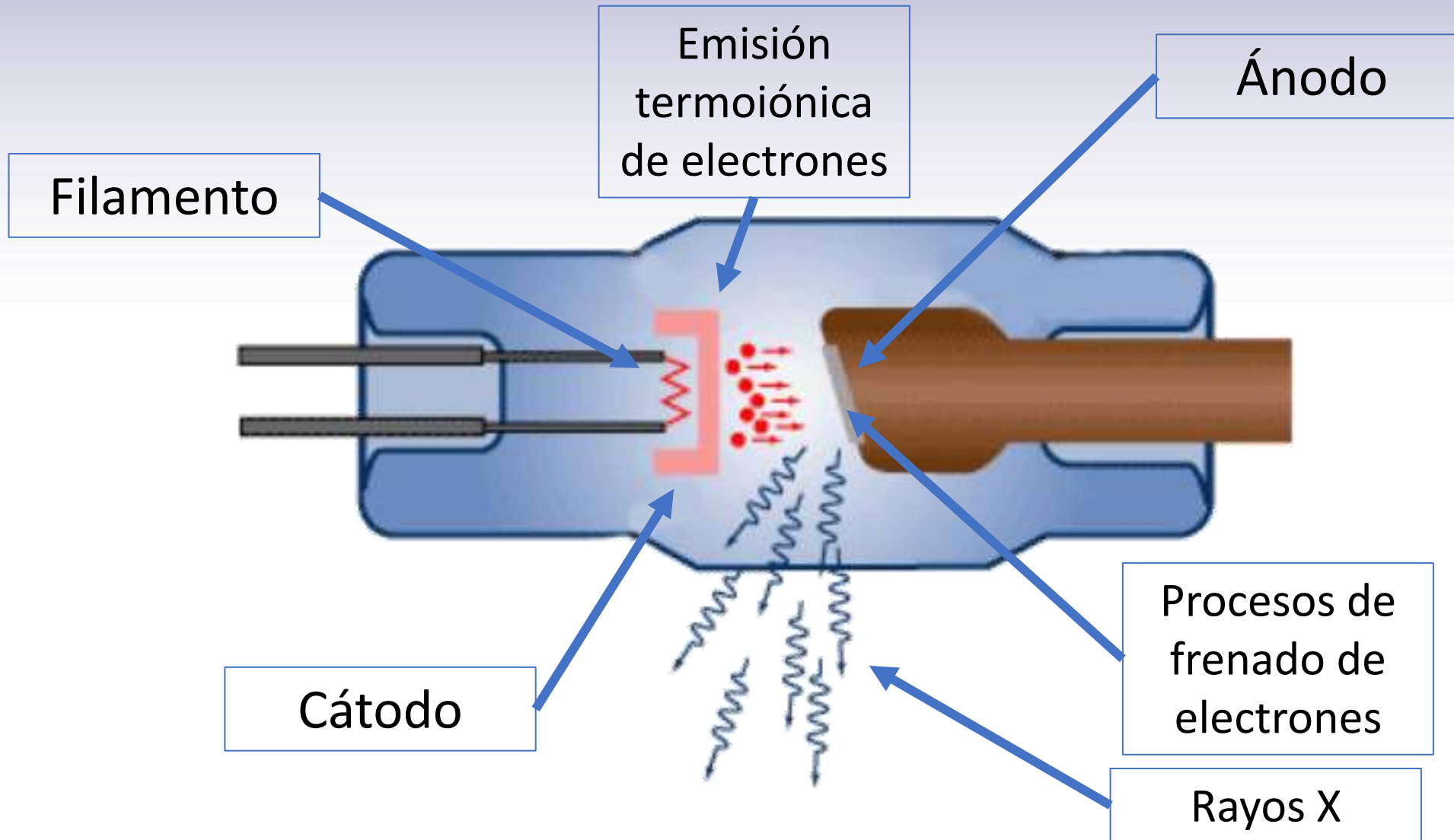


# Atenuación





# Generador de rayos X

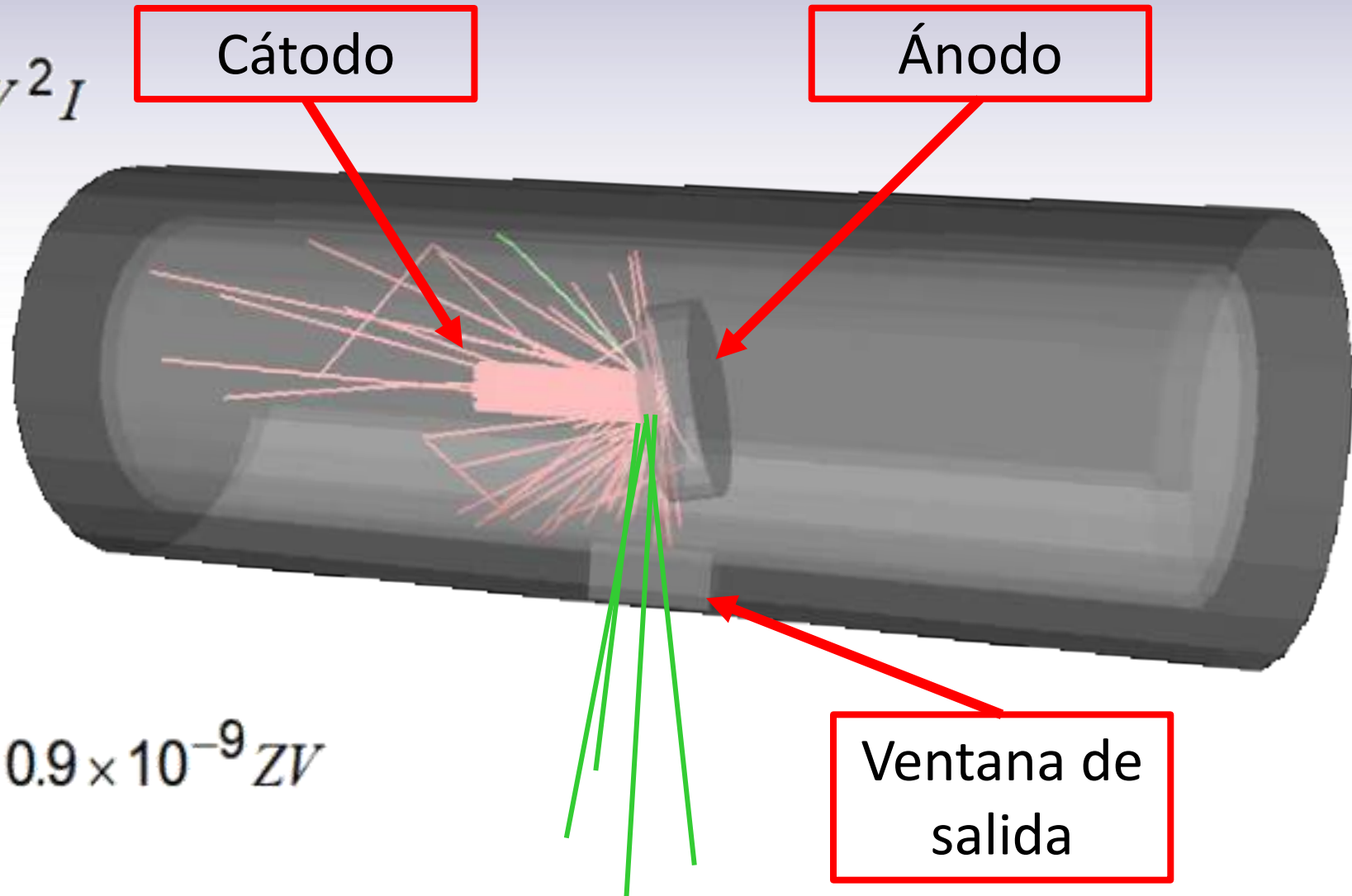




# Eficiencia del generador de rayos X

$$P_r = 0.9 \times 10^{-9} ZV^2 I$$

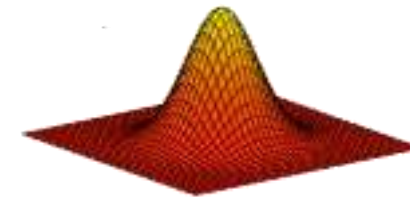
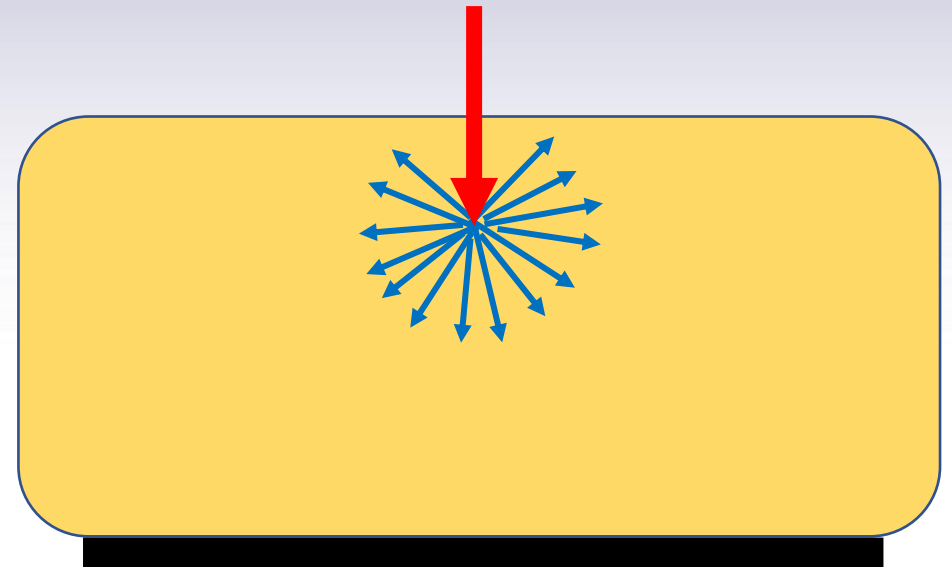
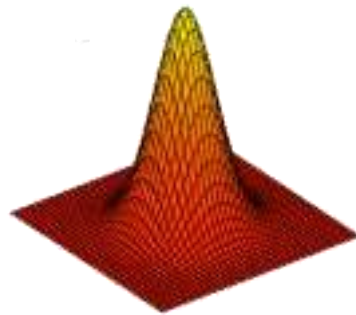
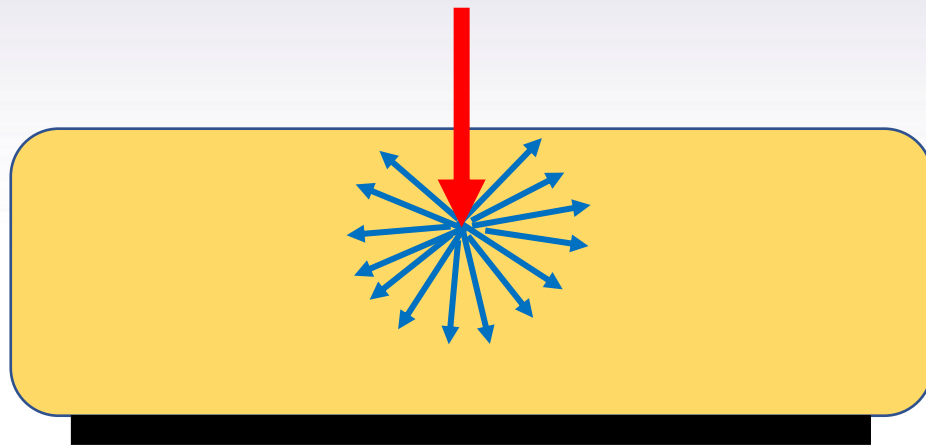
$$P_d = VI$$



$$\text{Eficiencia} = \frac{P_r}{P_d} = 0.9 \times 10^{-9} ZV$$

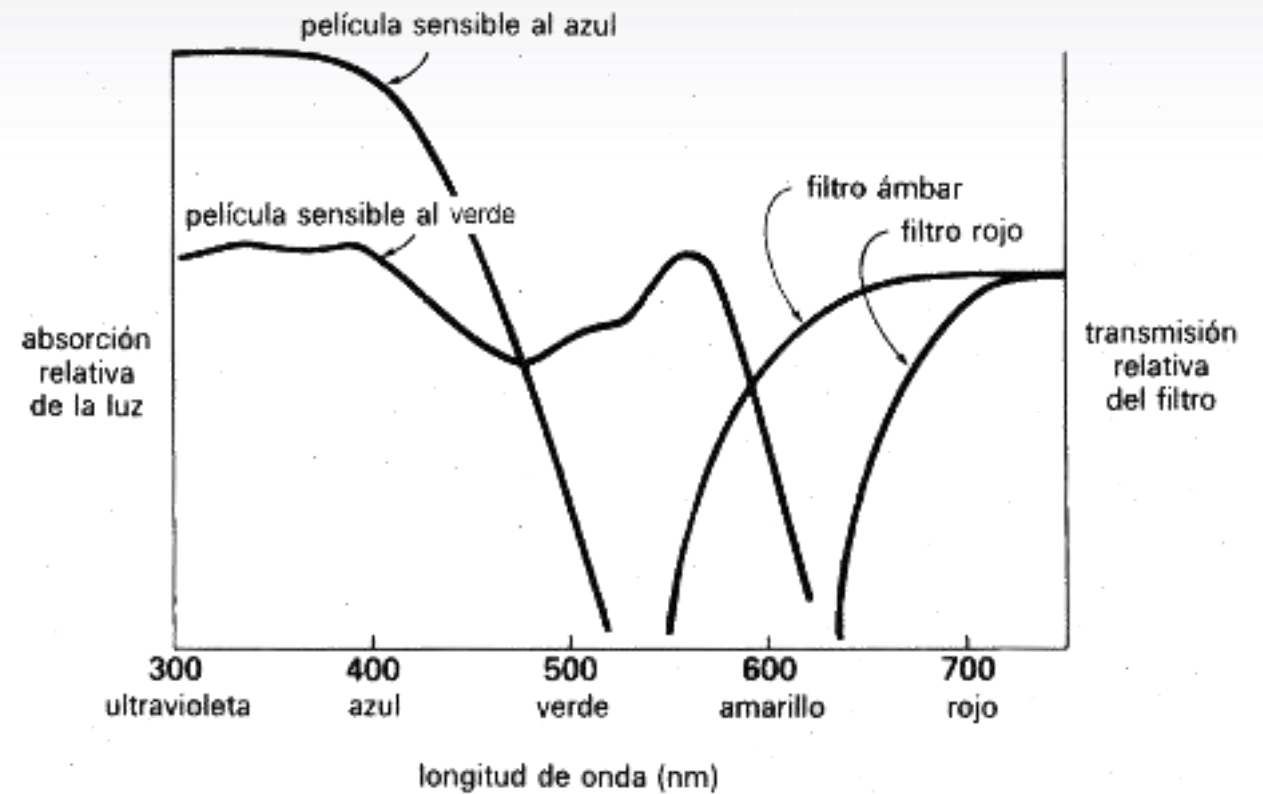
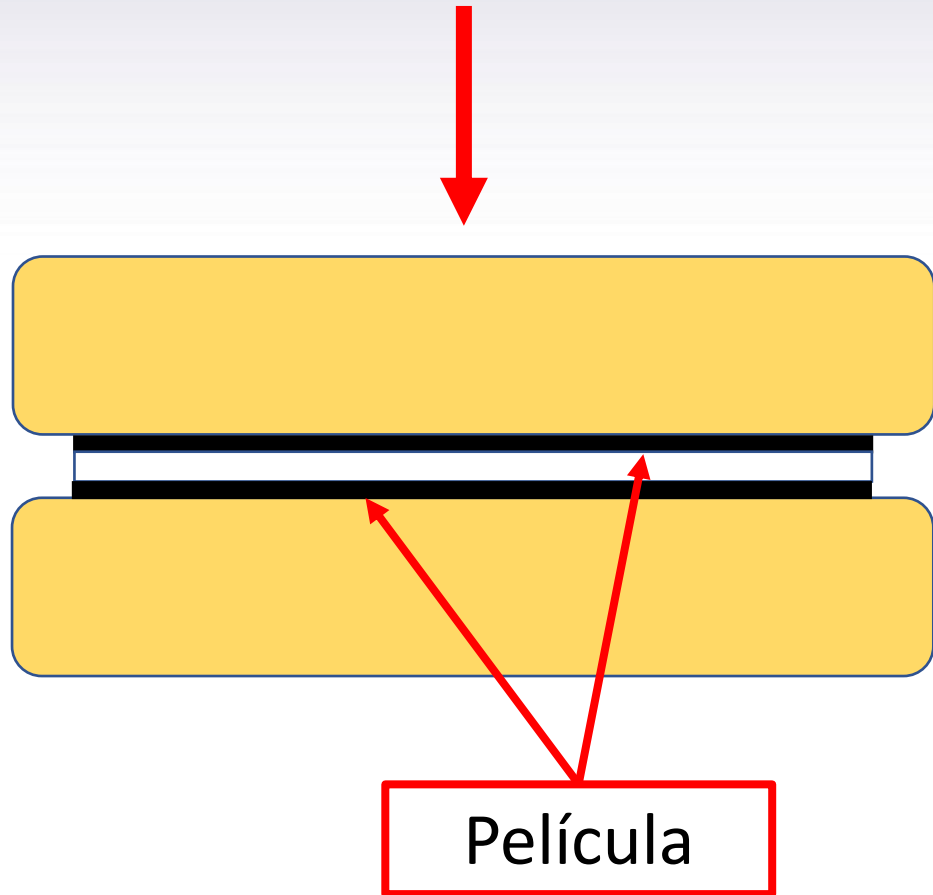


# Pantalla intensificadora. Resolución





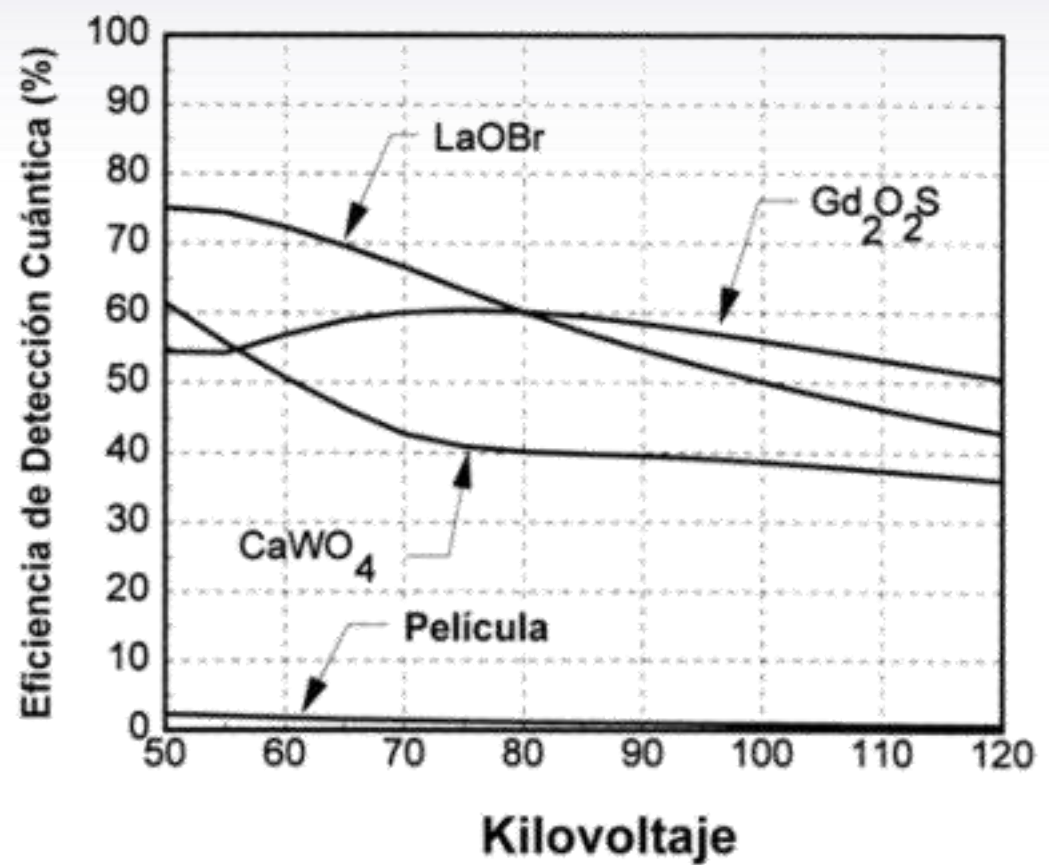
# Detector de imagen. Película





# Detector de imagen. Película

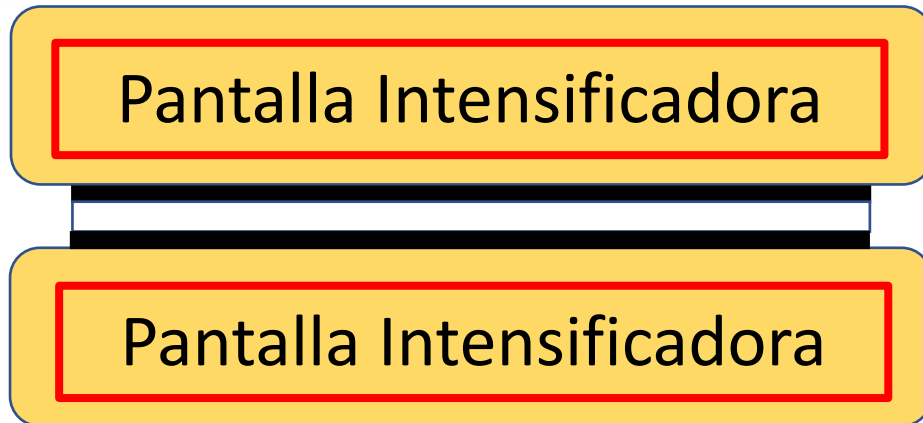
$$DQE = \left( \frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} \right)^2$$



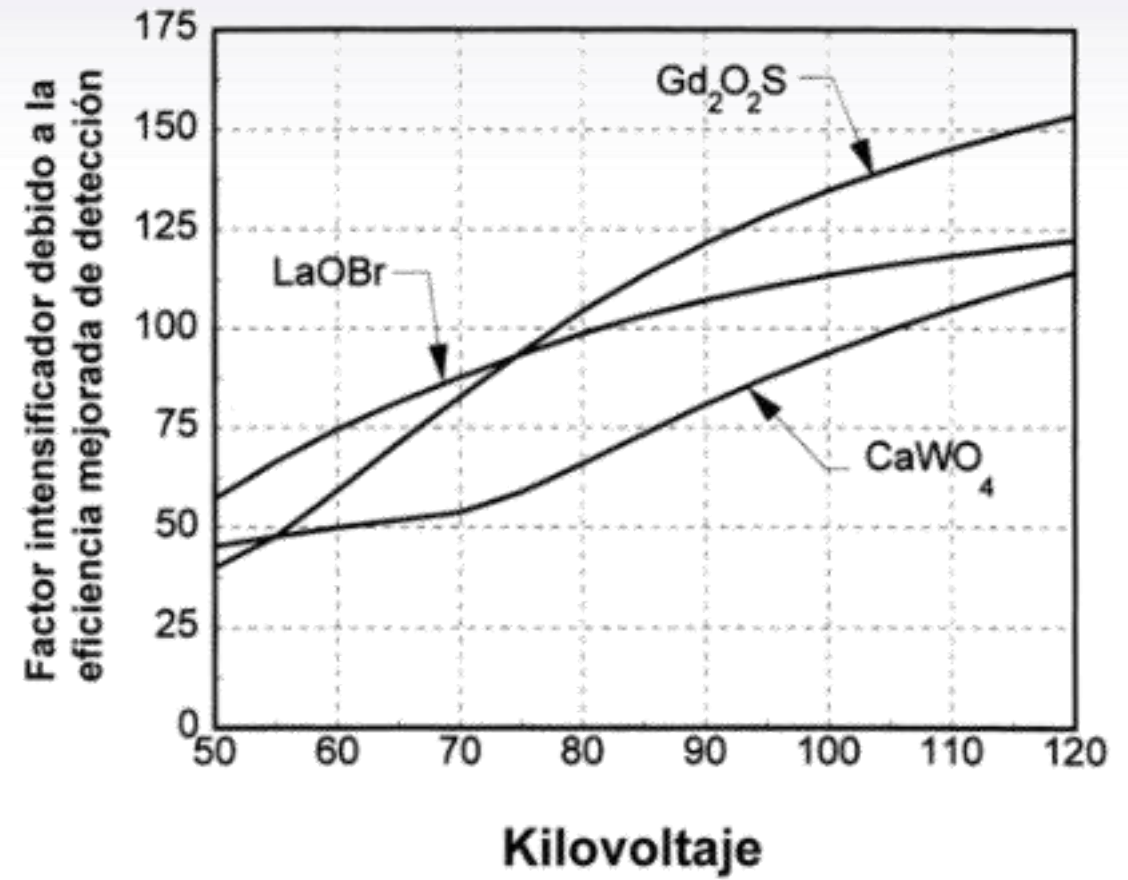




# Detector de imagen. Película

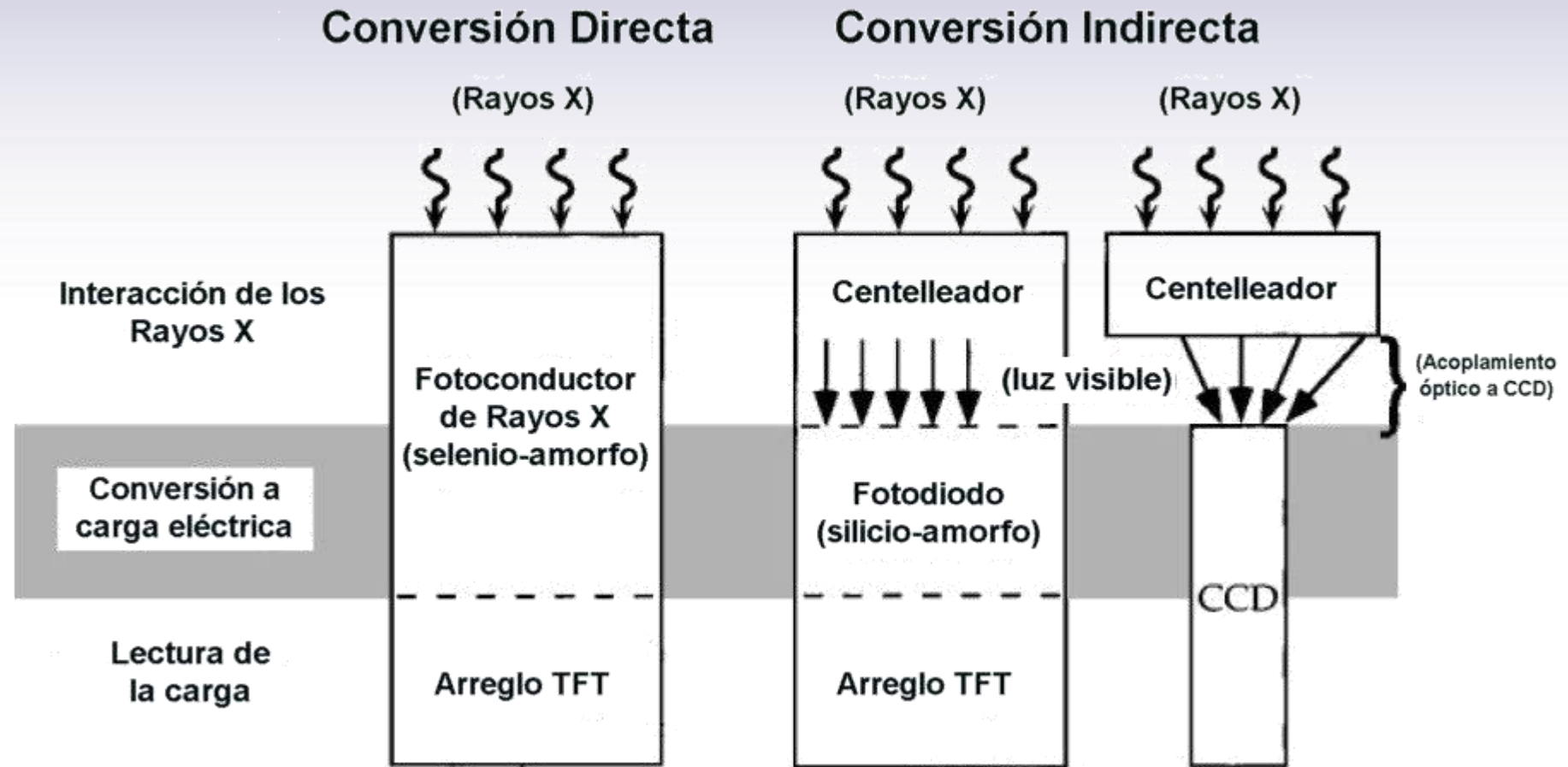


$$DQE = \left( \frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} \right)^2$$





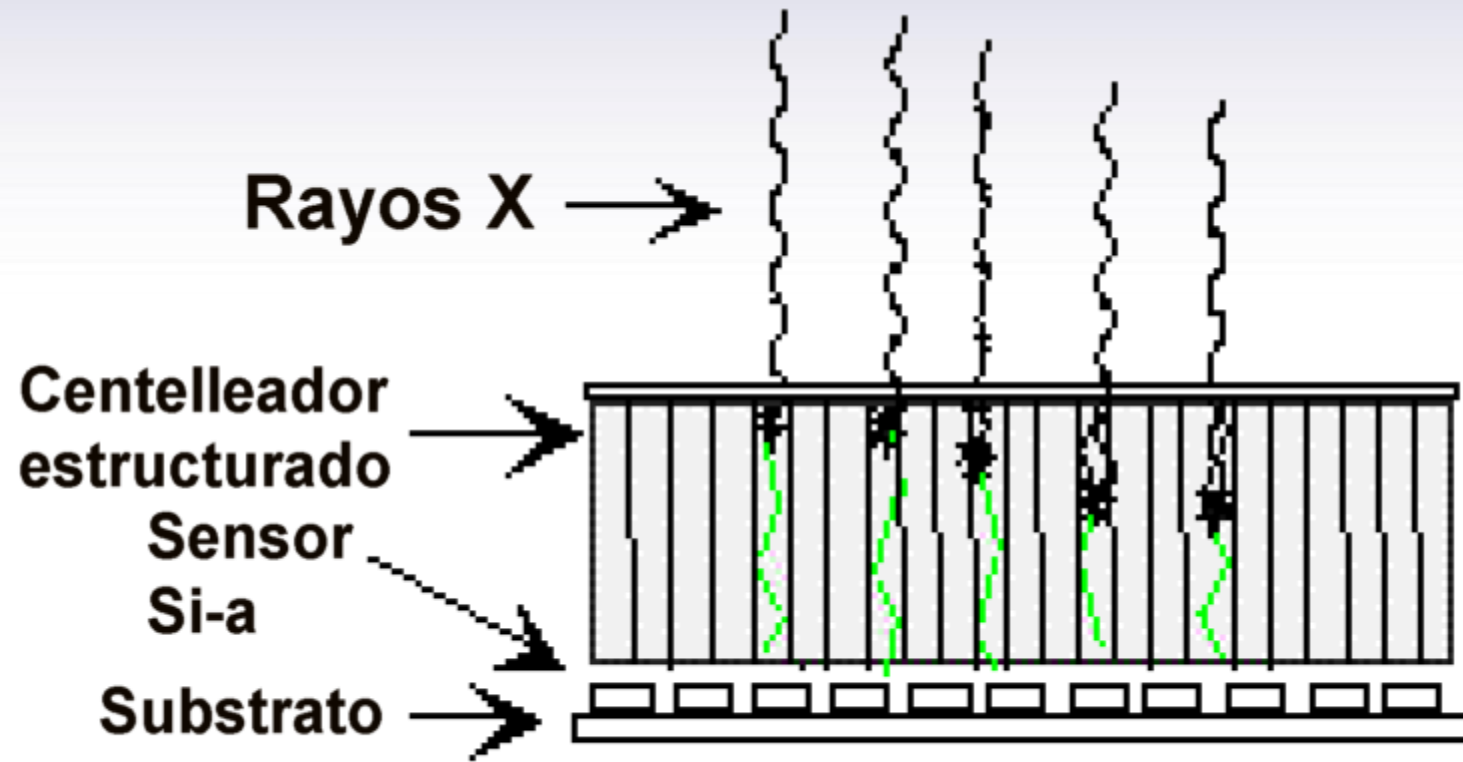
# Detector de imagen. Sistemas digitales



“Thin-Film Transistor”, TFT

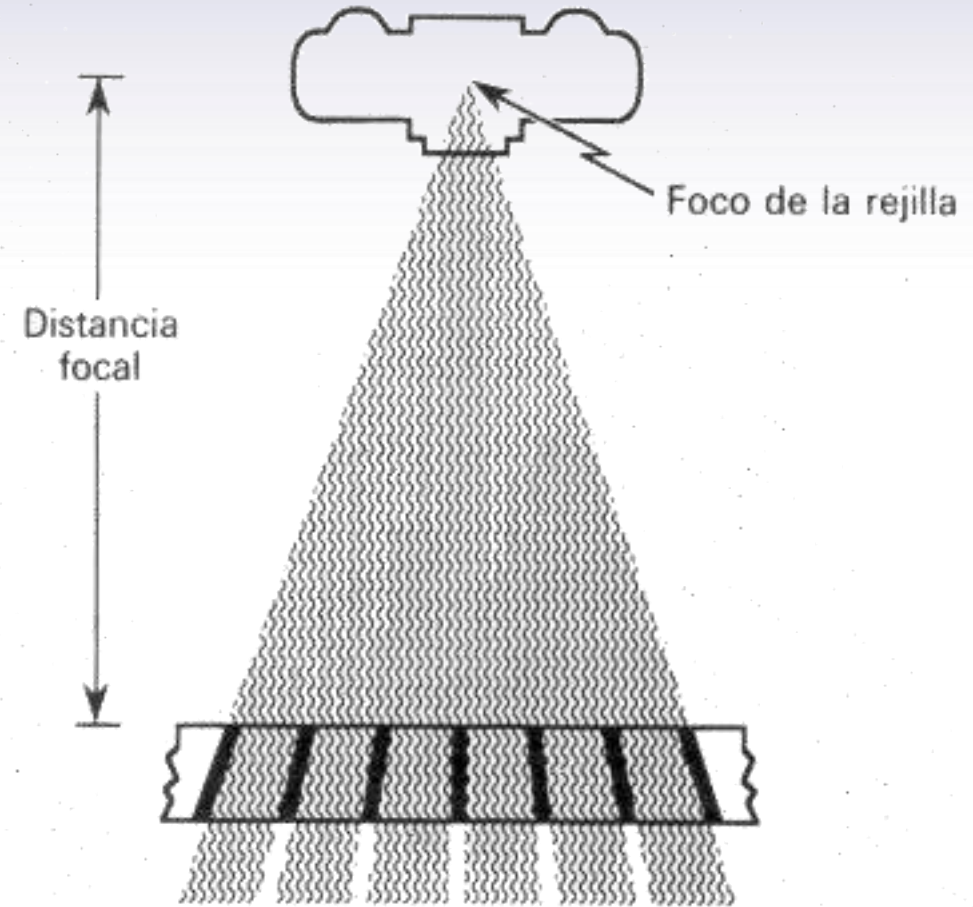
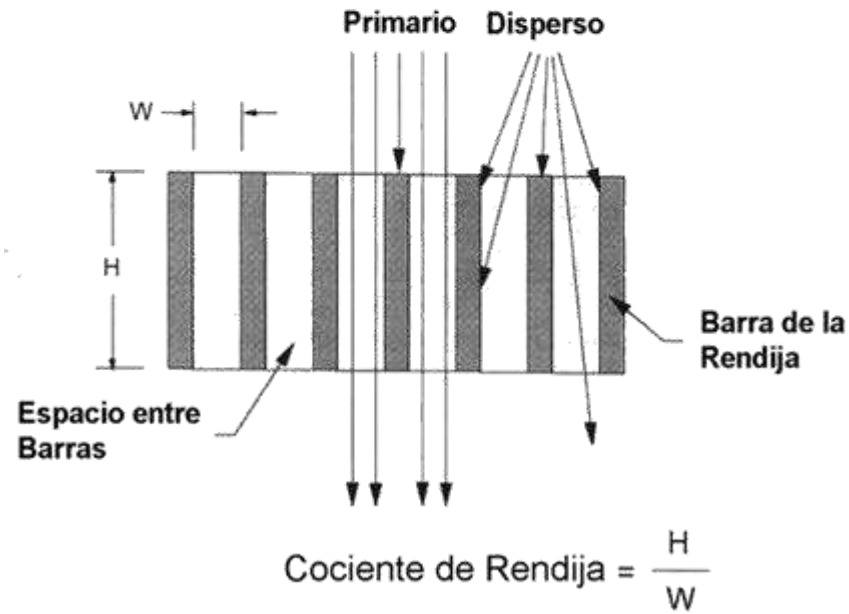
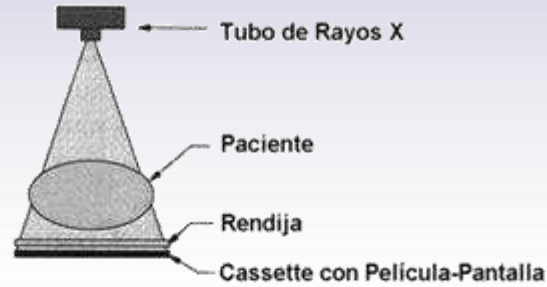


# Detector de imagen. Sistemas digitales





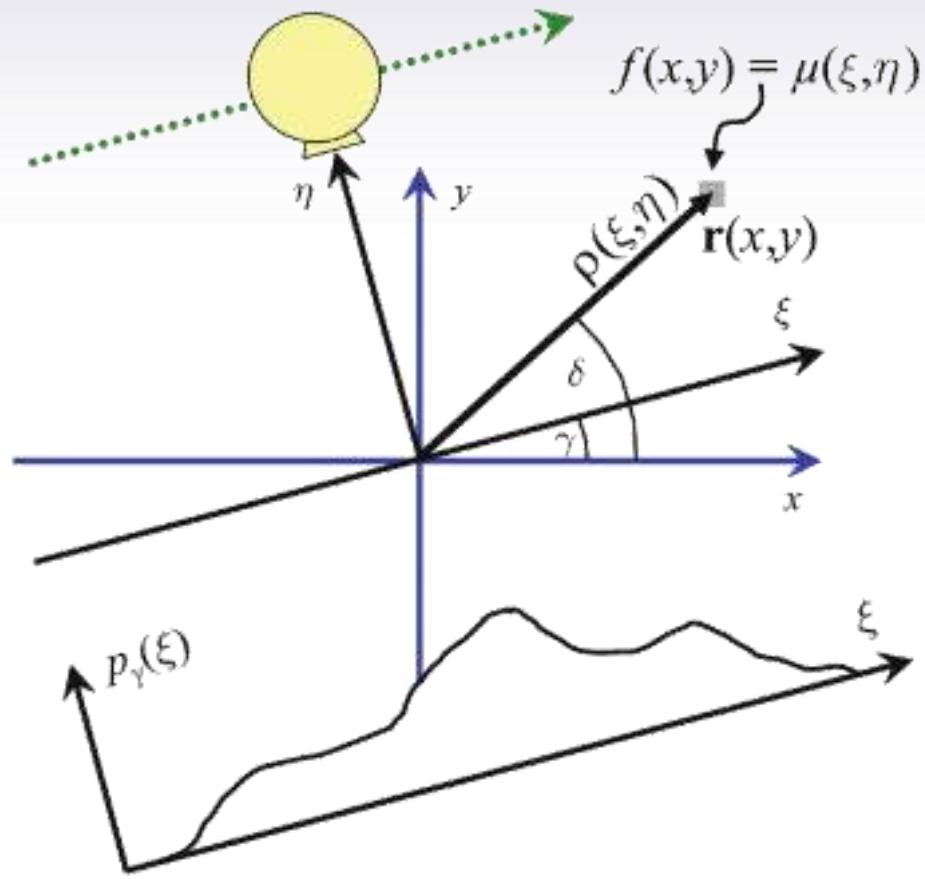
# Control de la dispersión. Rejillas



# Tomografía computarizada o tomografía de transmisión



# Proyecciones y transformada de Radon



$$p_{\gamma}(\xi) = \int_L f(\vec{r}) d\eta$$

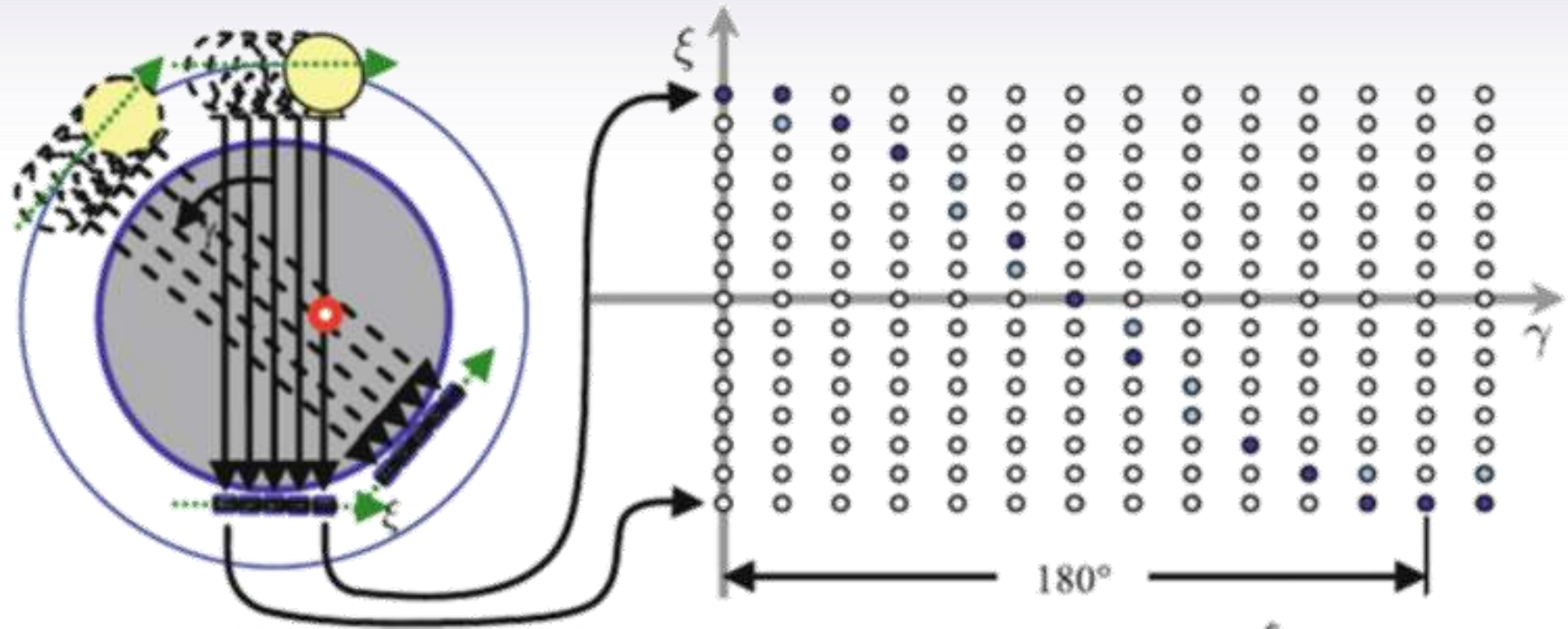
$$\xi = x \cos \gamma + y \sin \gamma = r \cos(\delta - \gamma)$$

$$F_1(k, \gamma) \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} p_{\gamma}(\xi) e^{-2\pi i k \xi} d\xi$$

$$p_{\gamma}(\xi) = \int_{-\infty}^{+\infty} dx \int_{-\infty}^{+\infty} dy f(\vec{r}) \delta(\xi - \hat{\xi} \cdot \vec{r})$$

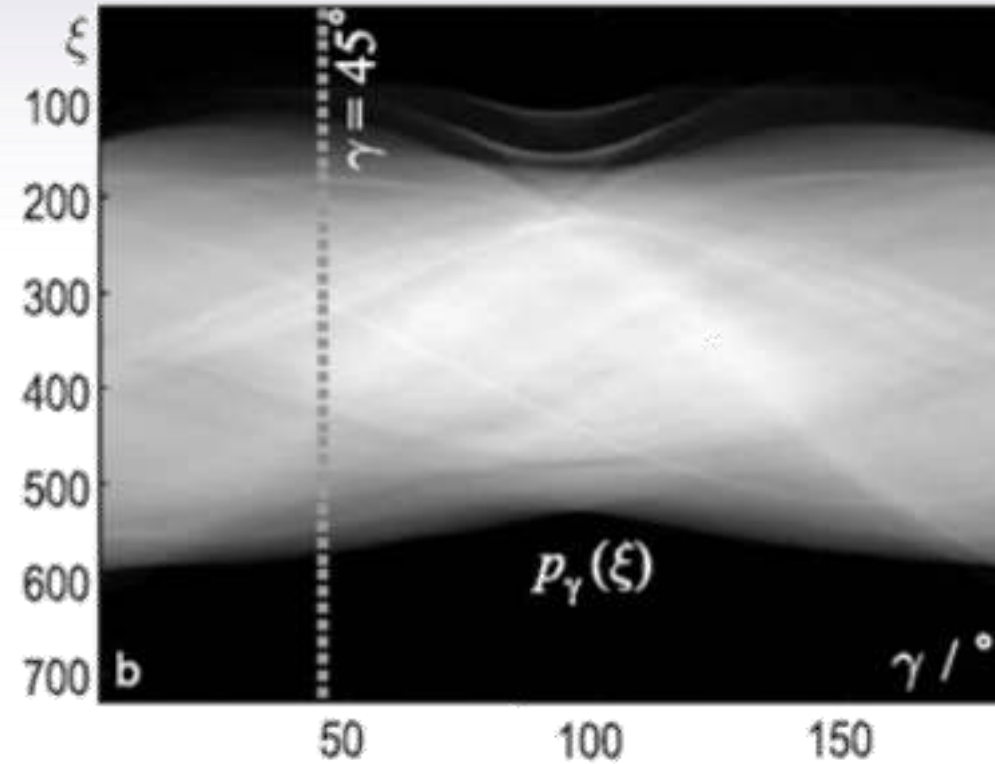
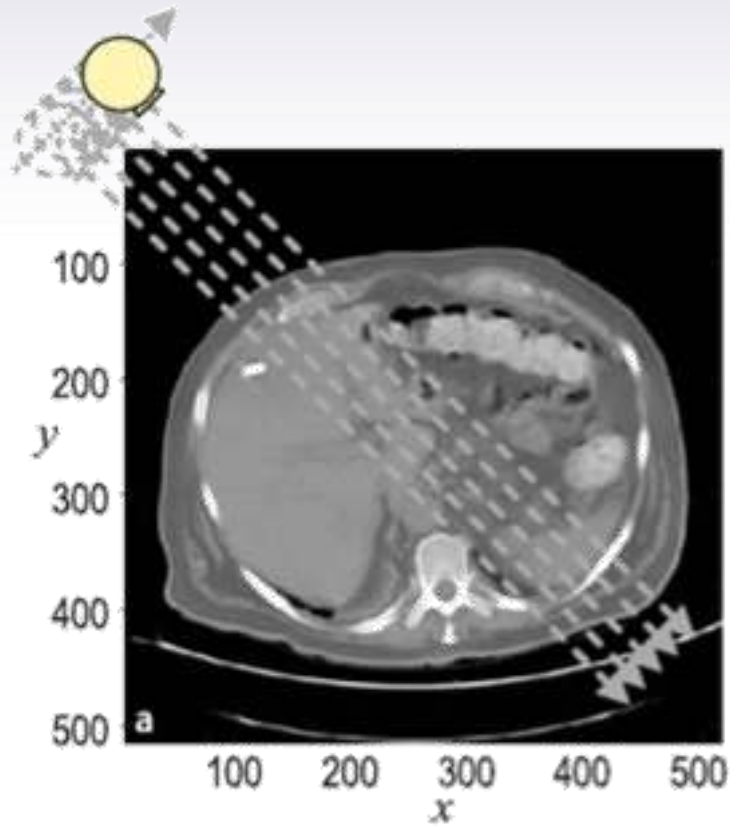


# Colección de datos. Senograma





# Colección de datos. Senograma

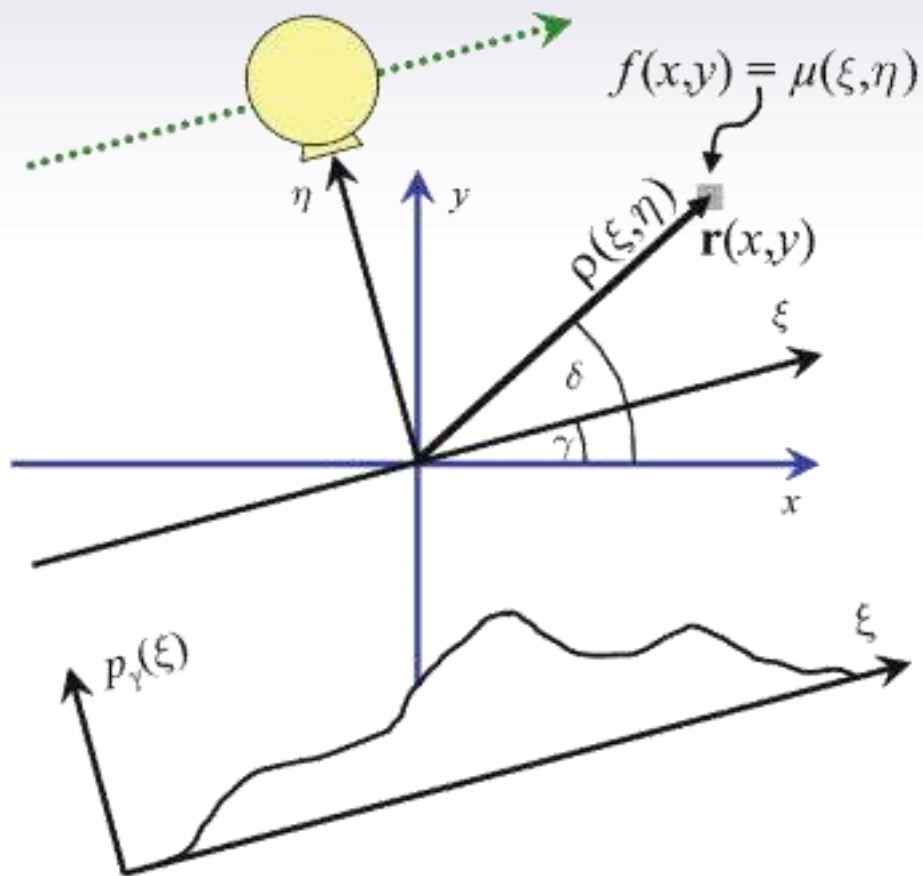


Senograma





# Teorema de la sección central



$$F_1(k, \gamma) = \int_{-\infty}^{+\infty} d\xi e^{-2\pi i k \xi} \int_{-\infty}^{+\infty} dx \int_{-\infty}^{+\infty} dy \delta(\xi - \hat{\xi} \cdot \vec{r}) f(\vec{r})$$

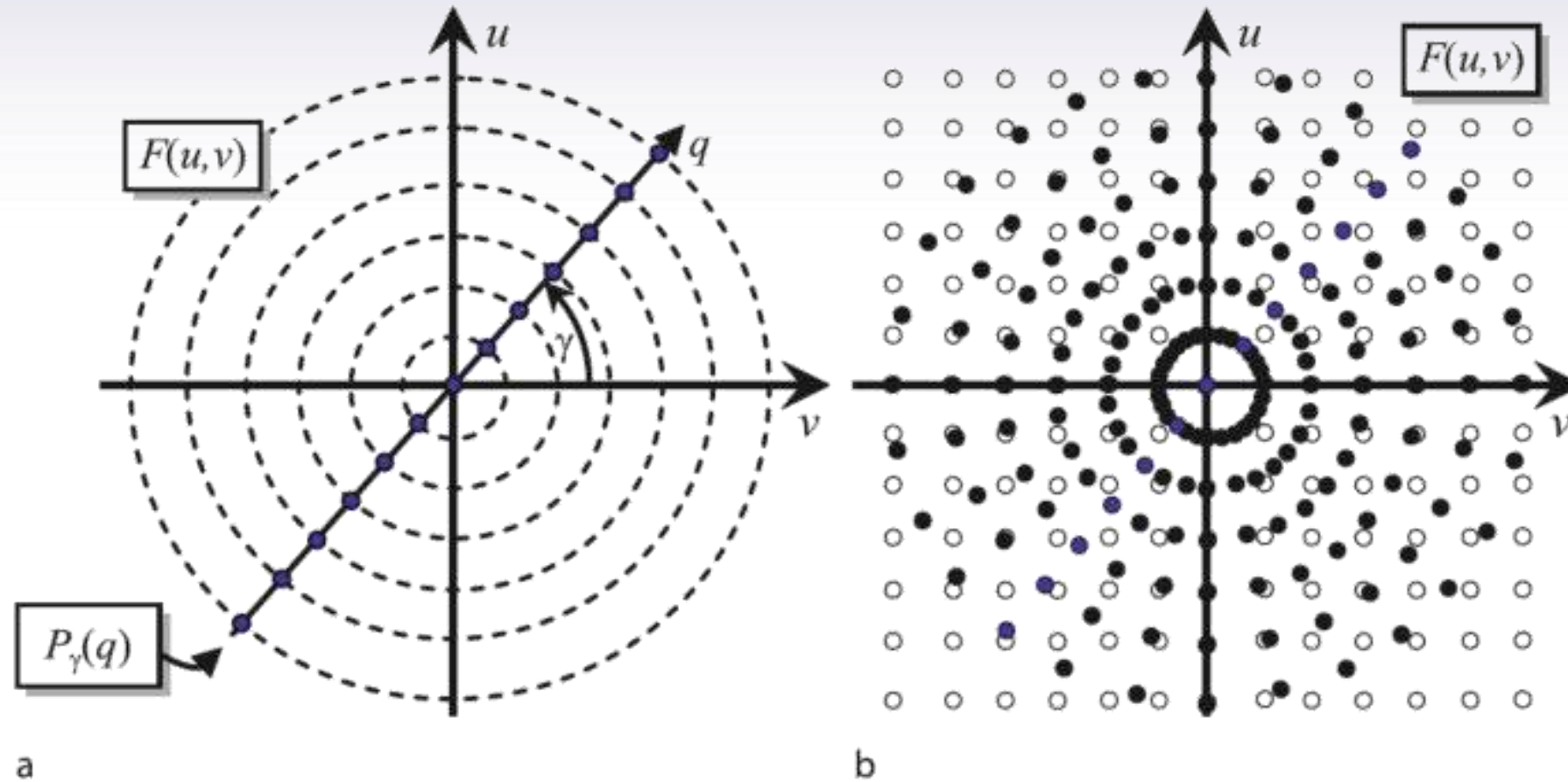
$$= \int_{-\infty}^{+\infty} dx \int_{-\infty}^{+\infty} dy f(\vec{r}) e^{-2\pi i k \hat{\xi} \cdot \vec{r}} = F_2(k \hat{\xi})$$

$$f(\vec{r}) = \int_{-\infty}^{+\infty} dk_x \int_{-\infty}^{+\infty} dk_y F_2(\vec{k}) e^{2\pi i \vec{k} \cdot \vec{r}}$$

$$= \int_{-\infty}^{+\infty} |k| dk \int_0^\pi d\gamma F_1(k, \gamma) e^{2\pi i k \hat{\xi} \cdot \vec{r}}$$

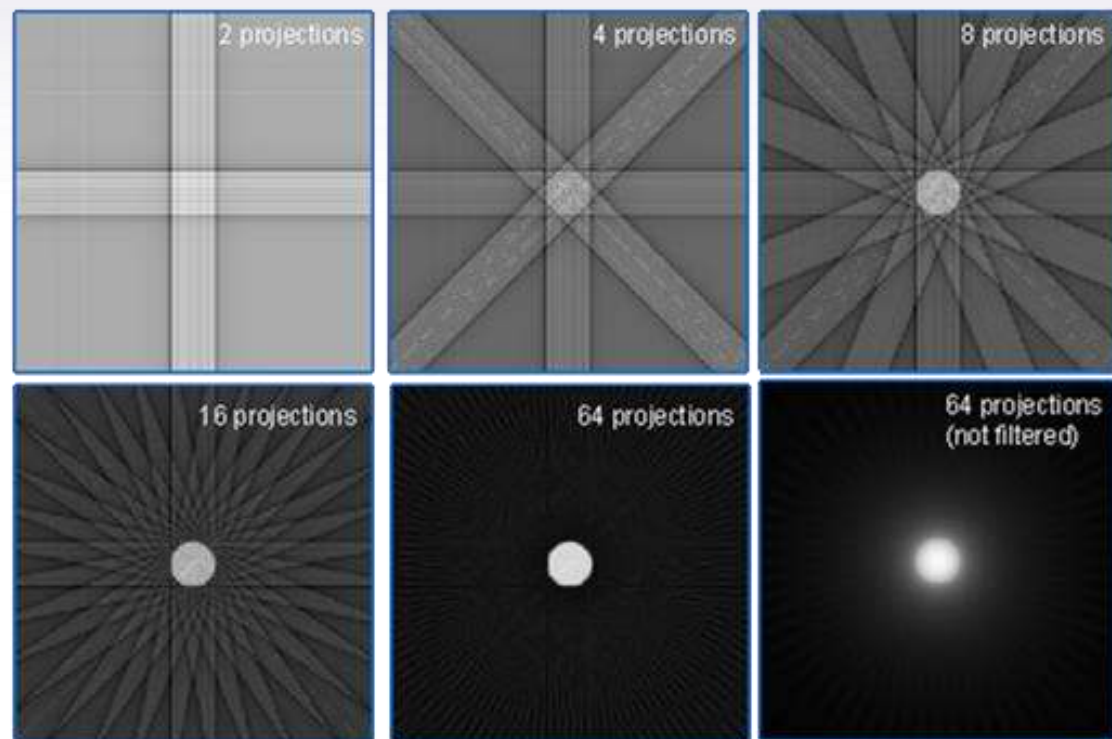


# Teorema de la sección central





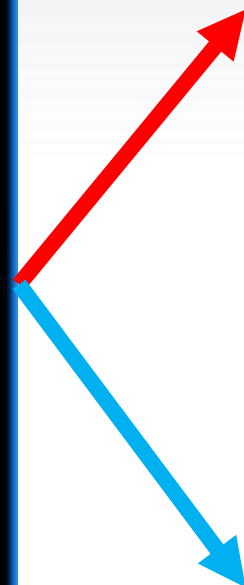
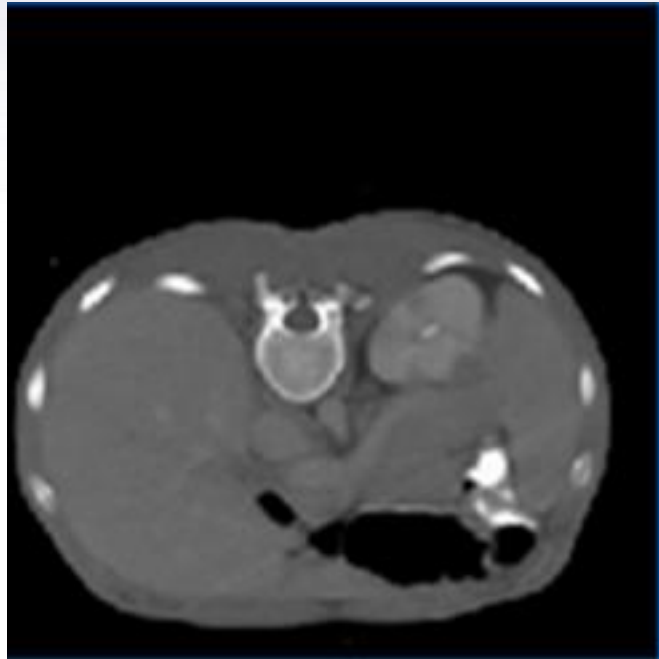
# Reconstrucción de la imagen tomográfica



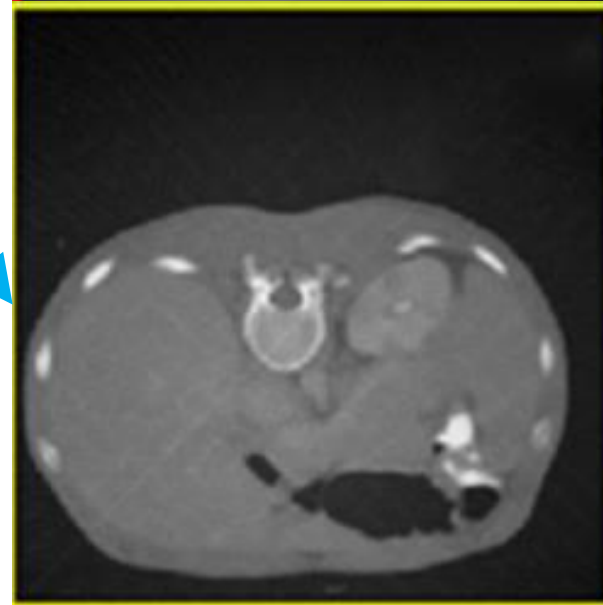
$$\begin{aligned} f(\vec{r}) &= \int_{-\infty}^{+\infty} dk_x \int_{-\infty}^{+\infty} dk_y F_2(\vec{k}) e^{2\pi i \vec{k} \cdot \vec{r}} \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} |k| dk \int_0^\pi d\gamma F_1(k, \gamma) e^{2\pi i k \hat{\xi} \cdot \vec{r}} \\ &= \int_0^\pi d\gamma Q_\gamma(\hat{\xi} \cdot \vec{r}) \\ Q_\gamma(\hat{\xi} \cdot \vec{r}) &= \mathfrak{F}^{-1}(|k| F_1(k, \gamma)) \\ &= \mathfrak{F}^{-1}\left\{\mathfrak{F}\left(\mathfrak{F}^{-1}(|k|) * \mathfrak{F}^{-1}(F_1(k, \gamma))\right)\right\} \\ &= \mathfrak{F}^{-1}(|k|) * \mathfrak{F}^{-1}(F_1(k, \gamma)) \\ &= \mathfrak{F}^{-1}(|k|) * p_\gamma(\xi) \\ &= (h * p_\gamma)(\xi) \end{aligned}$$



# Reconstrucción de la imagen tomográfica



BP

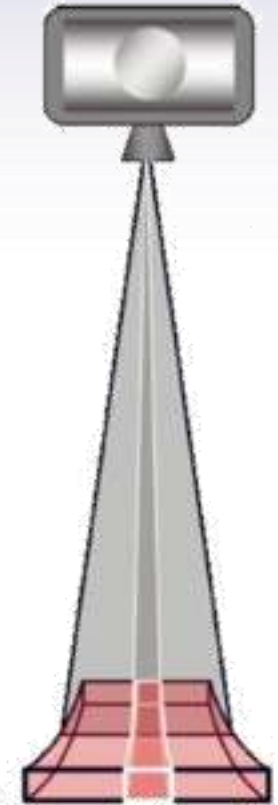
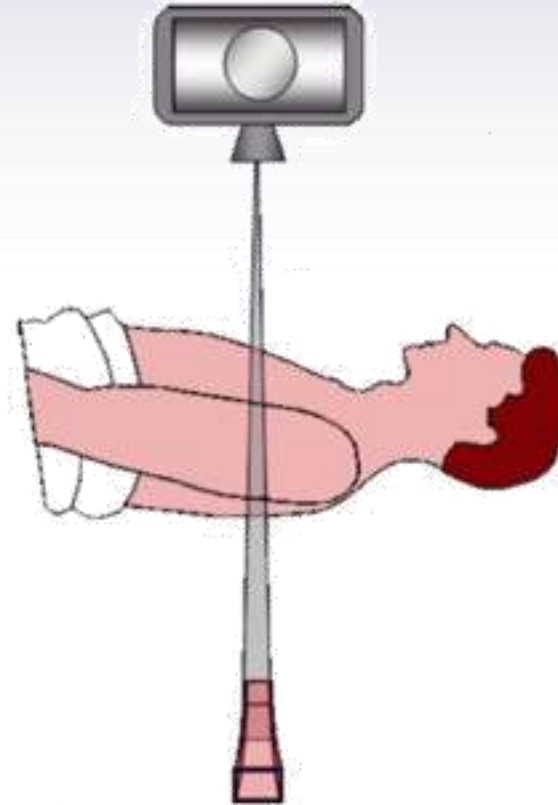
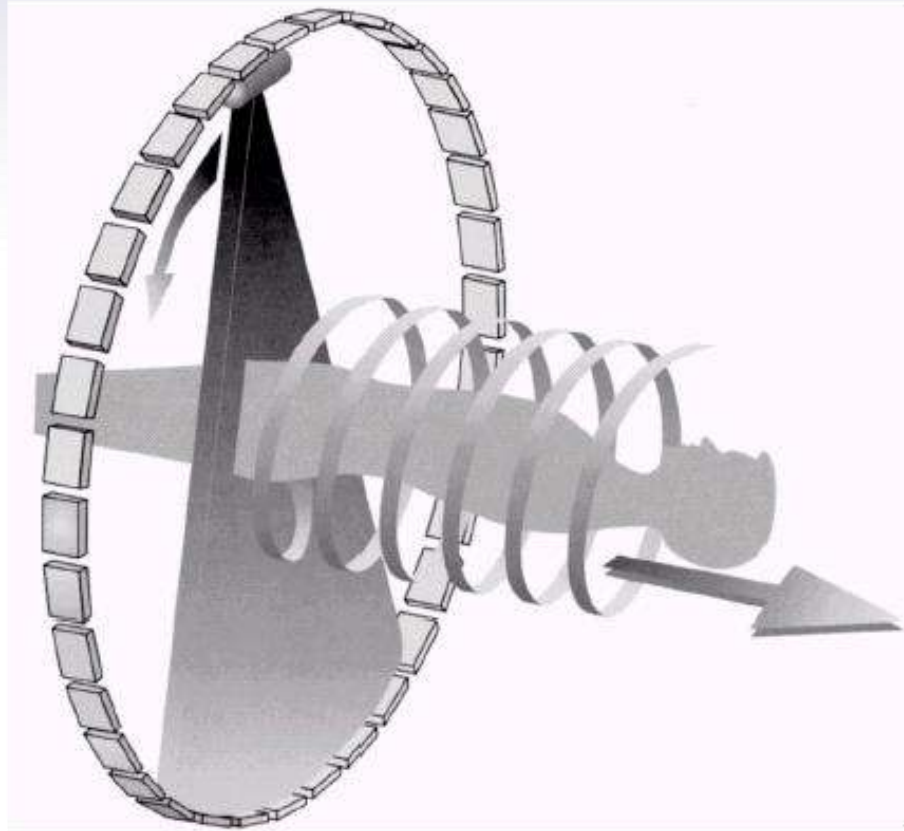


FBP



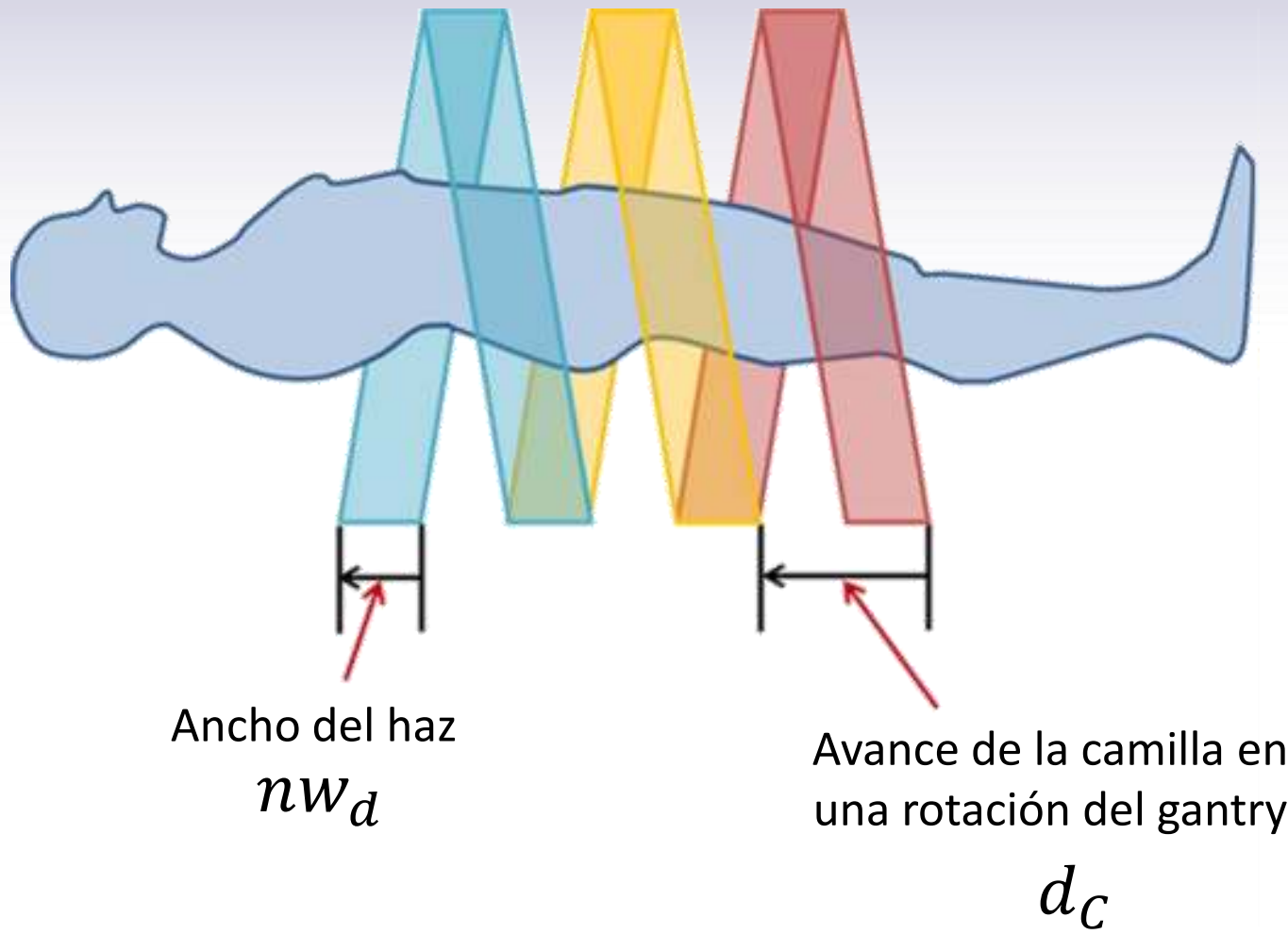


# Equipos Helicoidales Multicorte





# Paso de la hélice o pitch

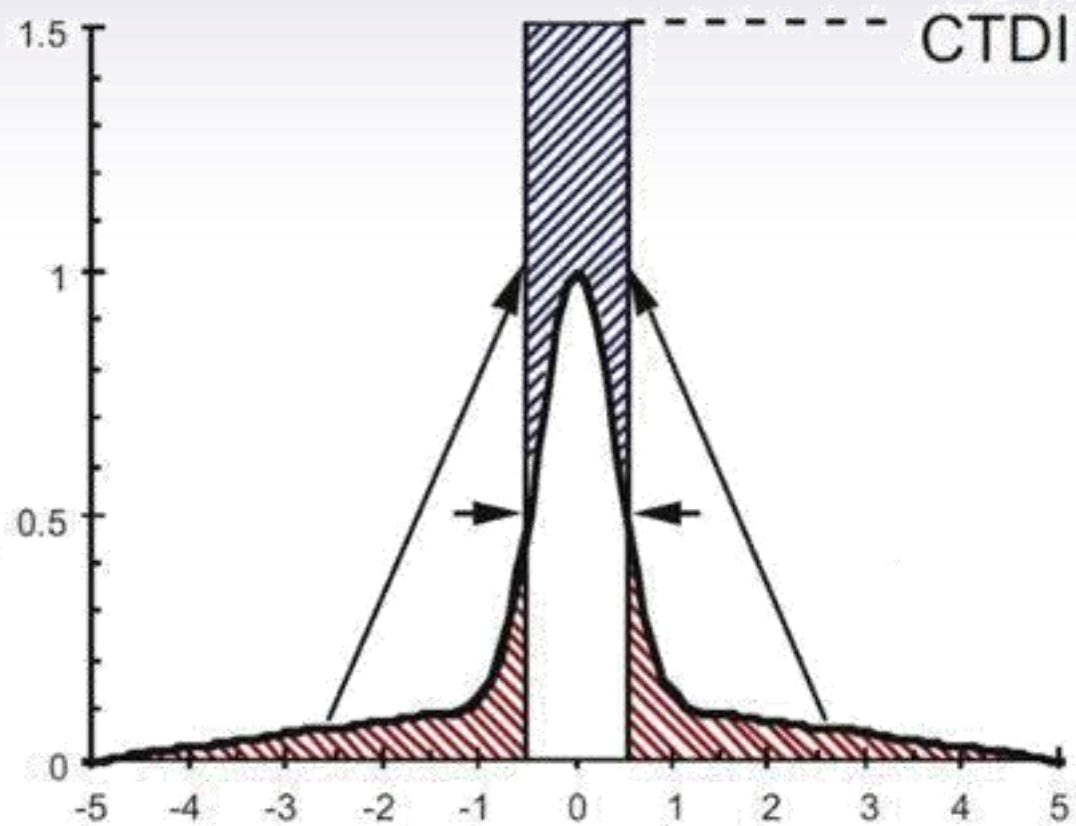


$$p_x = \frac{d_c}{nw_d}$$

$$p_d = \frac{d_c}{w_d}$$



# Dosis en tomografía



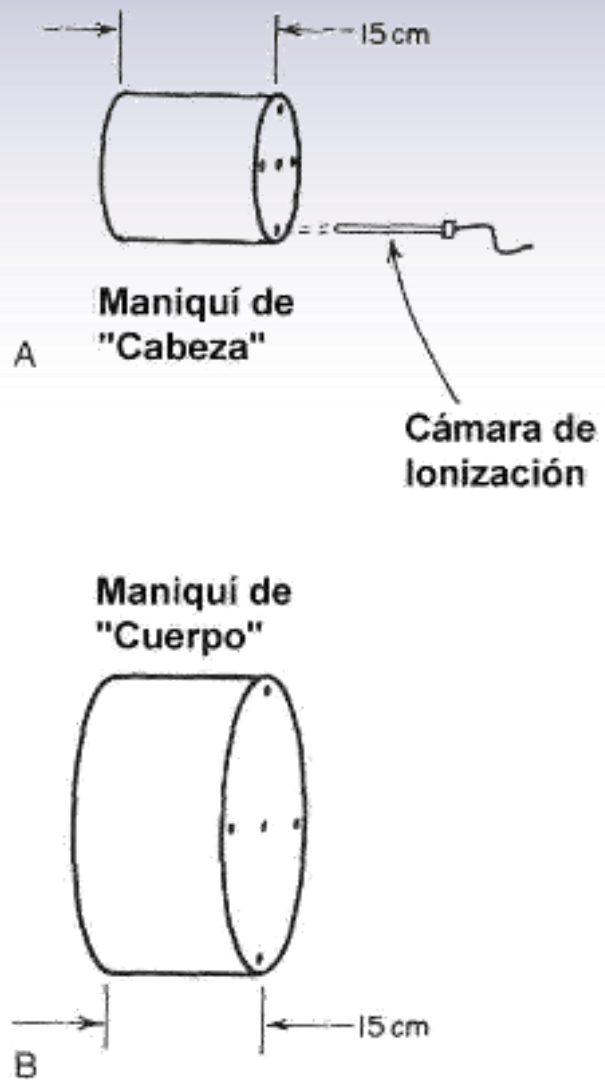
$$CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz$$

Para incluir las características de absorción de un paciente se utiliza un maniquí cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) de 16 o 32 cm de diámetro y un tamaño axial de al menos 14 cm. Se tienen orificios para la colocación de cámaras de ionización en el centro y 1 cm por debajo de la superficie a las 3, 6, 9 y 12 en el reloj.





# Maniquí para determinar CTDI





# CTDIvol y DLP

Bajo la suposición de que la dosis en el maniquí de CTDI disminuye en la dirección radial desde la superficie hacia el centro, se define el promedio ponderado de CDTI como:

$$CTDI_W = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P}$$

donde  $CTDI_{100,P}$  es el promedio sobre las 4 medidas periféricas y  $CTDI_{100,C}$  es la medida en la dirección central. En el caso de tomografía helicoidal tenemos:

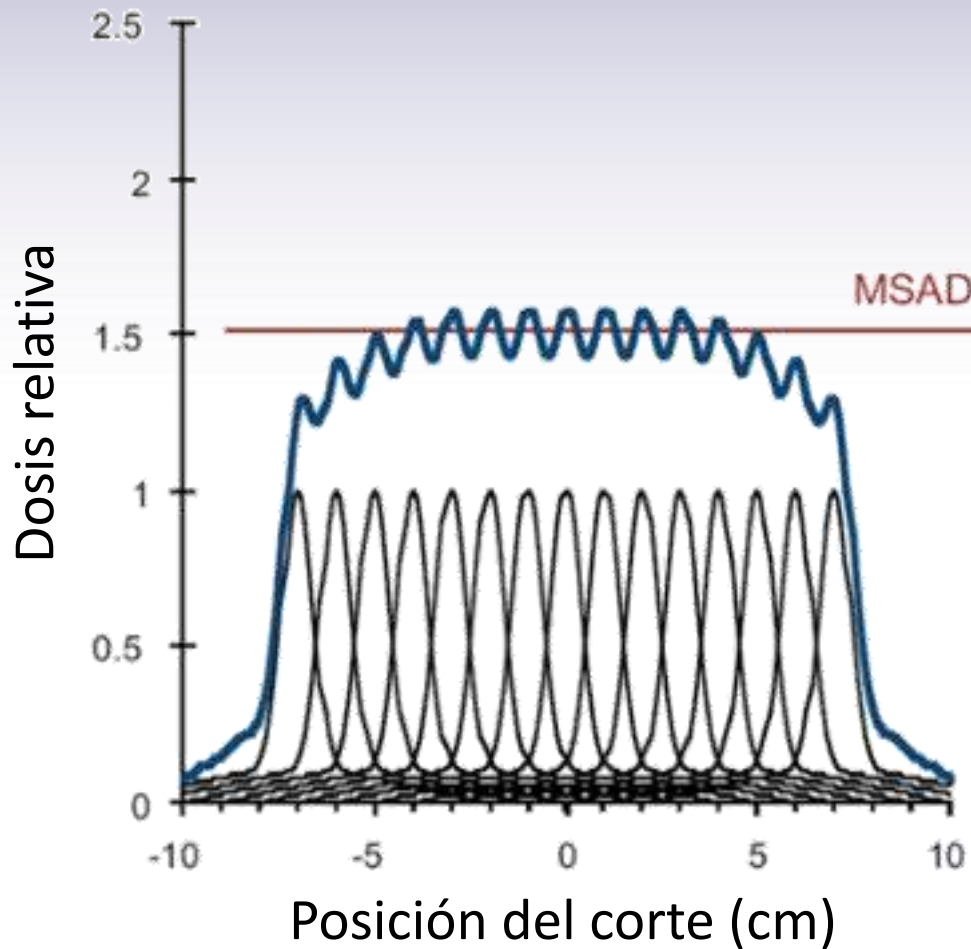
$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_W}{Paso}$$

y la exposición para un estudio completo se utiliza el producto de dosis-longitud (“Dose Length Product”) o DLP

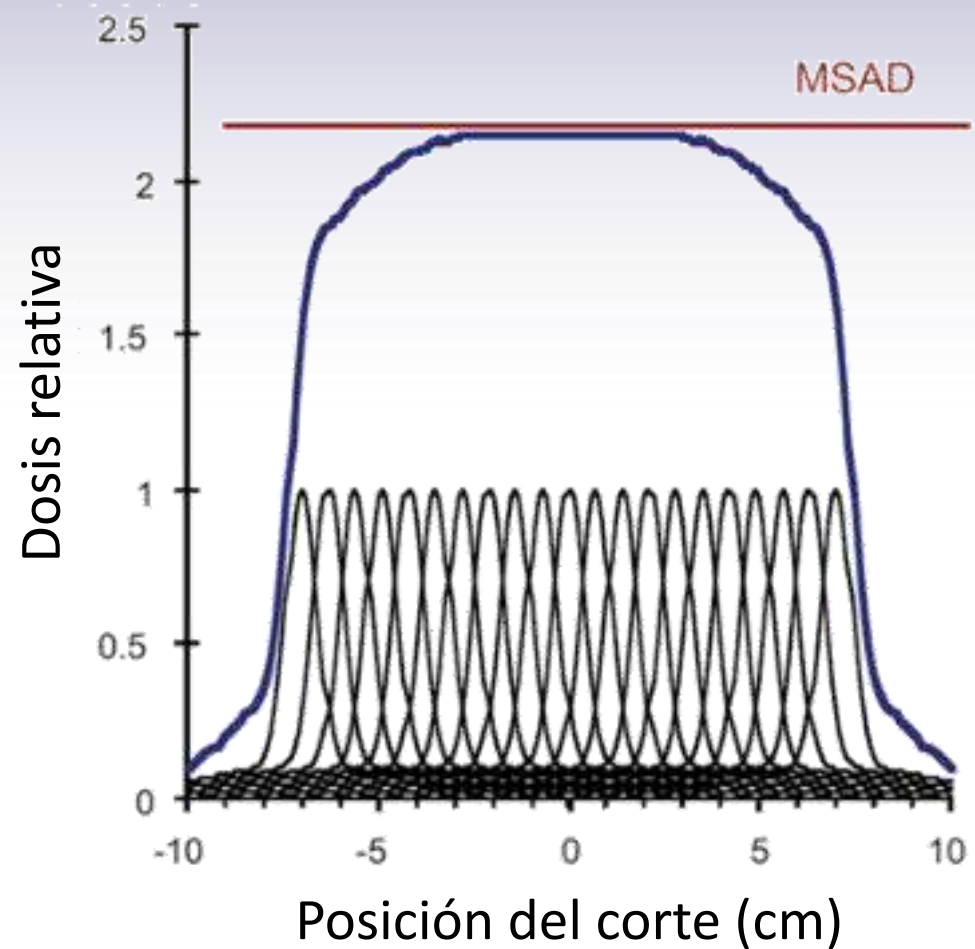
$$DLP = CTDI_{VOL} L \quad (mGy cm)$$



# Dependencia de la dosis con el paso



$$p = 1$$



$$p < 1$$

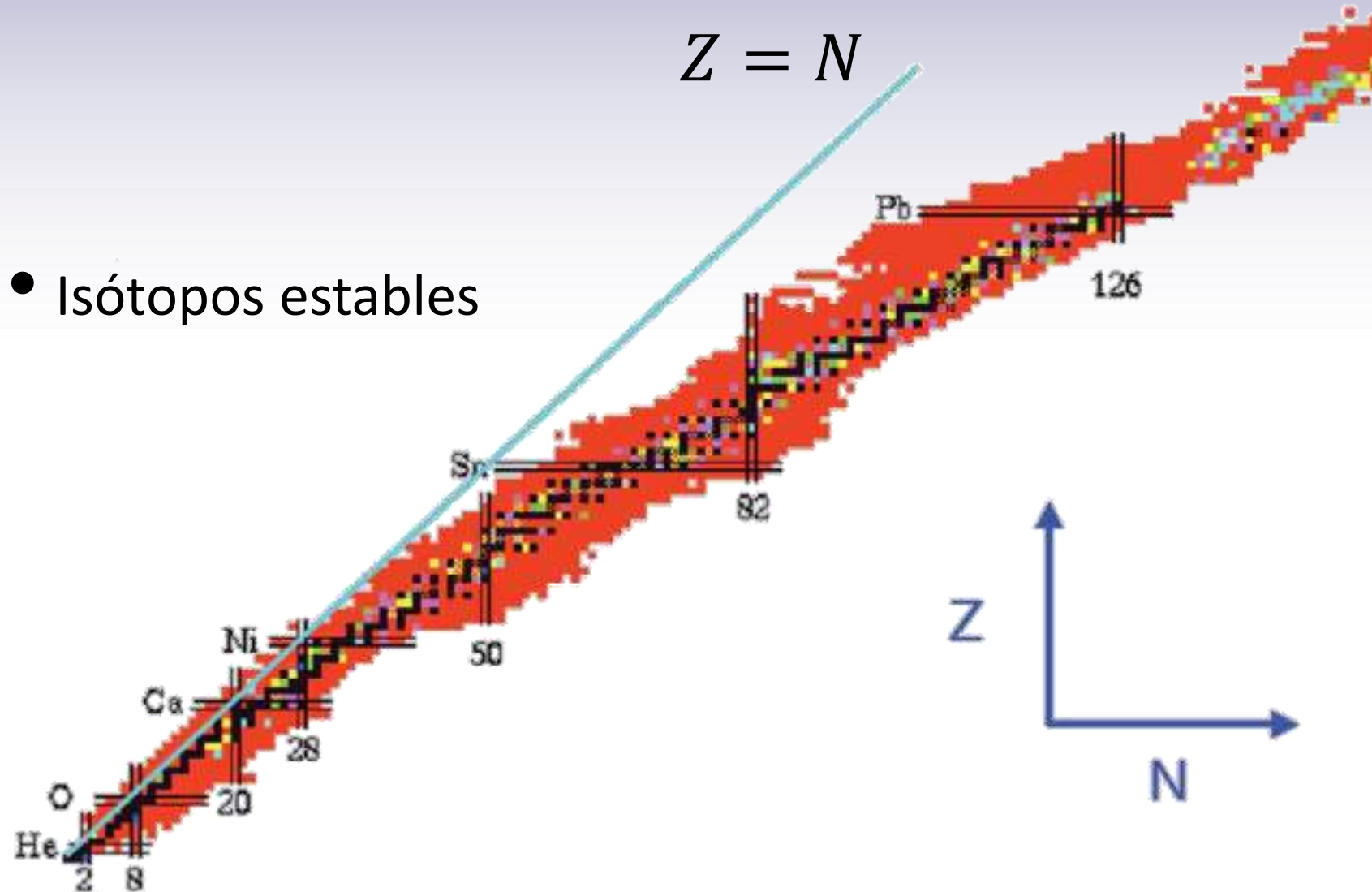
# Medicina Nuclear y tomografía de emisión





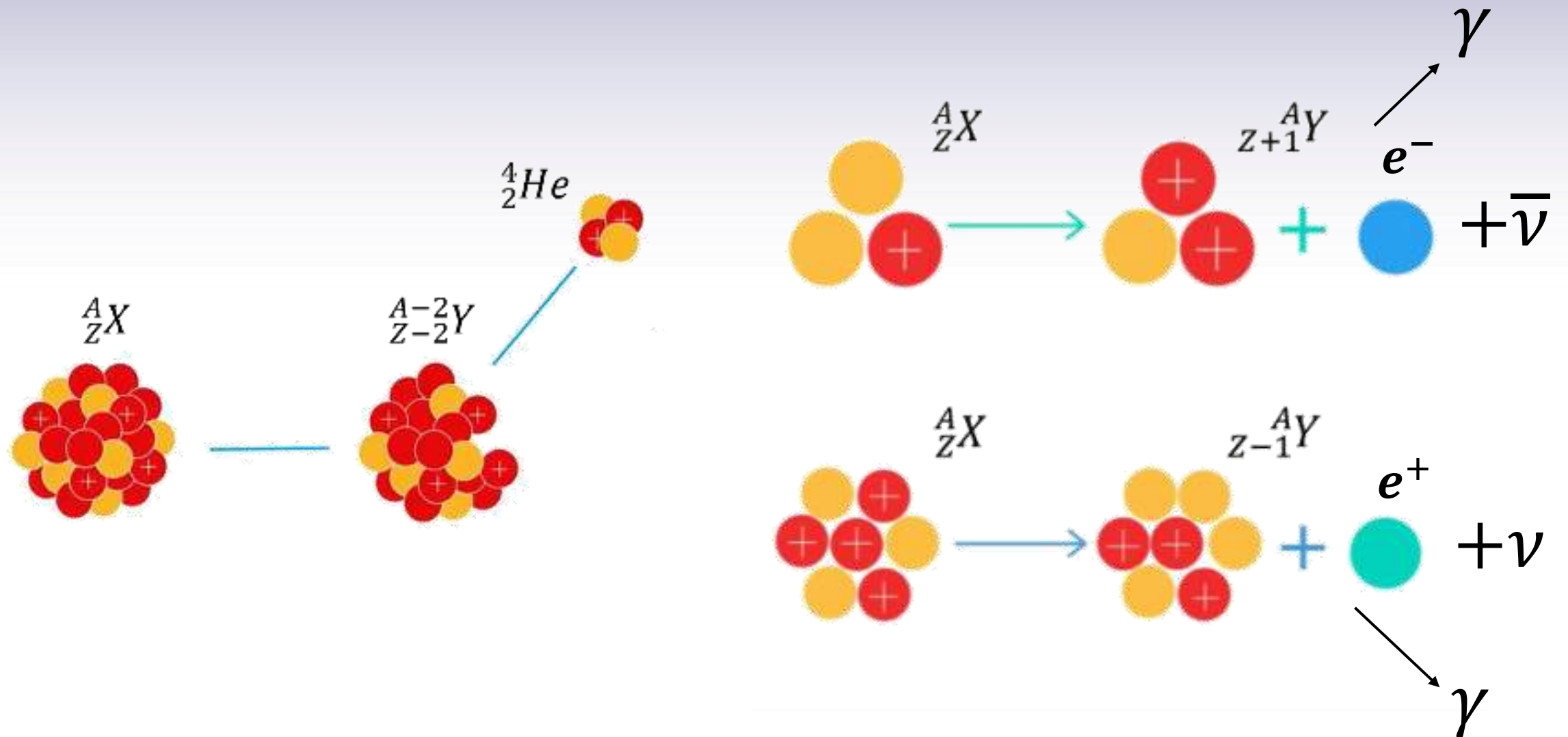
# Estabilidad Nuclear

- Isótopos estables





# Estabilidad Nuclear





# Actividad

- La cantidad de material radiactivo, expresado como el número de átomos radiactivos en los que ocurre una transformación nuclear por unidad de tiempo, se denomina actividad ( $A$ ).
- Tradicionalmente expresada en la unidad del curie ( $Ci$ ), donde  $1 Ci = 3.70 \times 10^{10}$  desintegraciones por segundo ( $dps$ ).
- La unidad SI es el becquerel ( $Bq$ ), que equivale a una desintegración por segundo.  $1 Bq = 1 dps$ .
- $1 Ci = 37 GBq$



# Constante de decaimiento

- El número de átomos que decaen por unidad de tiempo es proporcional al número de átomos inestables.
- La constante de proporcionalidad es la constante de decaimiento ( $\lambda$ ).

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N$$

$$A = -\frac{dN}{dt} = \lambda N$$





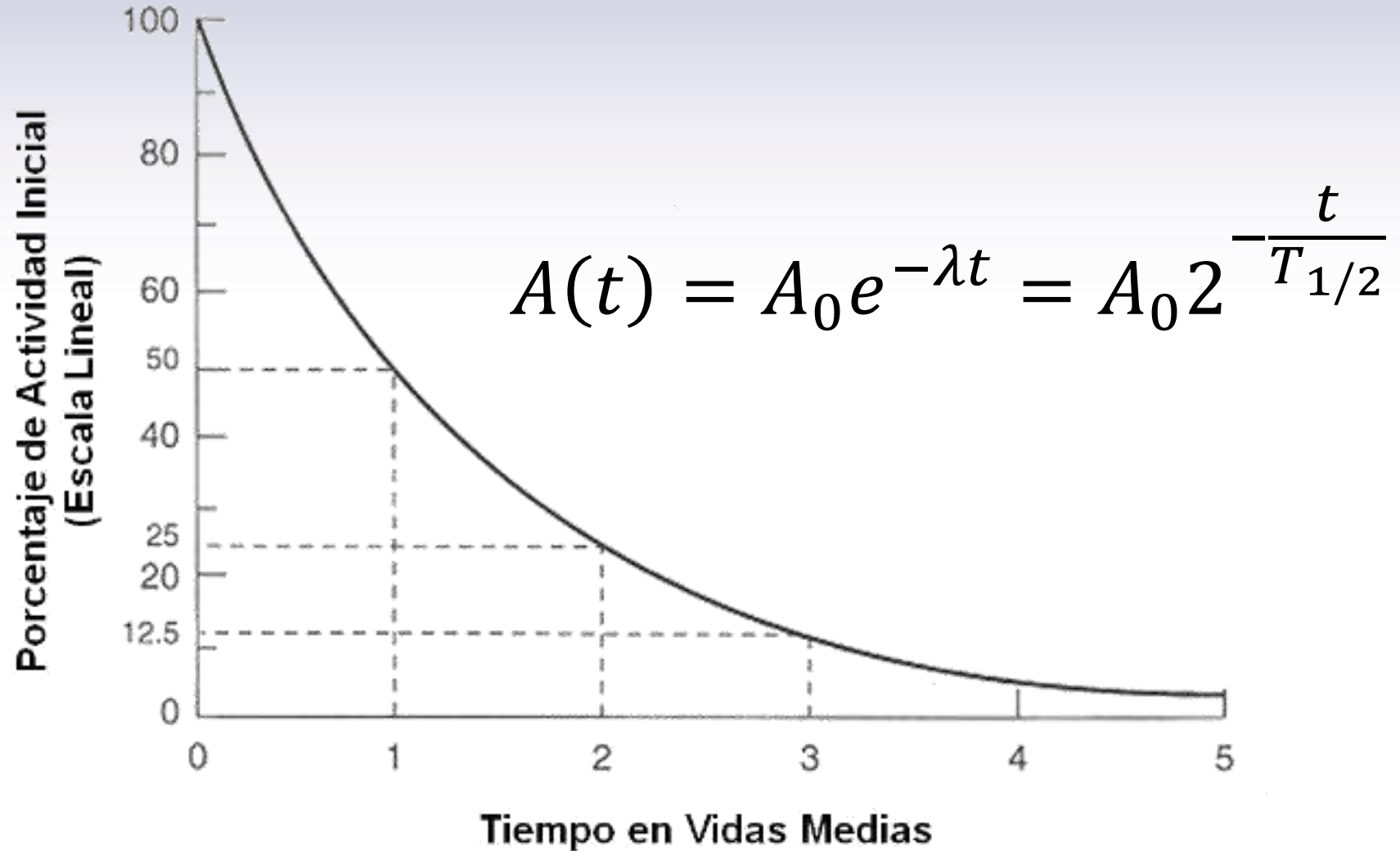
- Parámetro relacionado a la constante de decaimiento; definido como el tiempo necesario para que el número de átomos radiactivos en la muestra disminuya a la mitad

$$\lambda = \frac{\ln(2)}{T_{1/2}} = \frac{0.693}{T_{1/2}}$$

- La media vida física y al constante de decaimiento están inversamente relacionadas y son únicas para cada radionúclido



# Media Vida Física



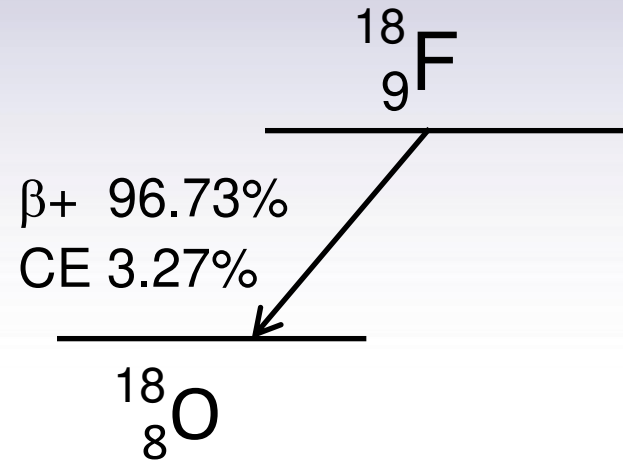


# Isótopos de uso en Medicina Nuclear

<b>Tc99m</b>	<b>140.5 keV</b>	<b>6.03 horas</b>
<b>I-131</b>	<b>364, 637 keV</b>	<b>8.06 días</b>
<b>I-123</b>	<b>159 keV</b>	<b>13.0 horas</b>
<b>I-125</b>	<b>~35 keV</b>	<b>60.2 días</b>
<b>In-111</b>	<b>172, 247 keV</b>	<b>2.81 días</b>
<b>Th-201</b>	<b>~70, 167 keV</b>	<b>3.044 días</b>
<b>Ga-67</b>	<b>93, 185, 300 keV</b>	<b>3.25 días</b>



# Esquema de decaimiento

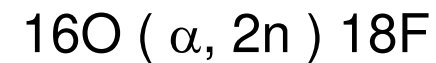
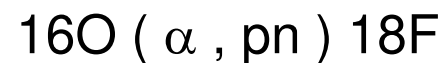
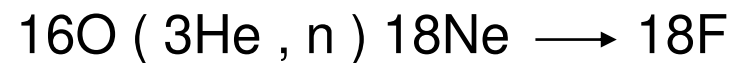


$$T_{1/2} = 109.8 \text{ minutos}$$

$$E_{\beta^+_{\text{max}}} = 635 \text{ keV}$$

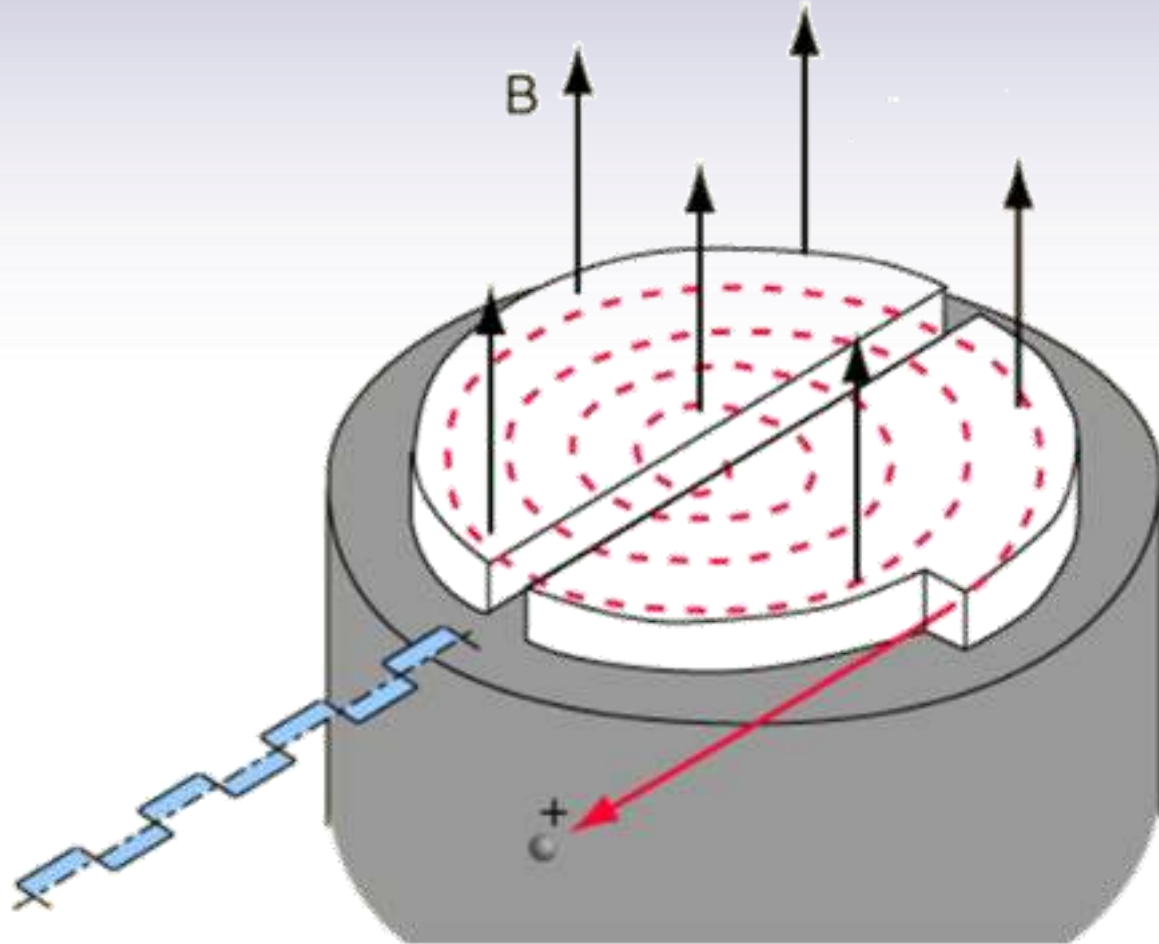
$$E_{\gamma} = 511 \text{ keV}$$

Métodos de preparación:



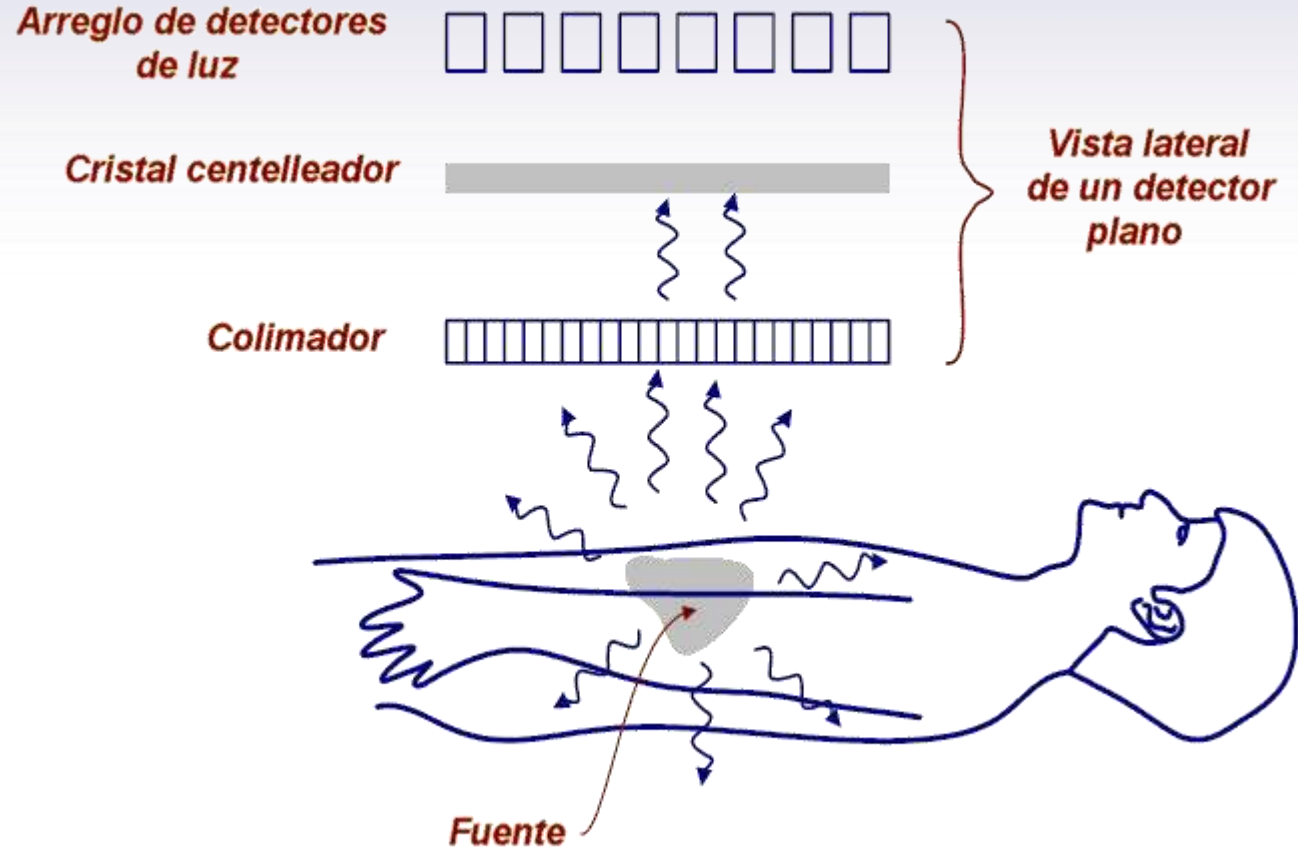


# Ciclotrón como generador de radioisótopos



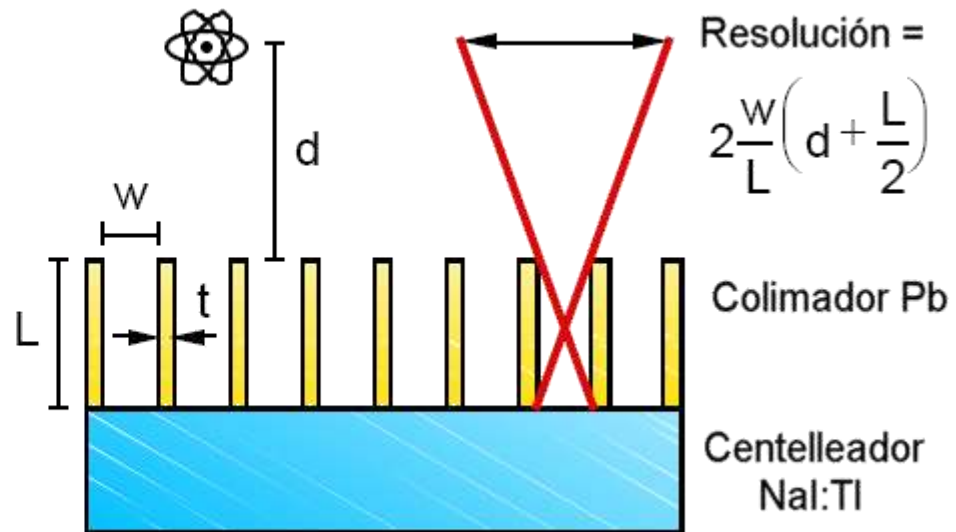
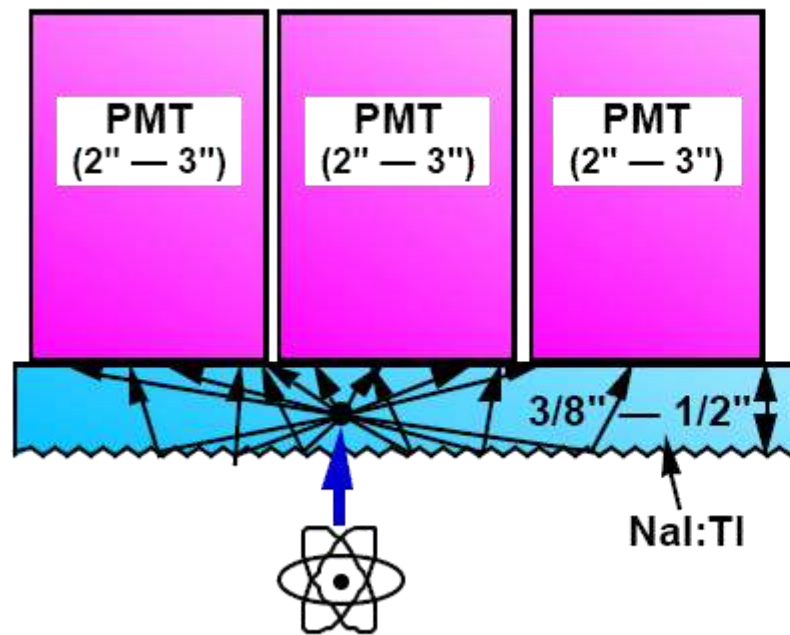


# Equipo de imágenes. Cámara plana



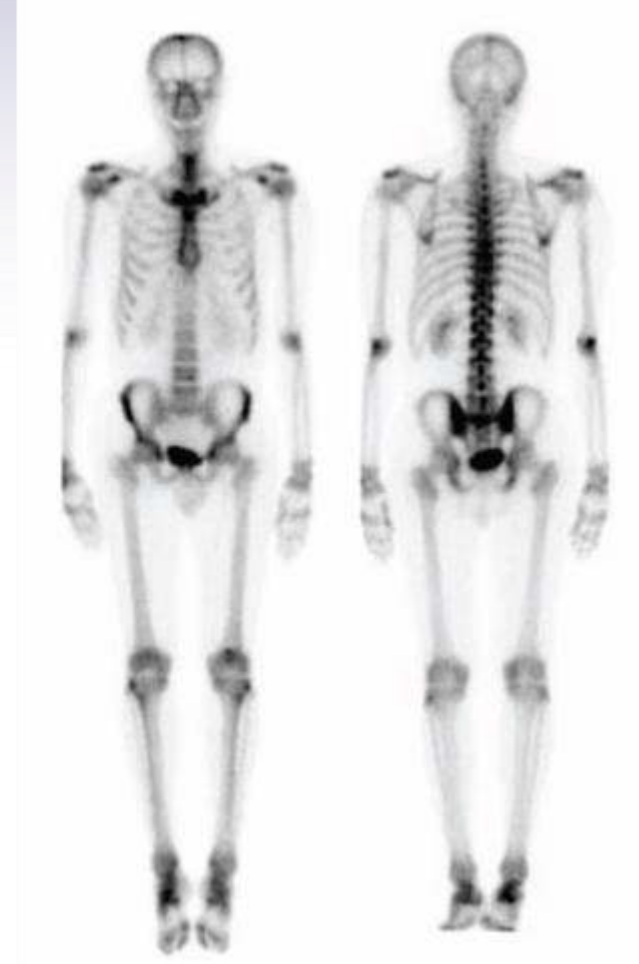


# Equipo de imágenes. Cámara plana





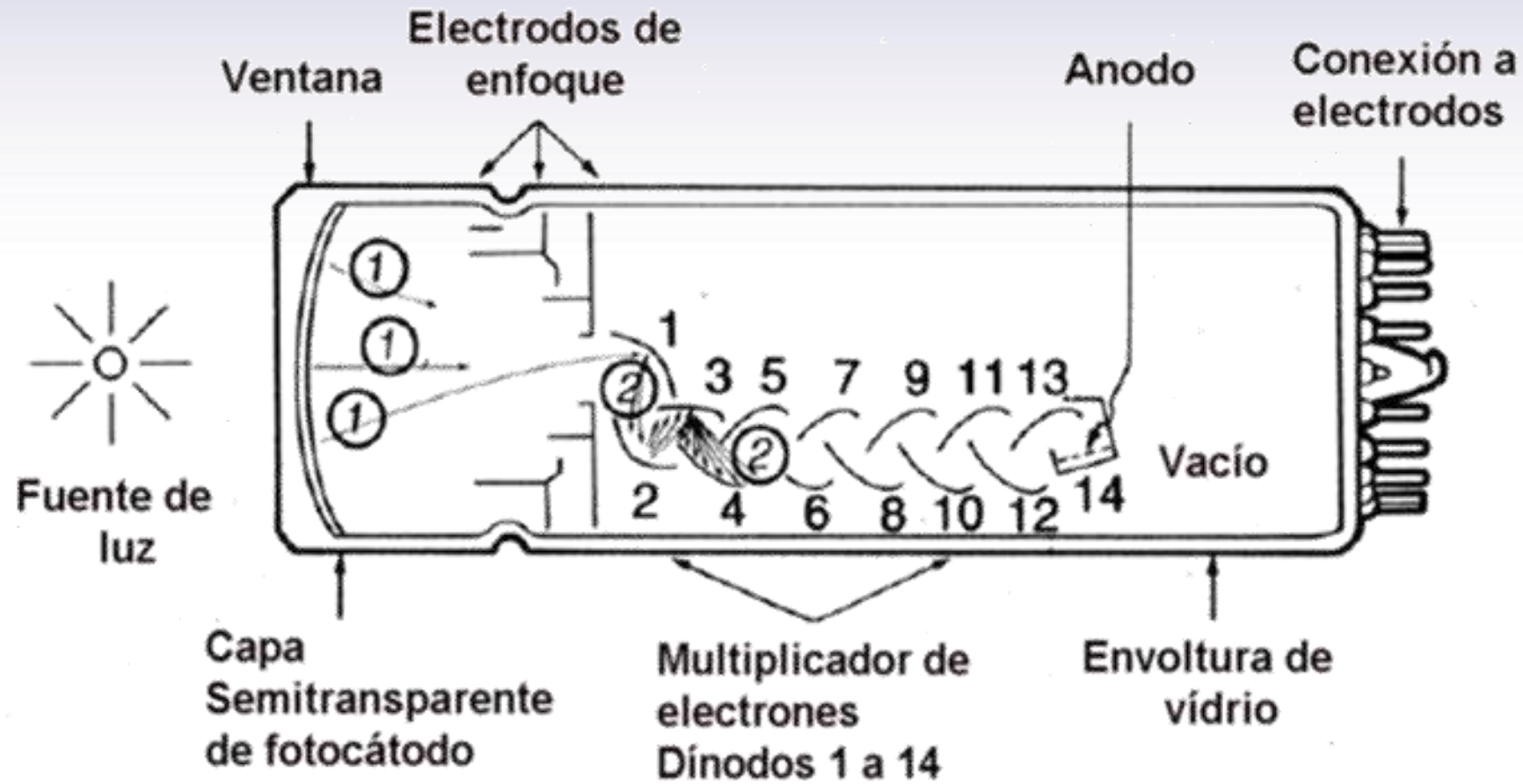
# Equipo de imágenes. Cámara plana





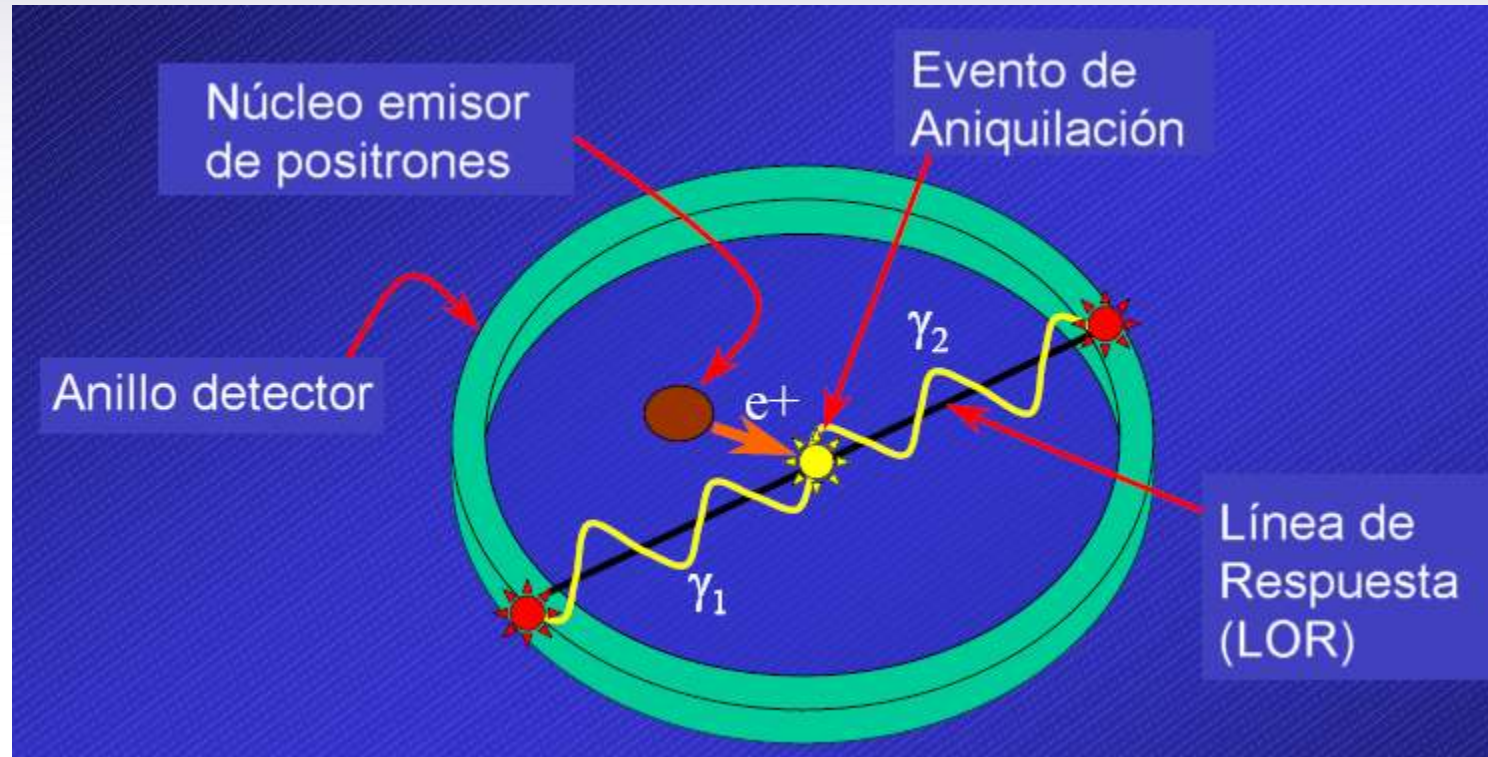


# Fotomultiplicador



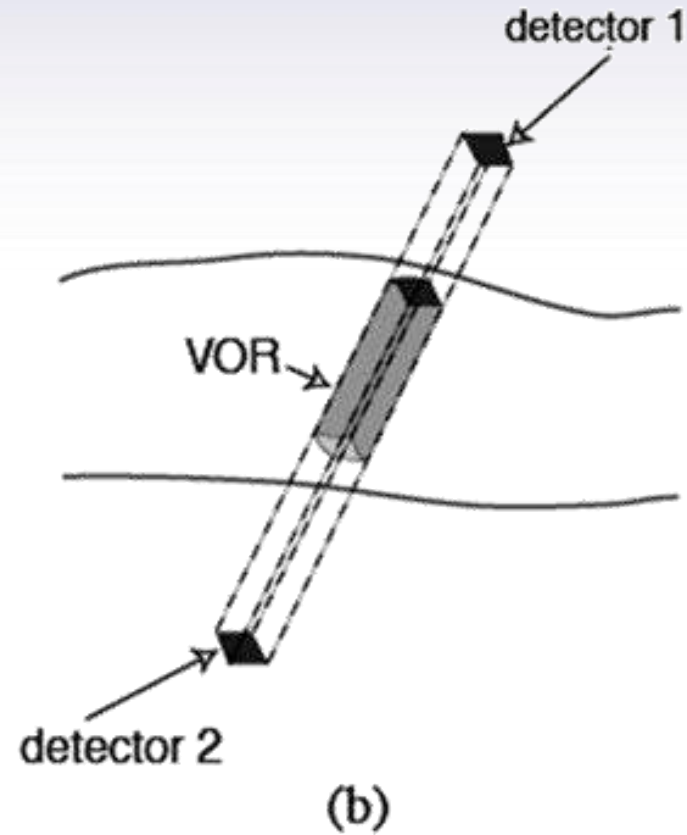
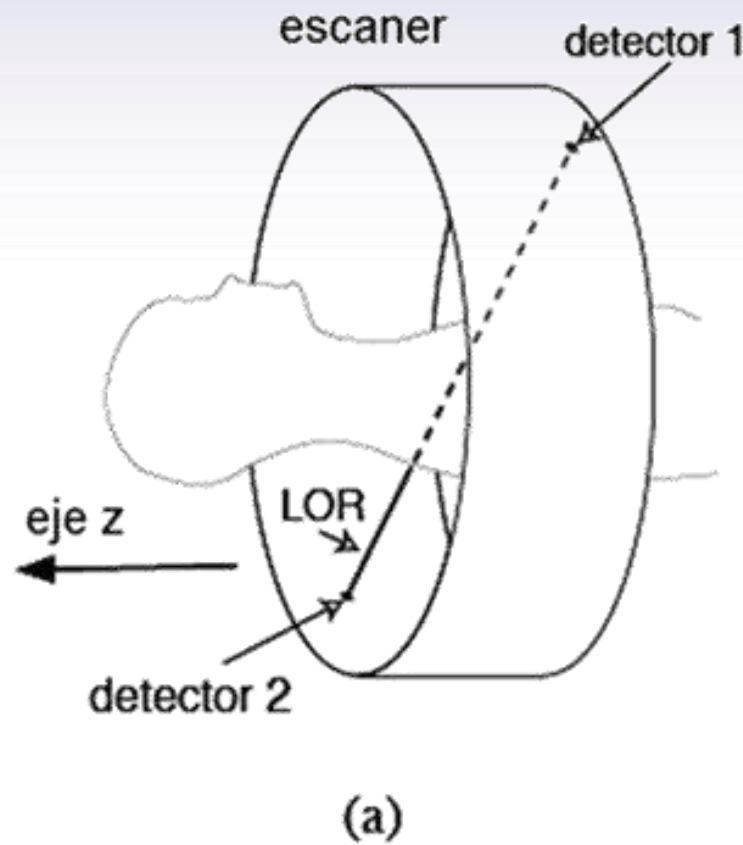


# Tomografía de emisión de positrón PET



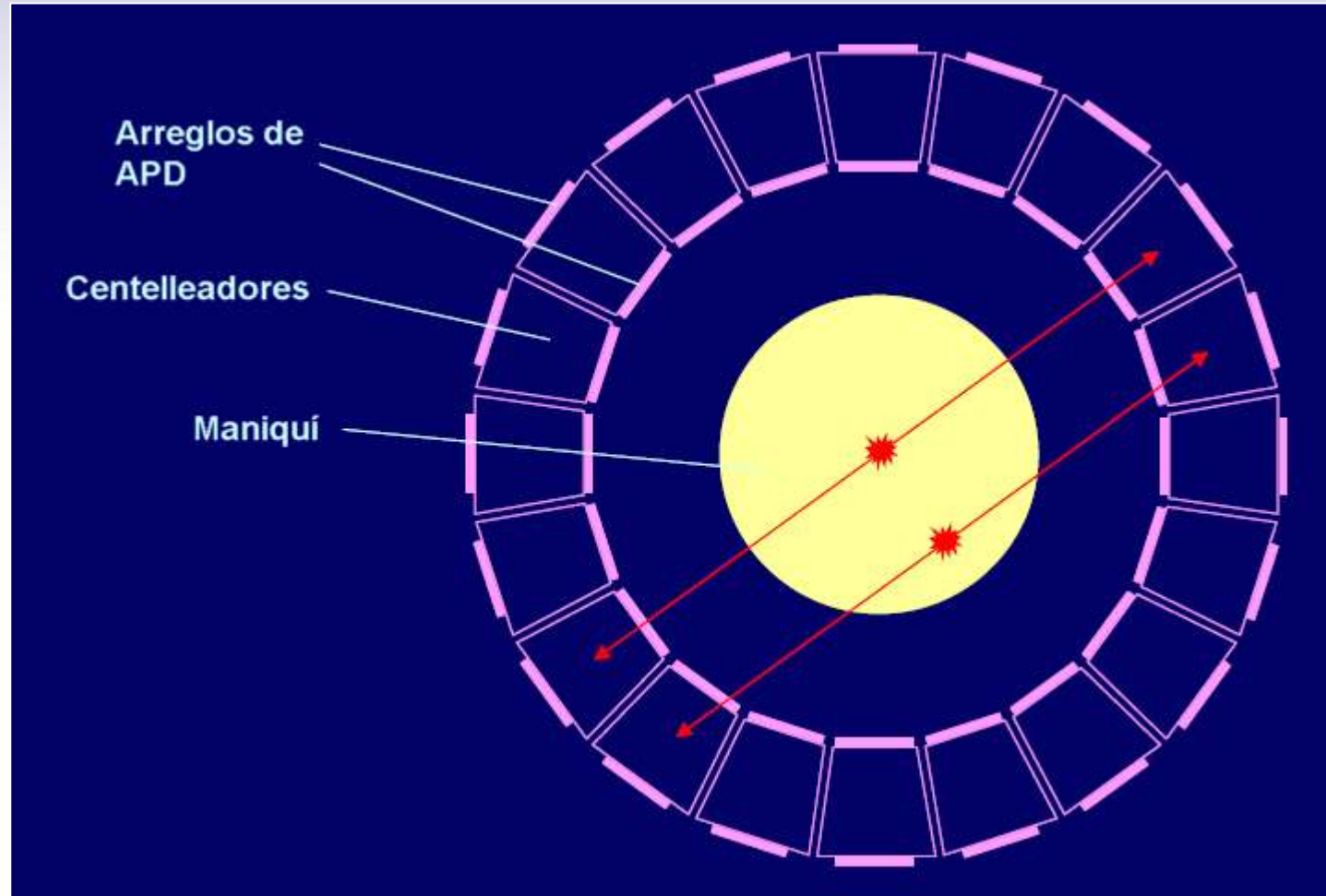


# Línea de respuesta. Eventos en coincidencia



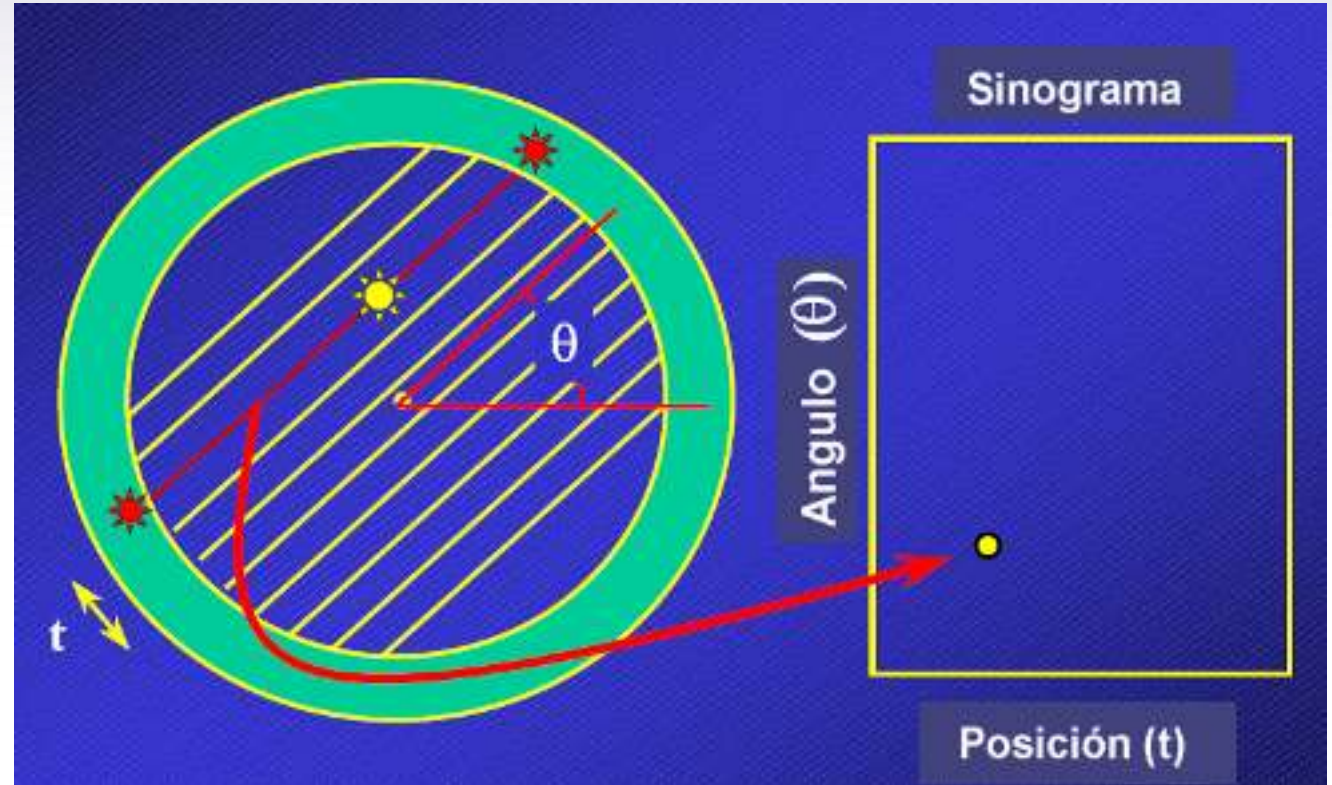
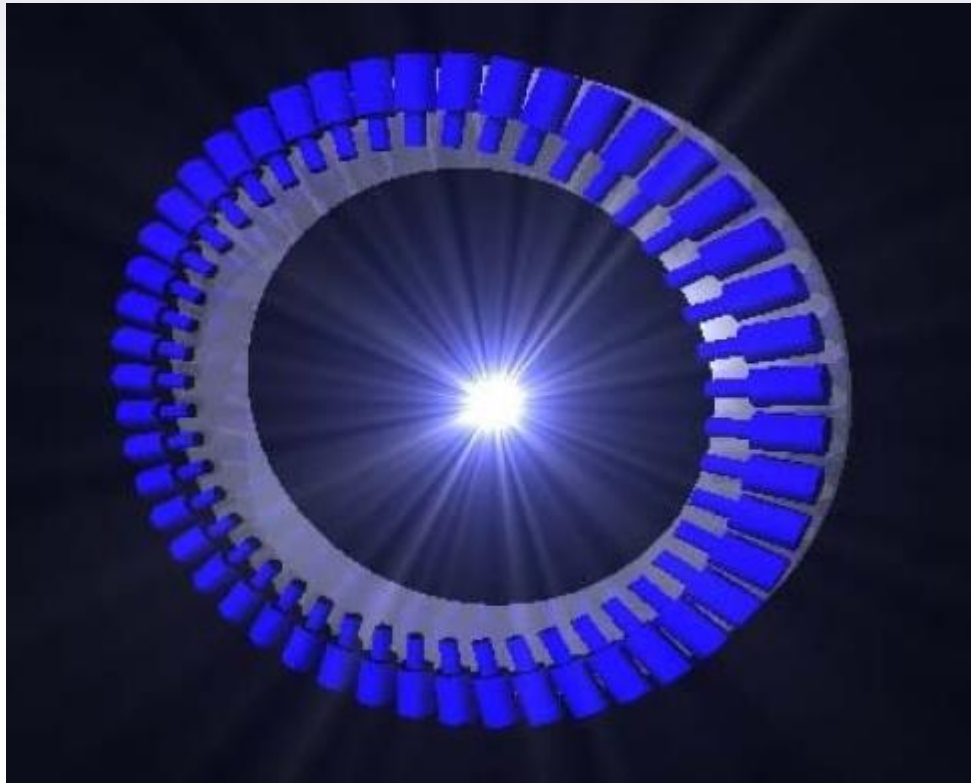


# Línea de respuesta. Eventos en coincidencia



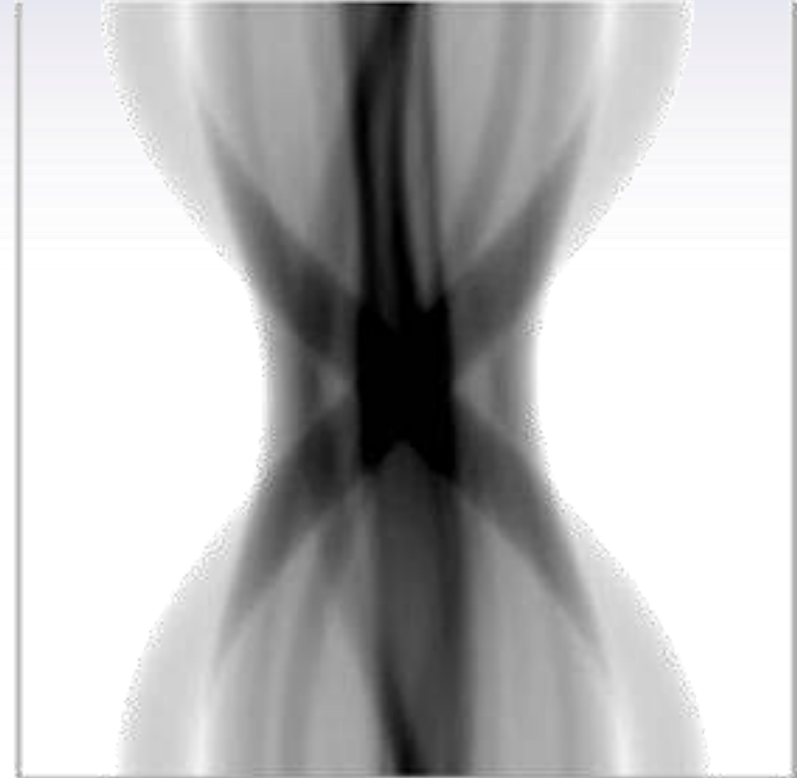
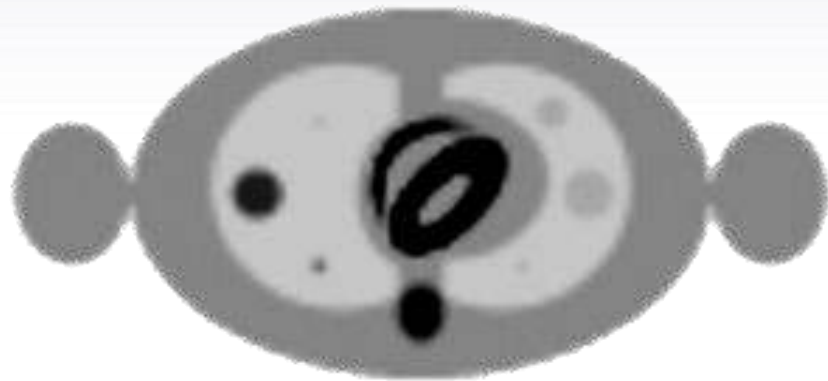


# Senograma





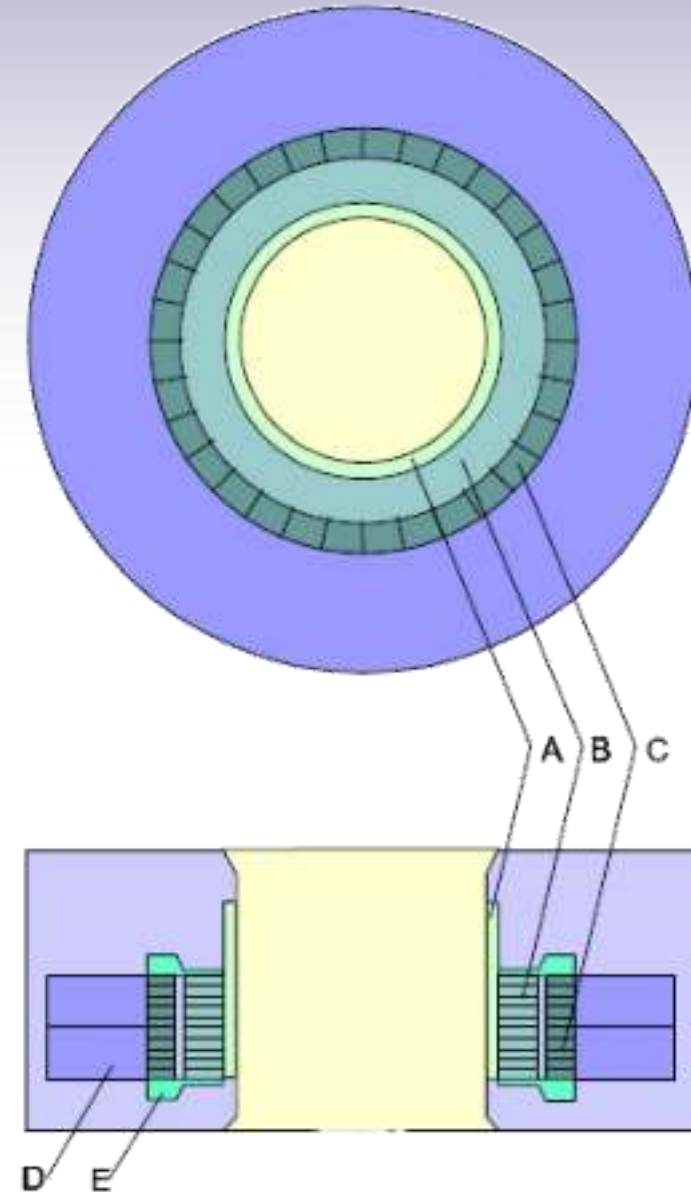
# Senograma





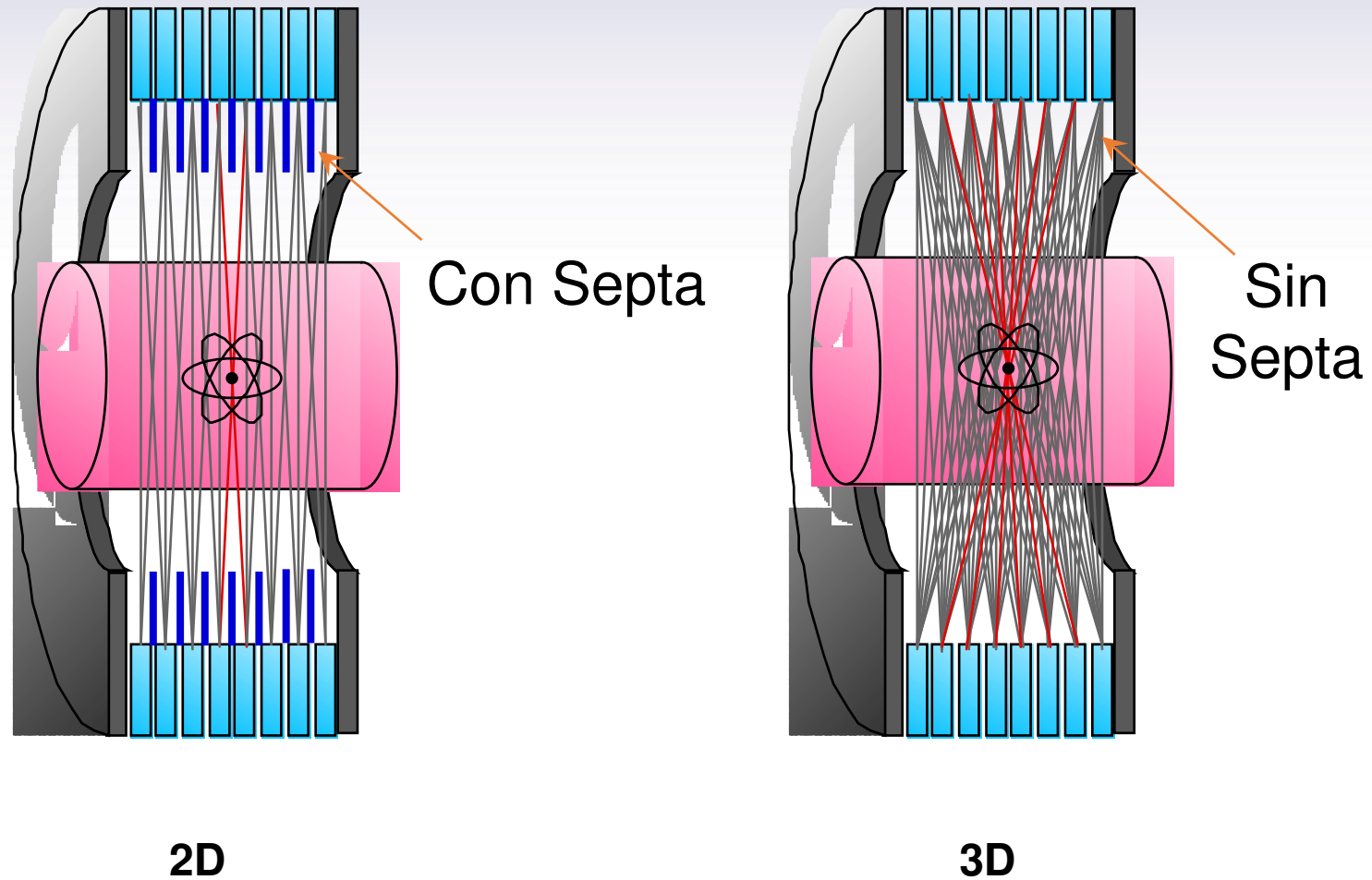
# Componentes y geometría de un equipo PET

- A. Corrección de atenuación
- B. Colimadores o “septos” para reducir la dispersión para reducir la dispersión
- C. Bloques de detectores consistentes de cristales centelleadores
- D. Tubos fotomultiplicadores
- E. Blindaje





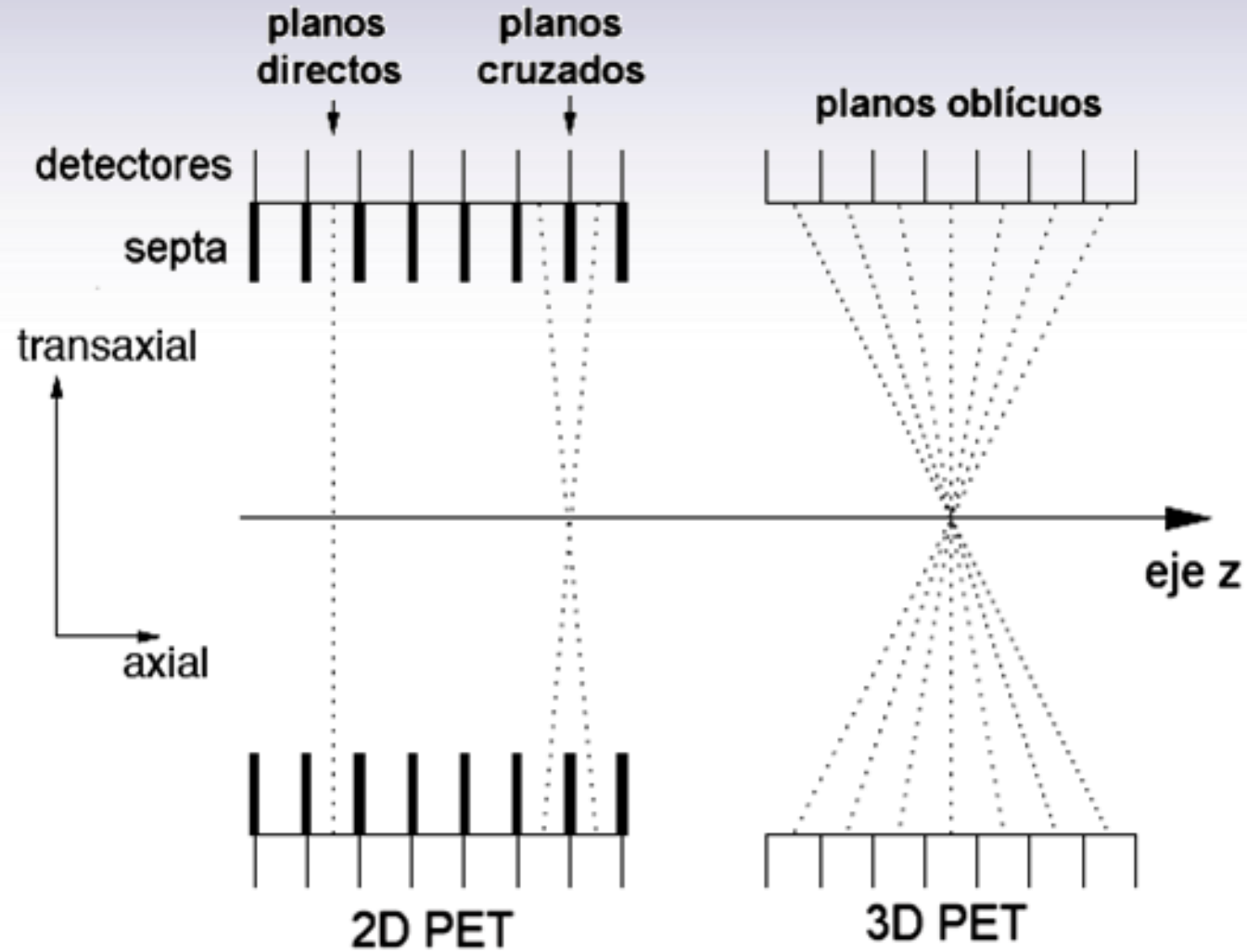
# Componentes y geometría de un equipo PET





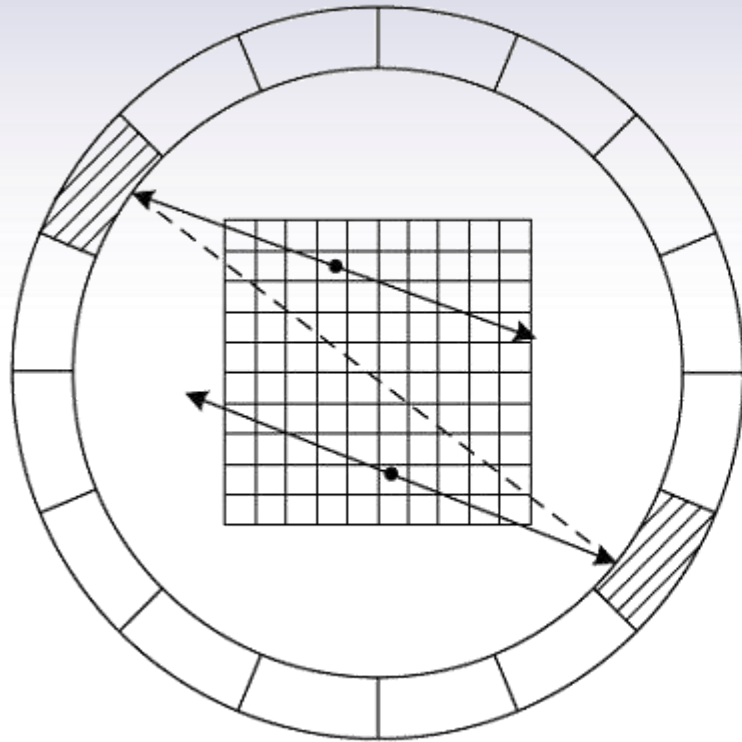


# Componentes y geometría de un equipo PET

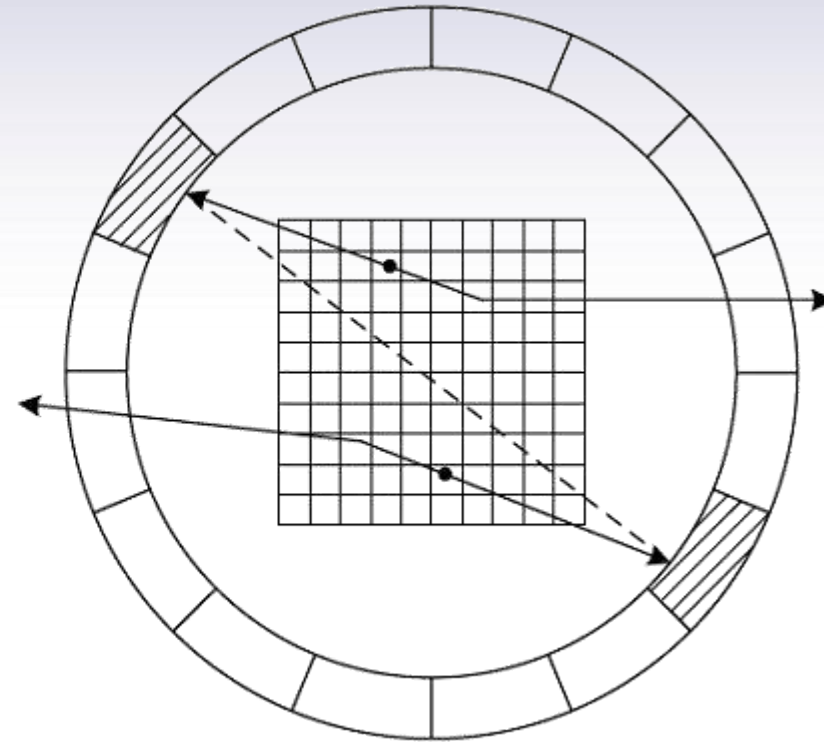




# Correcciones a las coincidencias



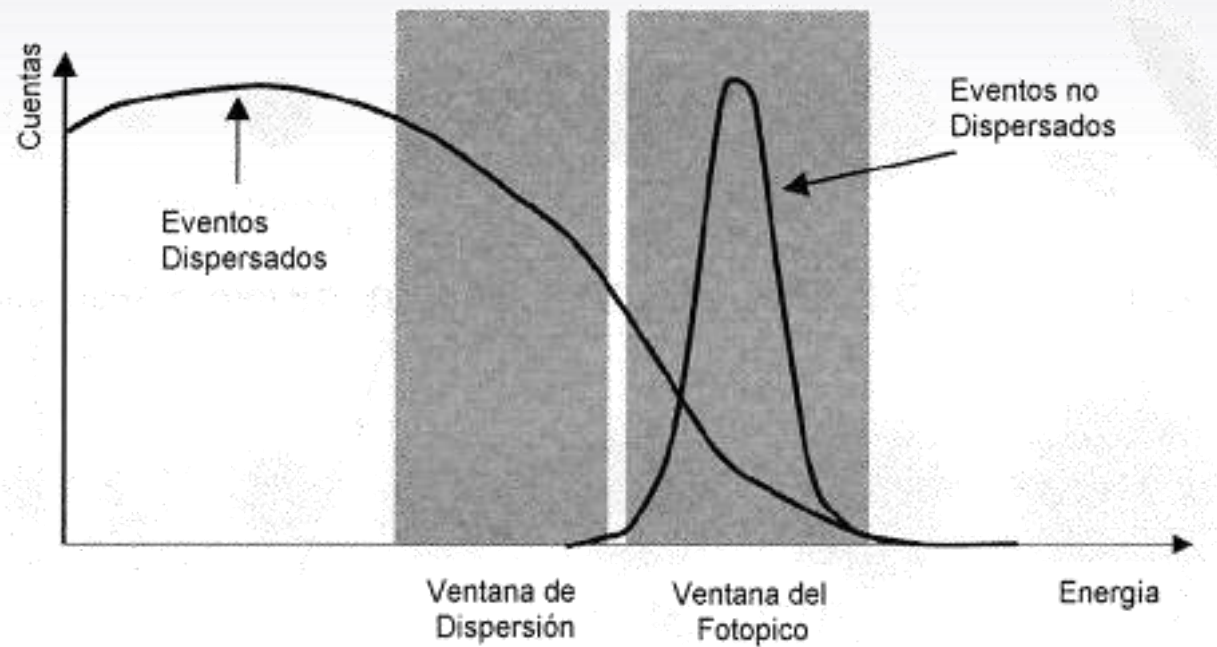
Eventos  
Aleatorios



Eventos por  
Dispersión



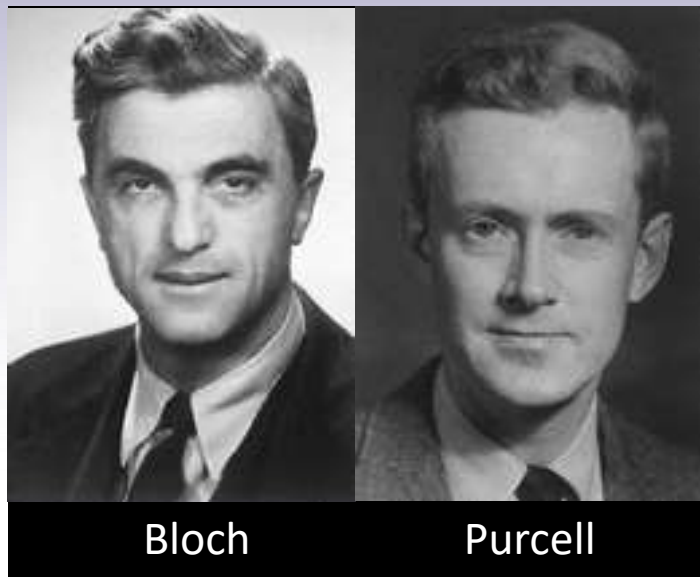
# Correcciones a las coincidencias



# Resonancia Magnética



# Historia

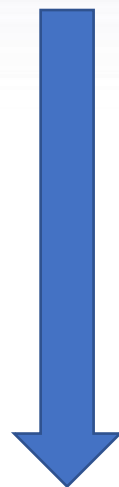


Bloch

Purcell

Felix Bloch y Edward Purcell reciben el Premio Nobel de Física en 1952 por el descubrimiento de la resonancia magnética nuclear.

**1946**



**1973 - 1977**

En el año 2003 se otorga el Premio Nobel en Medicina a Paul C. Lauterbur de la Universidad de Illinois y a Sir Peter Mansfield de la Universidad de Nottingham por sus descubrimientos en relación con la generación de imágenes mediante resonancia magnética.



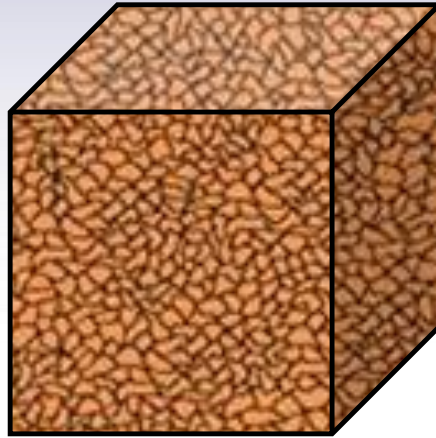
Lauterbur

Mansfield

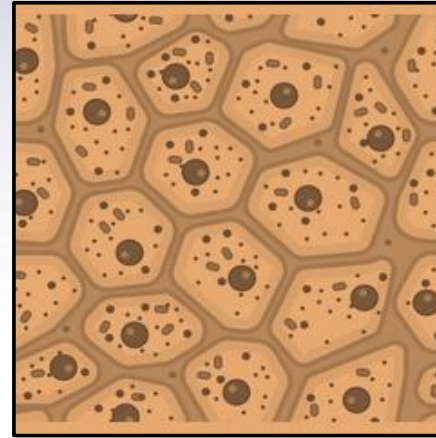


# Escala de la resonancia magnética nuclear

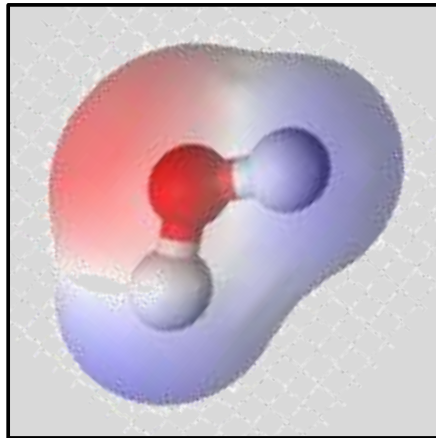
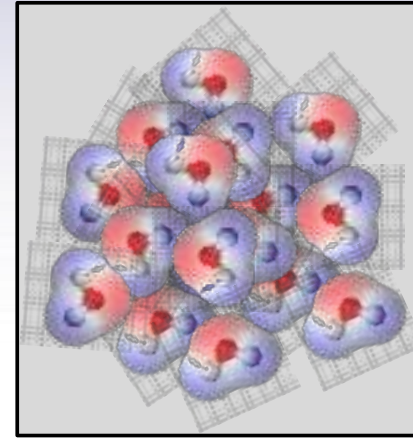
$10^{-3}m$



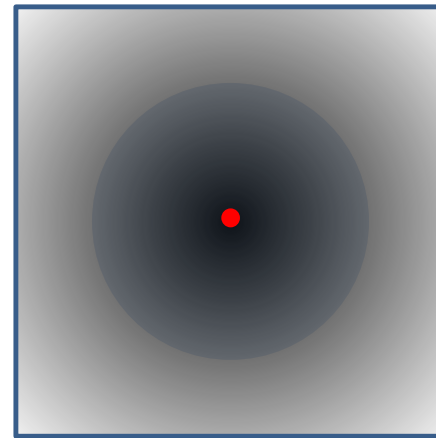
$10^{-6}m$



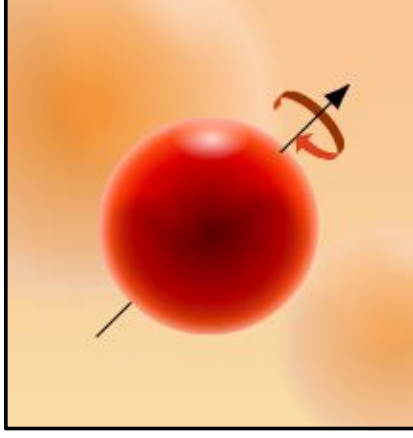
$10^{-8}m$



$10^{-9}m$



$10^{-10}m$



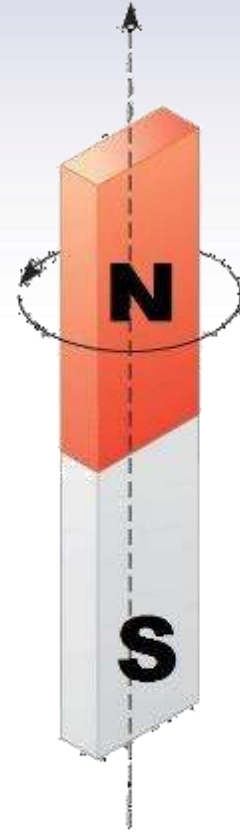
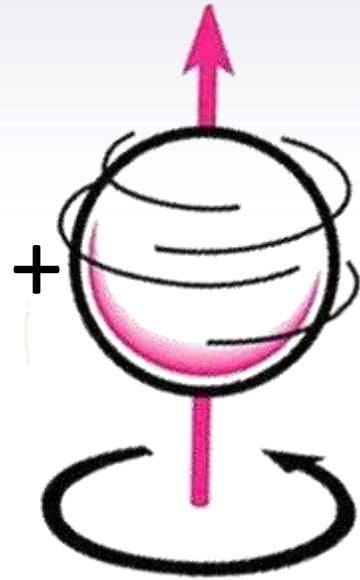
$10^{-15}m$



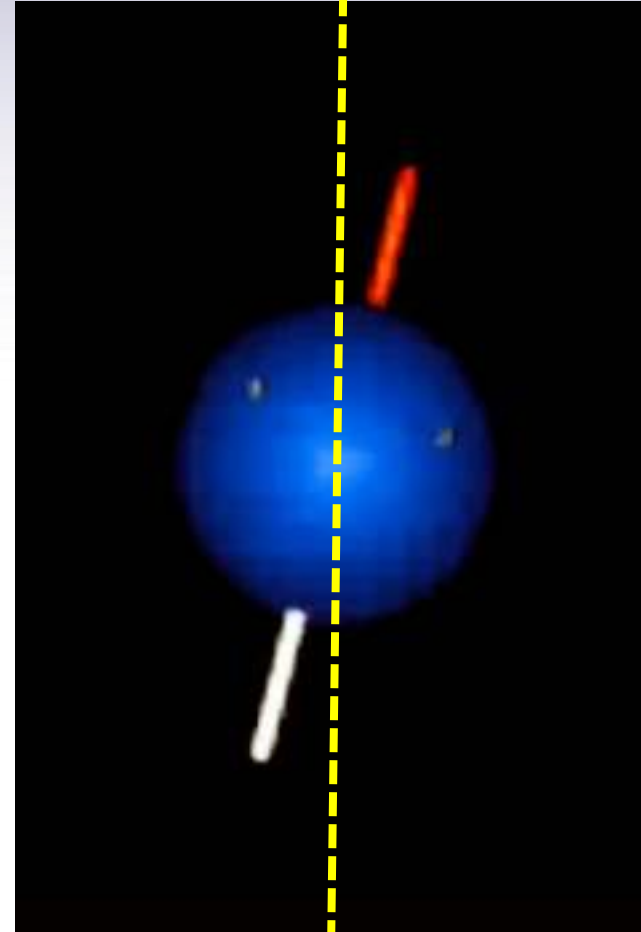
# Factor Giromagnético

Dirección del  
Campo  
Magnético

Teorema de  
Wigner-Eckart



$$\gamma \times \text{Espín} = \text{Momento Magnético}$$





# Núcleos que exhiben momento magnético

<u>H</u>																				<u>He</u>
<u>Li</u>	<u>Be</u>											<u>B</u>	<u>C</u>	<u>N</u>	<u>O</u>	<u>F</u>				<u>Ne</u>
<u>Na</u>	<u>Mg</u>											<u>Al</u>	<u>Si</u>	<u>P</u>	<u>S</u>	<u>Cl</u>				<u>Ar</u>
<u>K</u>	<u>Ca</u>	<u>Sc</u>	<u>Ti</u>	<u>V</u>	<u>Cr</u>	<u>Mn</u>	<u>Fe</u>	<u>Co</u>	<u>Ni</u>	<u>Cu</u>	<u>Zn</u>	<u>Ga</u>	<u>Ge</u>	<u>As</u>	<u>Se</u>	<u>Br</u>				<u>Kr</u>
<u>Rb</u>	<u>Sr</u>	<u>Y</u>	<u>Zr</u>	<u>Nb</u>	<u>Mo</u>	<u>Tc</u>	<u>Ru</u>	<u>Rh</u>	<u>Pd</u>	<u>Ag</u>	<u>Cd</u>	<u>In</u>	<u>Sn</u>	<u>Sb</u>	<u>Te</u>	<u>I</u>				<u>Xe</u>
<u>Cs</u>	<u>Ba</u>	<u>La</u>	<u>Hf</u>	<u>Ta</u>	<u>W</u>	<u>Re</u>	<u>Os</u>	<u>Ir</u>	<u>Pt</u>	<u>Au</u>	<u>Hg</u>	<u>Tl</u>	<u>Pb</u>	<u>Bi</u>	<u>Po</u>	<u>At</u>				<u>Rn</u>
<u>Fr</u>	<u>Ra</u>	<u>Ac</u>	<u>Rf</u>	<u>Db</u>	<u>Sg</u>	<u>Bh</u>	<u>Hs</u>	<u>Mt</u>												
		<u>Ce</u>	<u>Pr</u>	<u>Nd</u>	<u>Pm</u>	<u>Sm</u>	<u>Eu</u>	<u>Gd</u>	<u>Tb</u>	<u>Dy</u>	<u>Ho</u>	<u>Er</u>	<u>Tm</u>	<u>Yb</u>	<u>Lu</u>					
		<u>Th</u>	<u>Pa</u>	<u>U</u>	<u>Np</u>	<u>Pu</u>	<u>Am</u>	<u>Cm</u>	<u>Bk</u>	<u>Cf</u>	<u>Es</u>	<u>Fm</u>	<u>Md</u>	<u>No</u>	<u>Lr</u>					

X  $I = 1/2$     X  $I = 1/2$   
X  $I > 1/2$      $y$   $I > 1/2$

${}^1_1\text{H} \rightarrow 99.9844\%$   
 $I = 1/2$

${}^{13}_6\text{C} \rightarrow 1.108\%$   
 $I = 1/2$

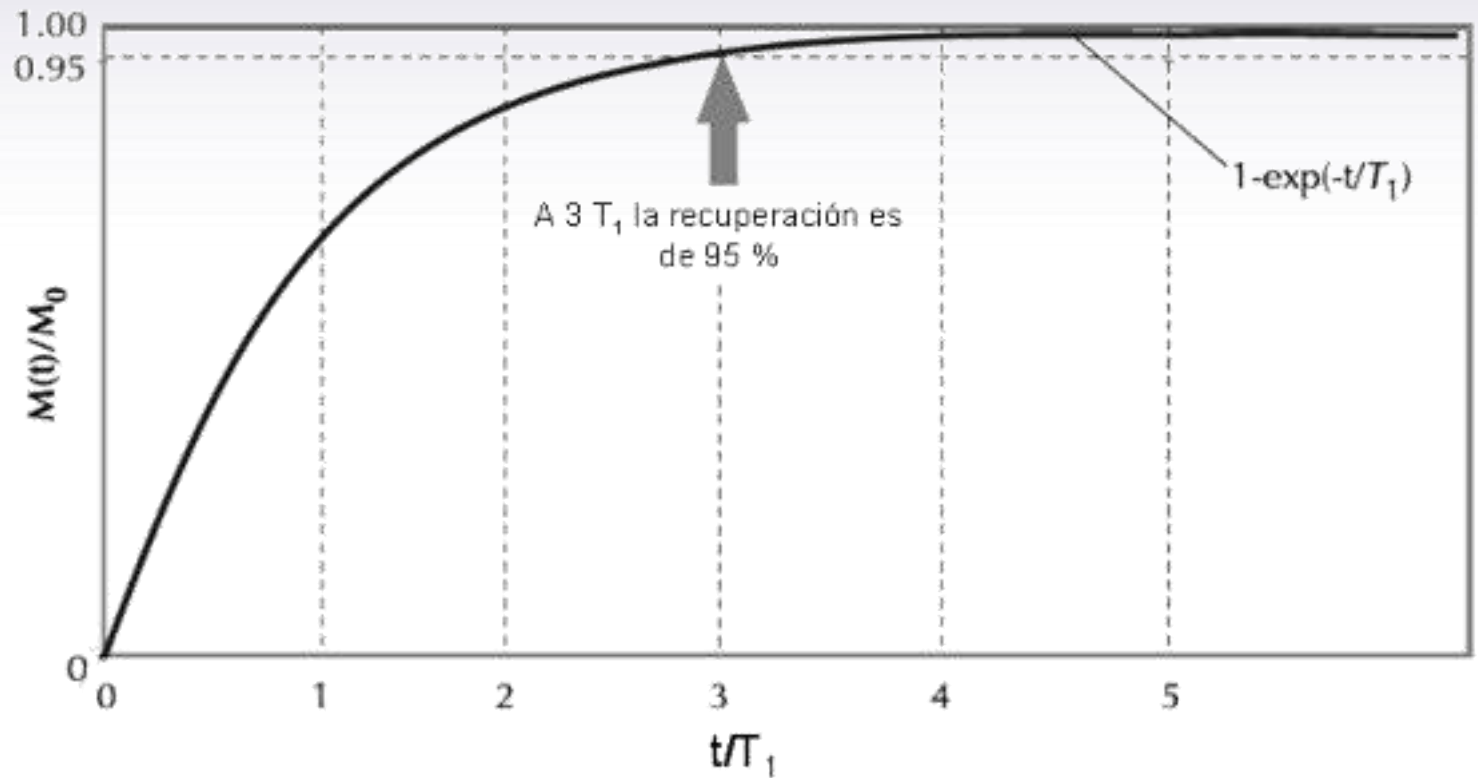
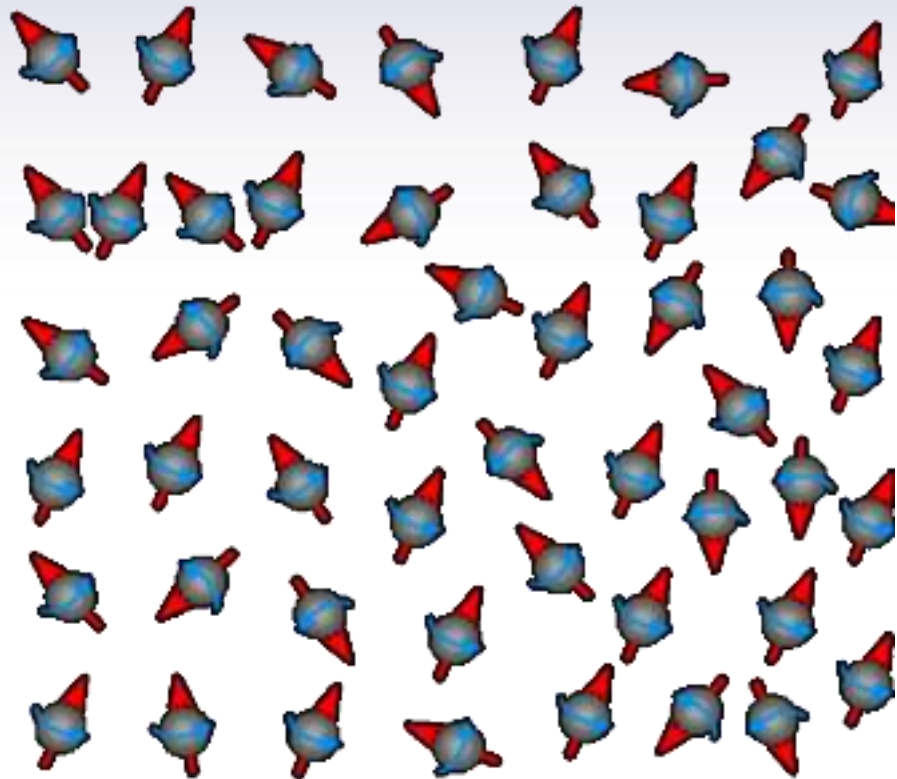
${}^{14}_7\text{N} \rightarrow 99.635\%$   
 $I = 1$

${}^{17}_8\text{O} \rightarrow 3.7 \times 10^{-2}\%$   
 $I = 5/2$



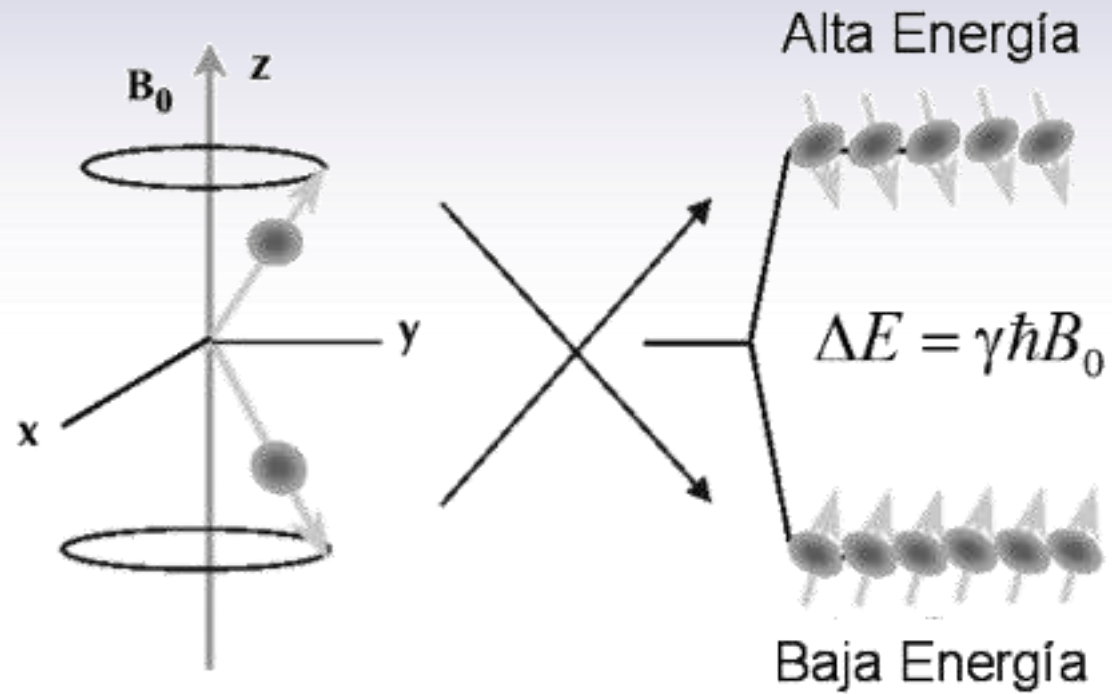


# Equilibrio Termodinámico





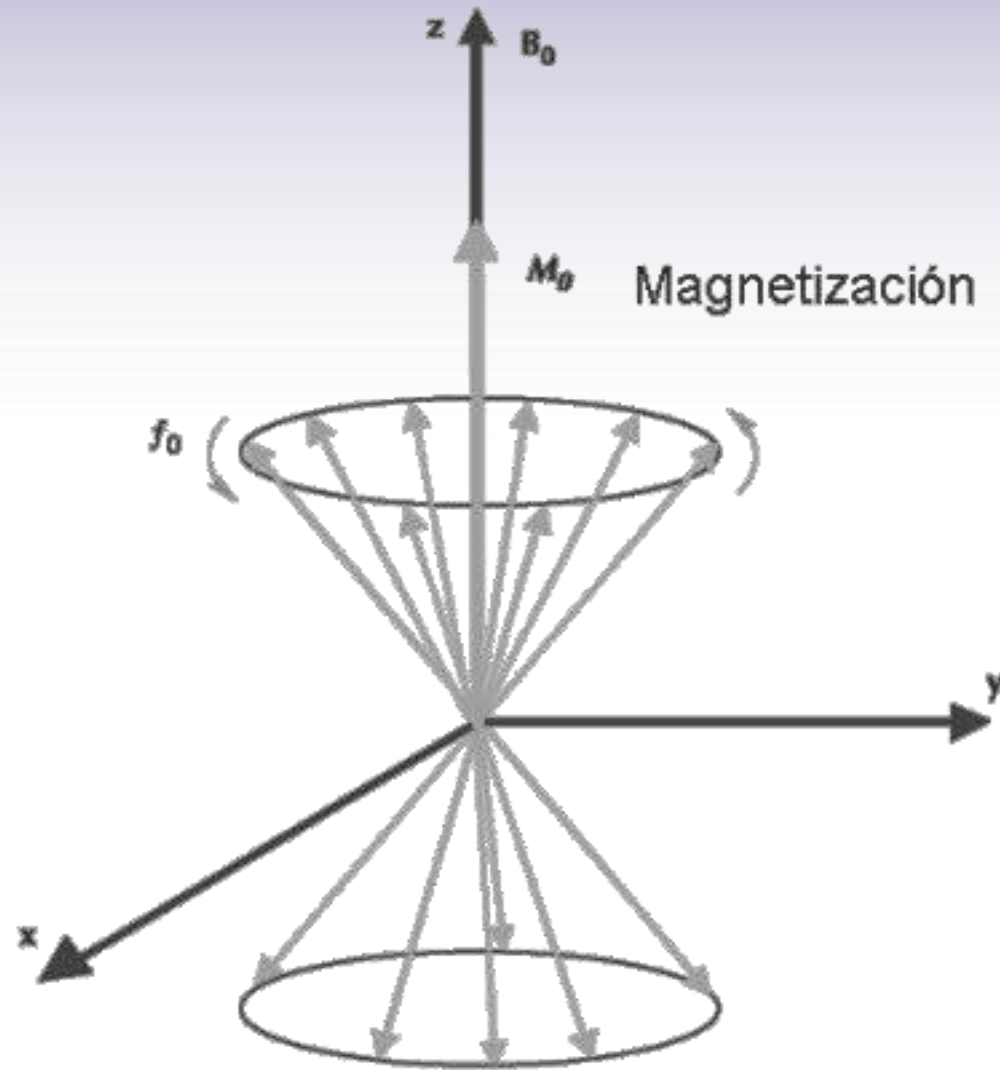
# Equilibrio Termodinámico



$$\frac{N_-}{N_+} = \exp\left(-\frac{\Delta E}{k_B T}\right)$$



# Equilibrio Termodinámico

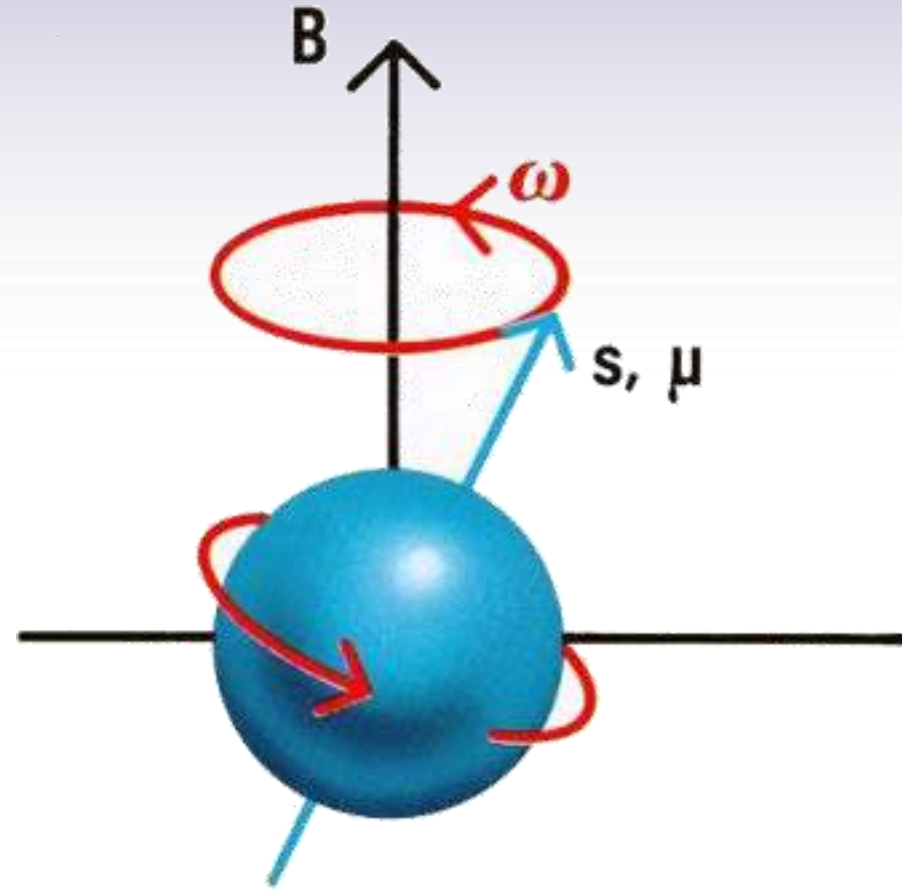




# Precesión de la magnetización nuclear

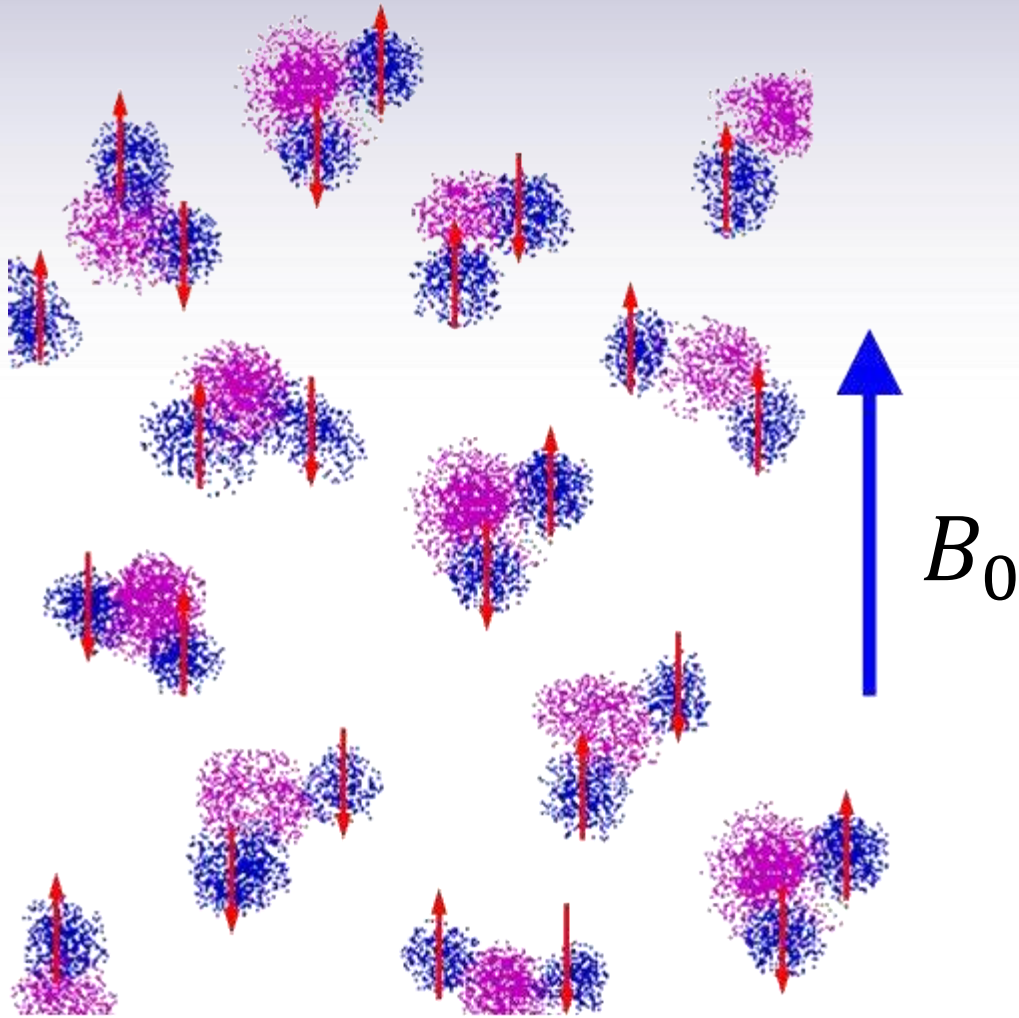
$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \mathbf{M} \times \mathbf{B}_0$$

$$\omega_0 = \gamma B_0$$





# Relajación

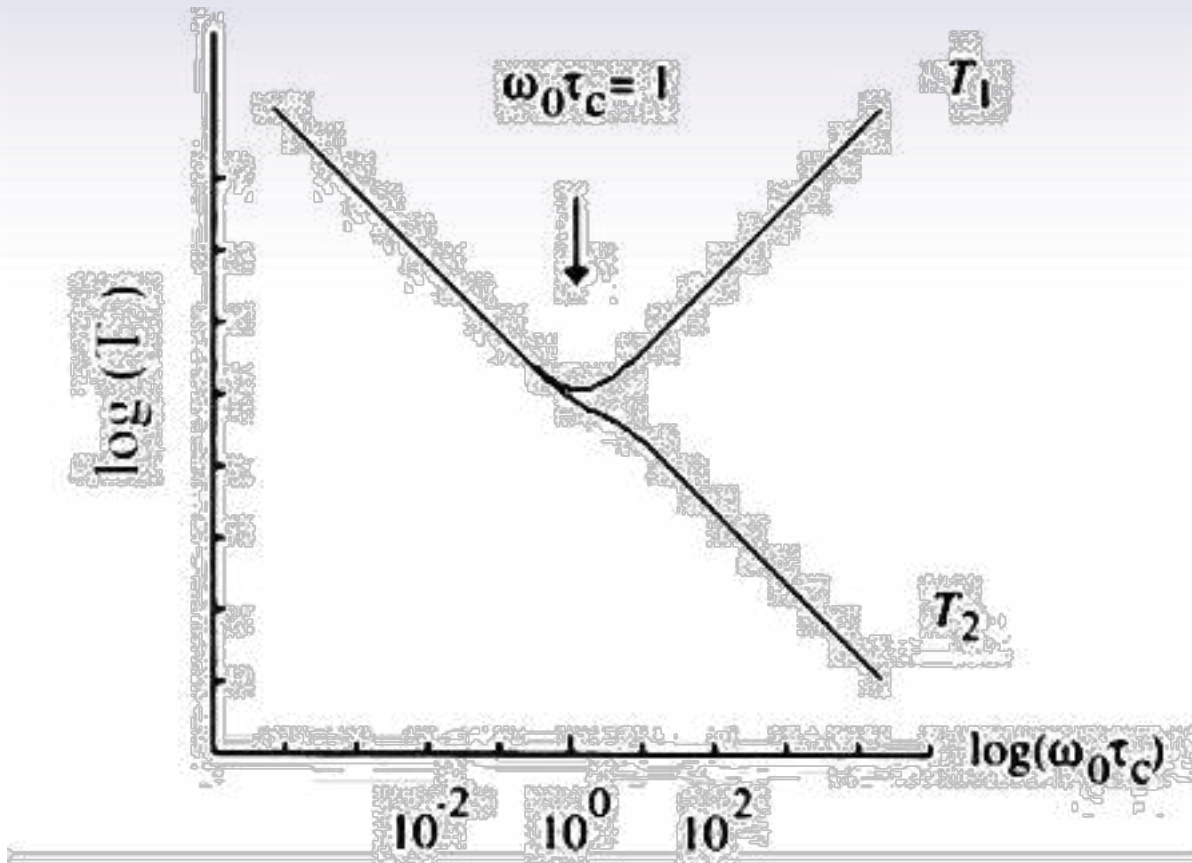


$$g(\tau) = \langle h_L(t)h_L(t + \tau) \rangle$$

$$g(\tau) = \langle h_L^2 \rangle \exp(-\tau/\tau_c)$$



# Relajación



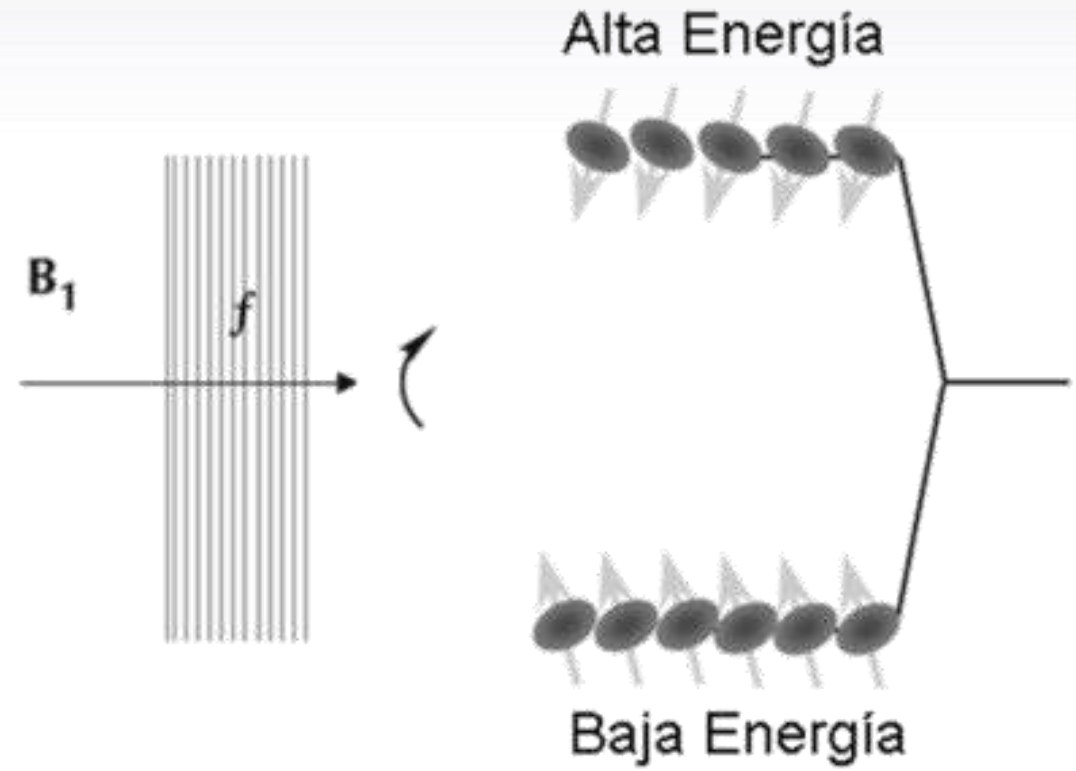
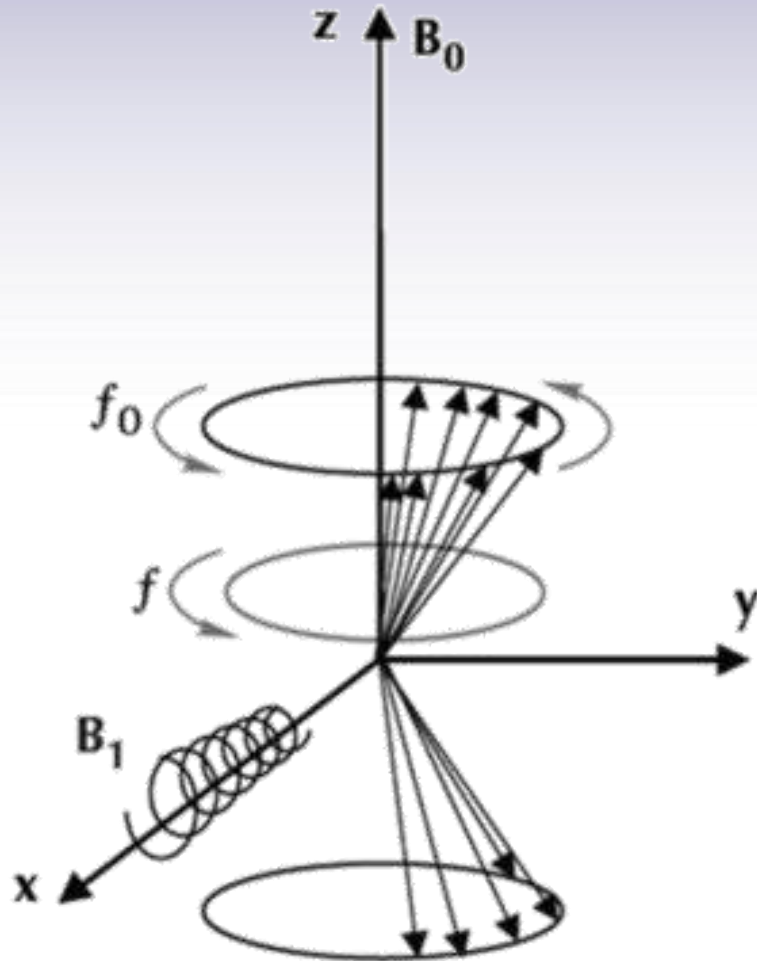
$$g(\tau) = \langle h_L(t)h_L(t + \tau) \rangle$$

$$g(\tau) = \langle h_L^2 \rangle \exp(-\tau/\tau_c)$$

$$J(\omega) = \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{\infty} g(\tau) \exp(-i\omega\tau) d\tau$$

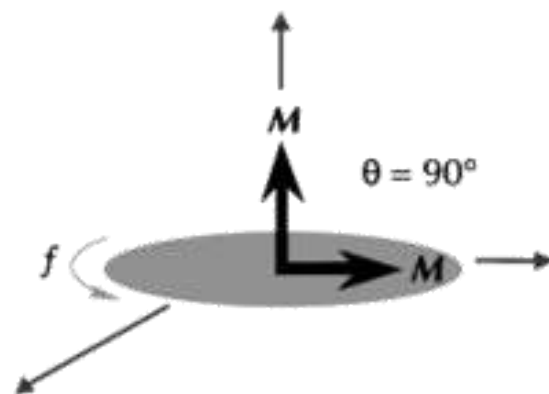
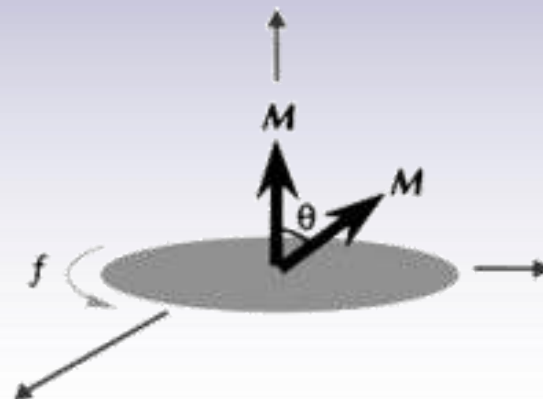
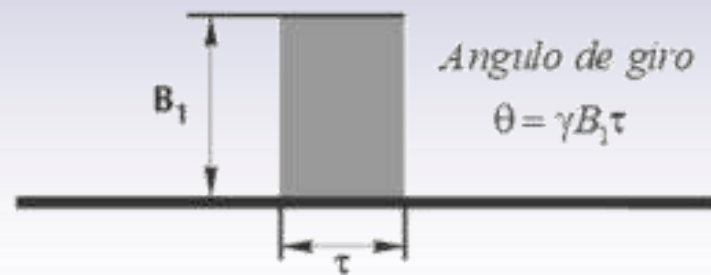


# Resonancia Magnética

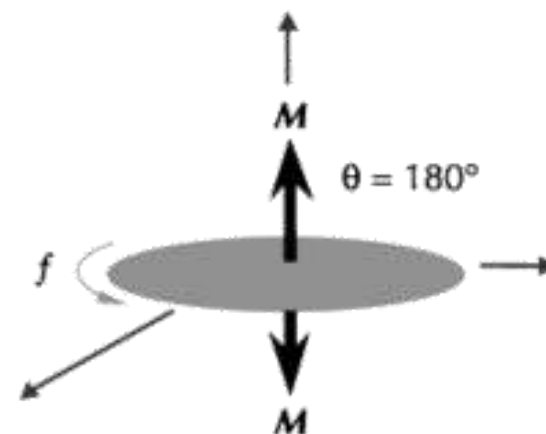




# Pulsos



Pulso de 90°

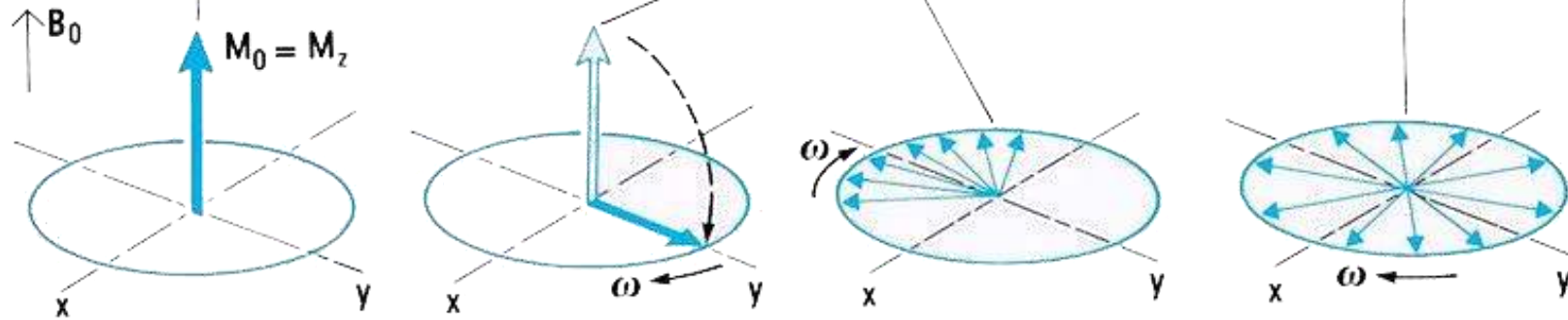
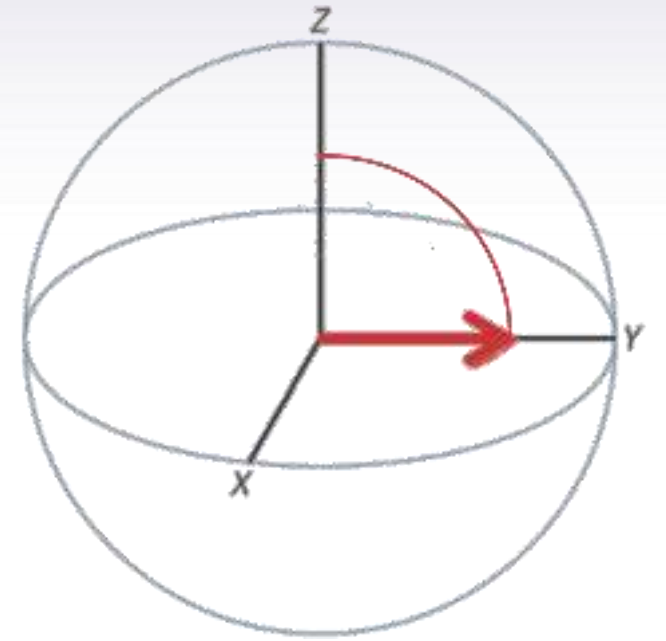
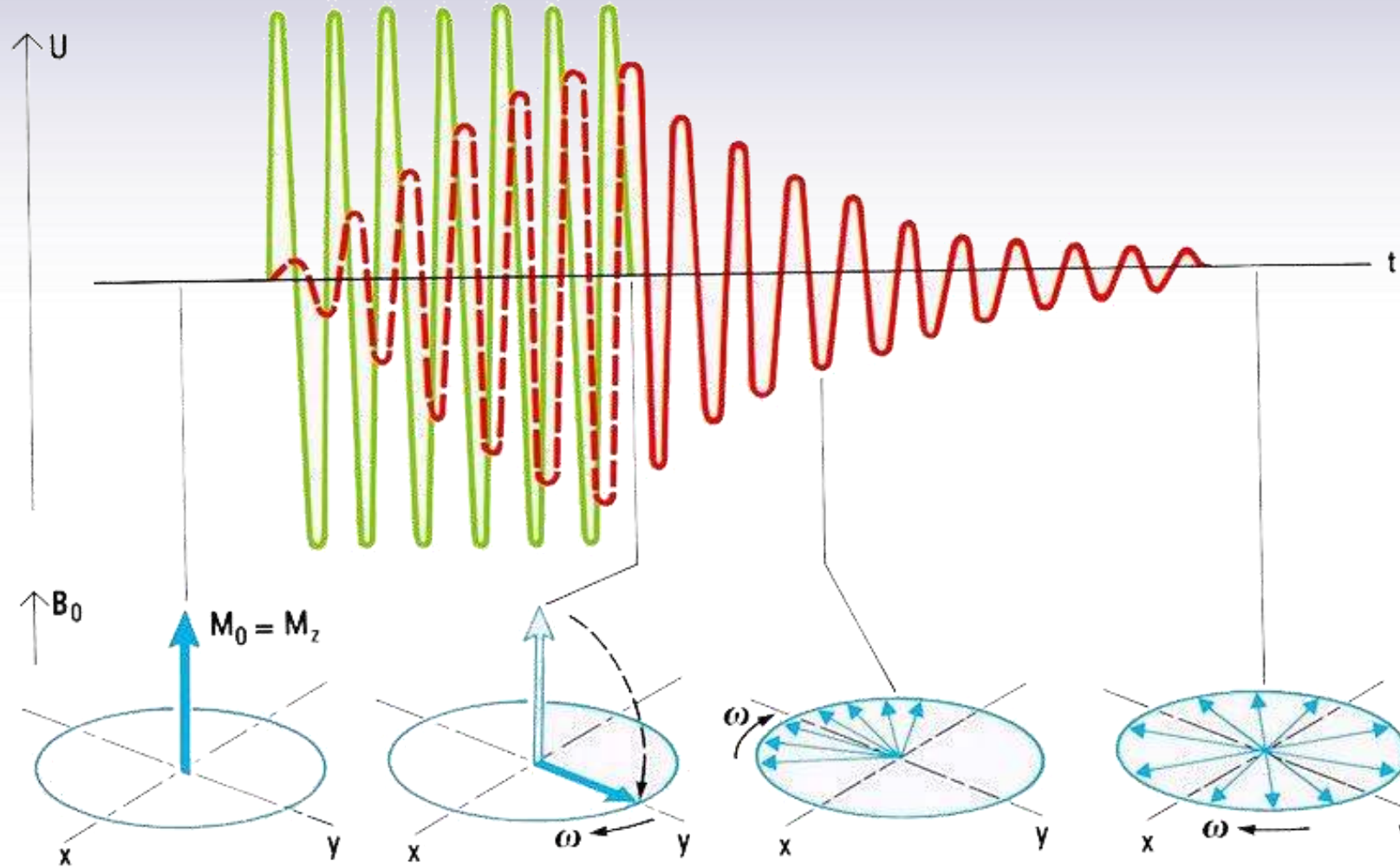


Pulso de 180°



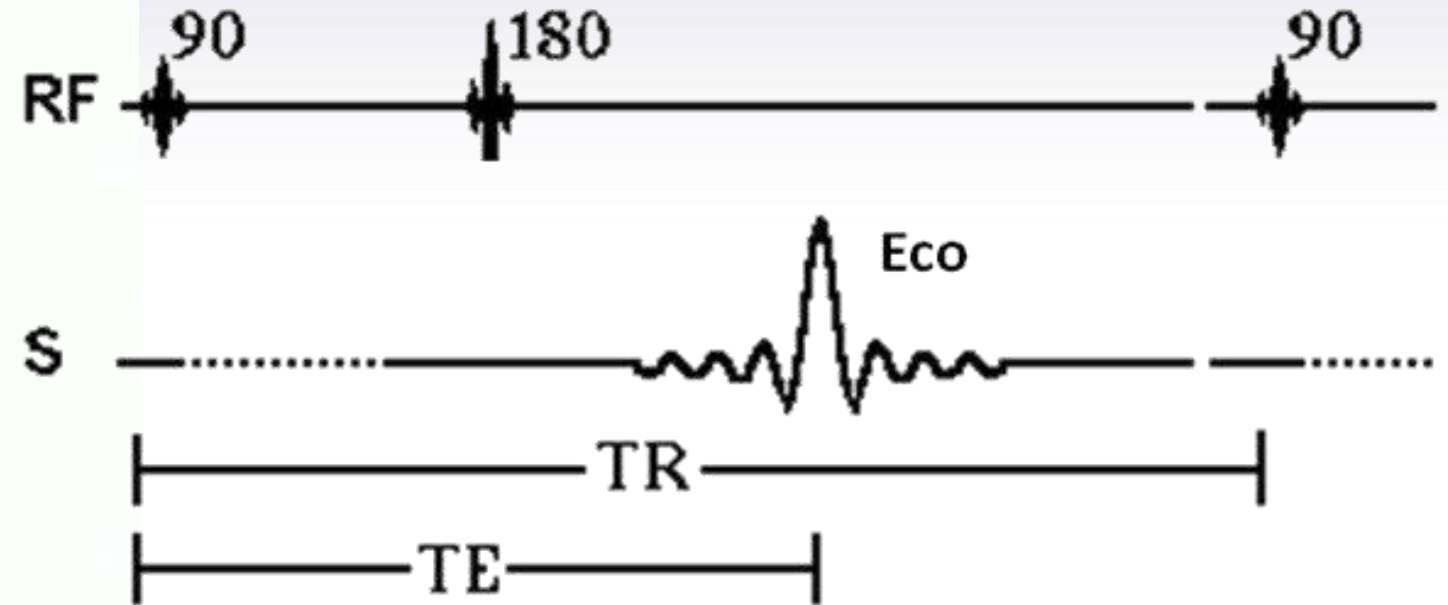
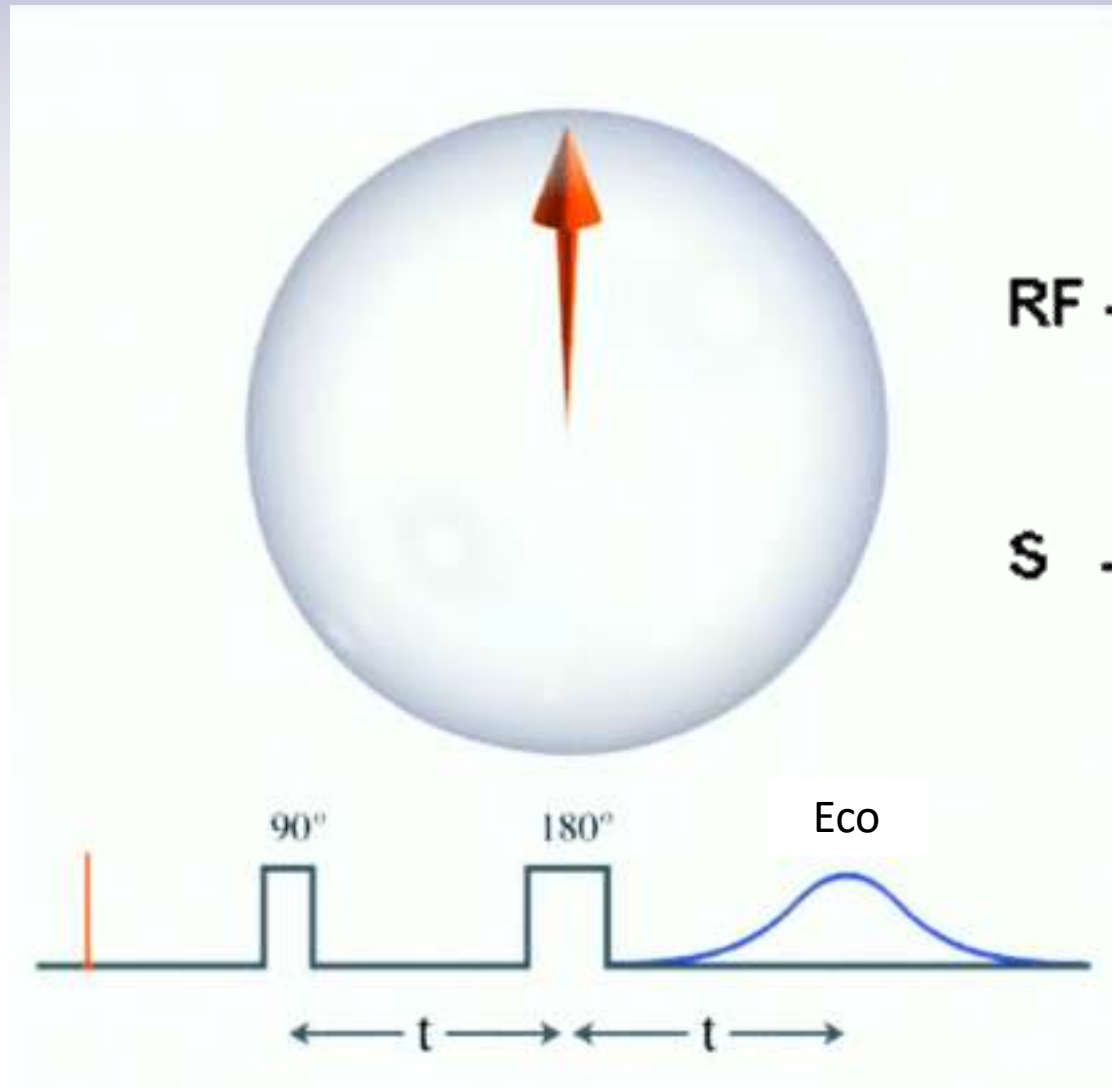


# Decaimiento libre de la inducción



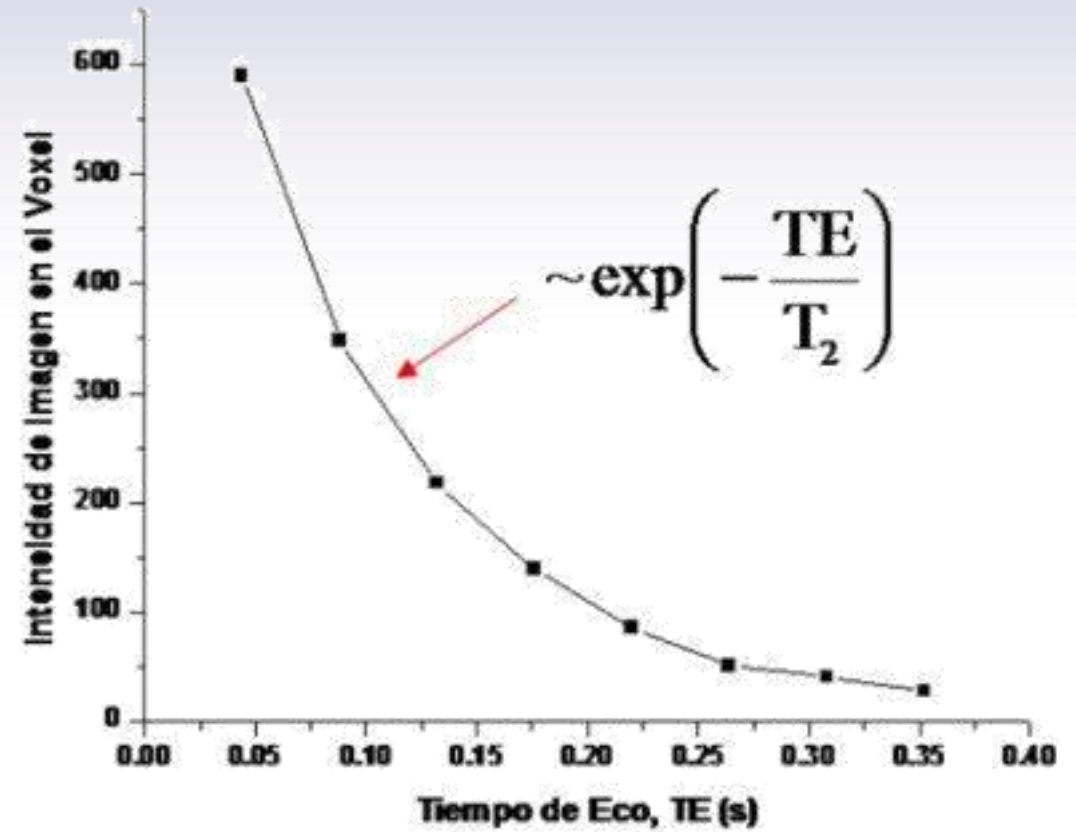
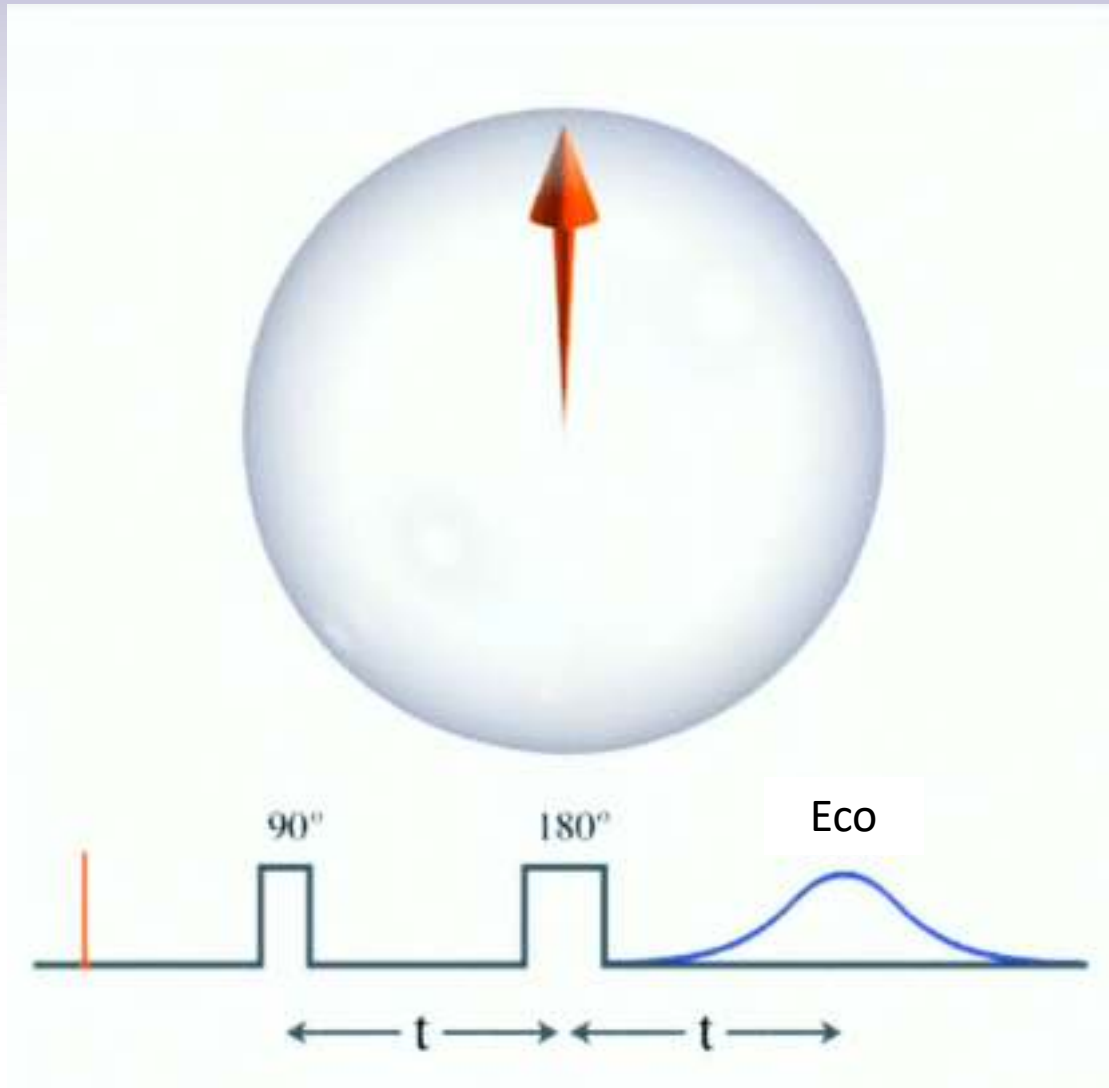


# Eco de Espín. Spin Echo (Hahn Echo)



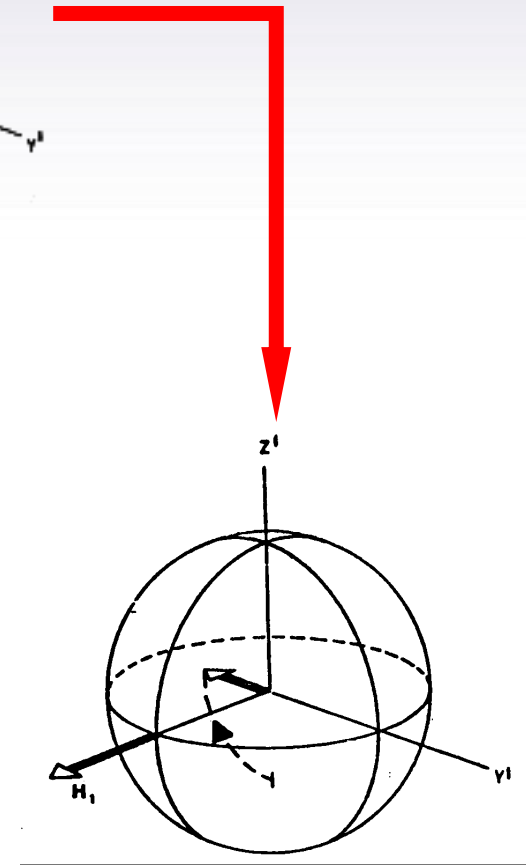
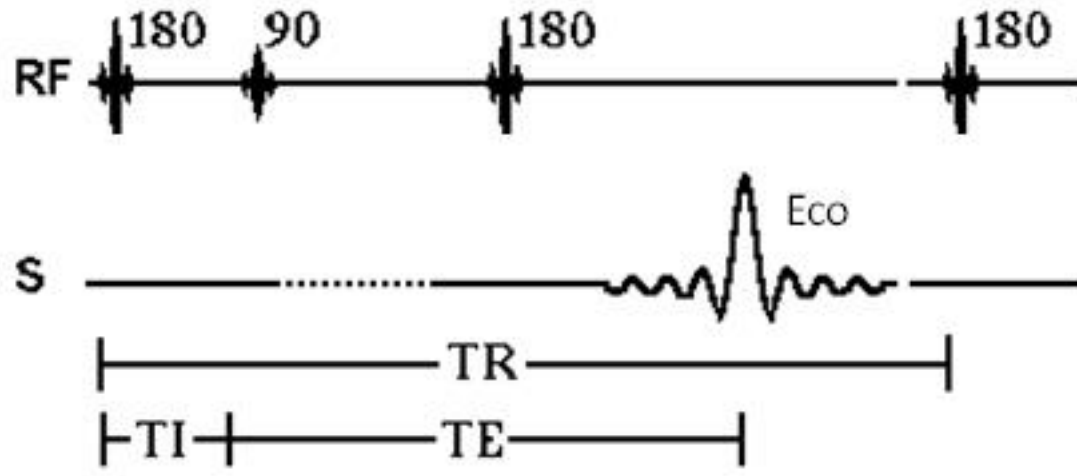
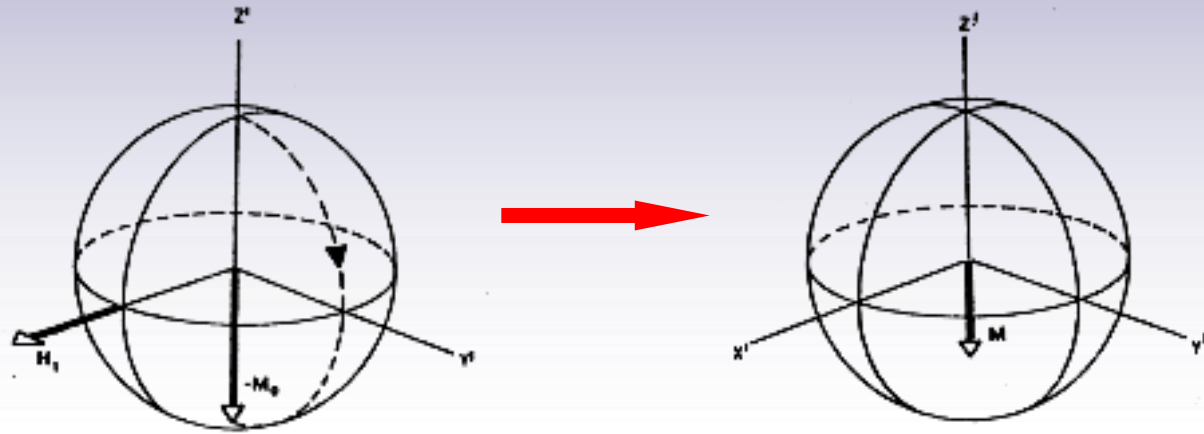


# Eco de Espín. Spin Echo (Hahn Echo)





# Relajación Longitudinal



# Imágenes por Resonancia Magnética





# Gradientes de campo magnético

$$H'_0 = H_0 + \delta H_0 + z \cdot \tilde{G} \cdot r$$

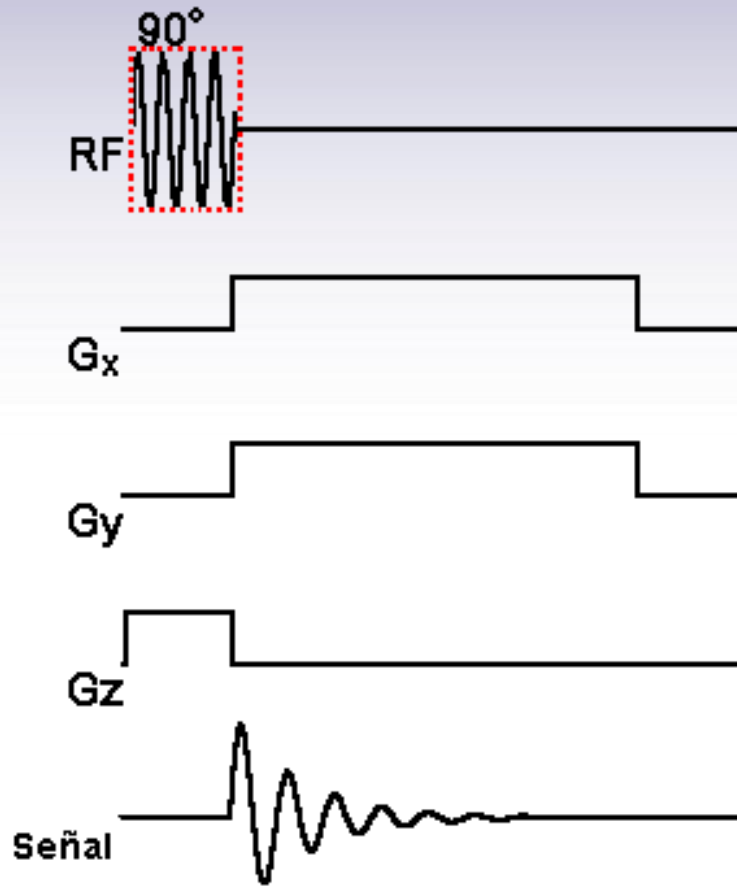
$$H'_0 \approx H_0 + \delta H_0 + z \cdot \tilde{G} \cdot \bar{r} + \frac{1}{2} \left( \frac{x \cdot \tilde{G} \cdot r}{H_0} \right) x \cdot \tilde{G} \cdot r + \frac{1}{2} \left( \frac{y \cdot \tilde{G} \cdot r}{H_0} \right) y \cdot \tilde{G} \cdot r$$

$$\tilde{G} \rightarrow z \cdot \tilde{G} \equiv G$$

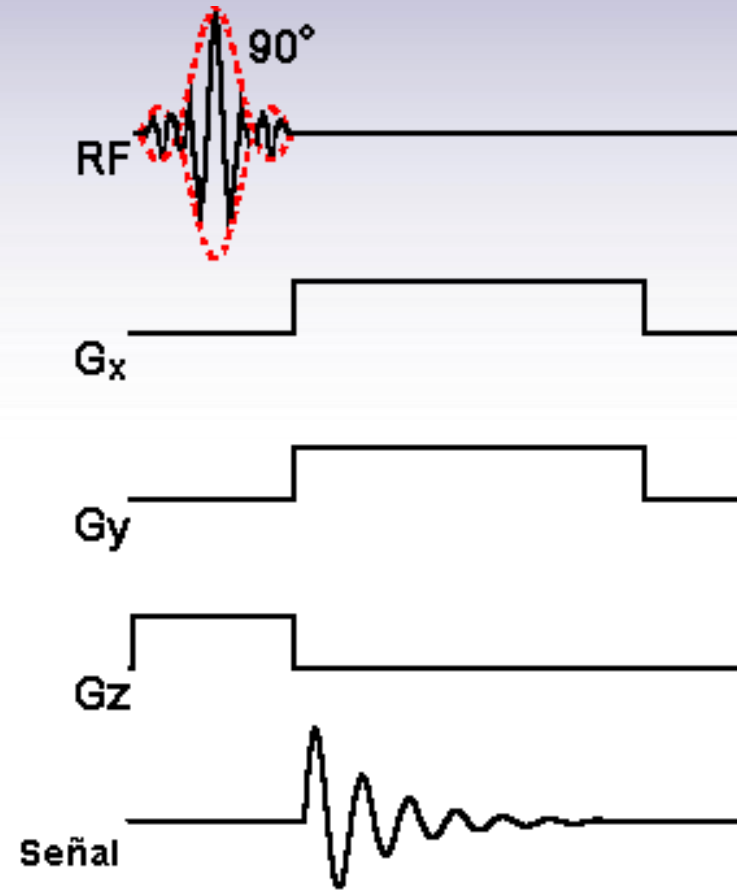
$$H'_0 = H_0 + \delta H_0 + G \cdot r$$



# Excitación selectiva. Perfil del corte



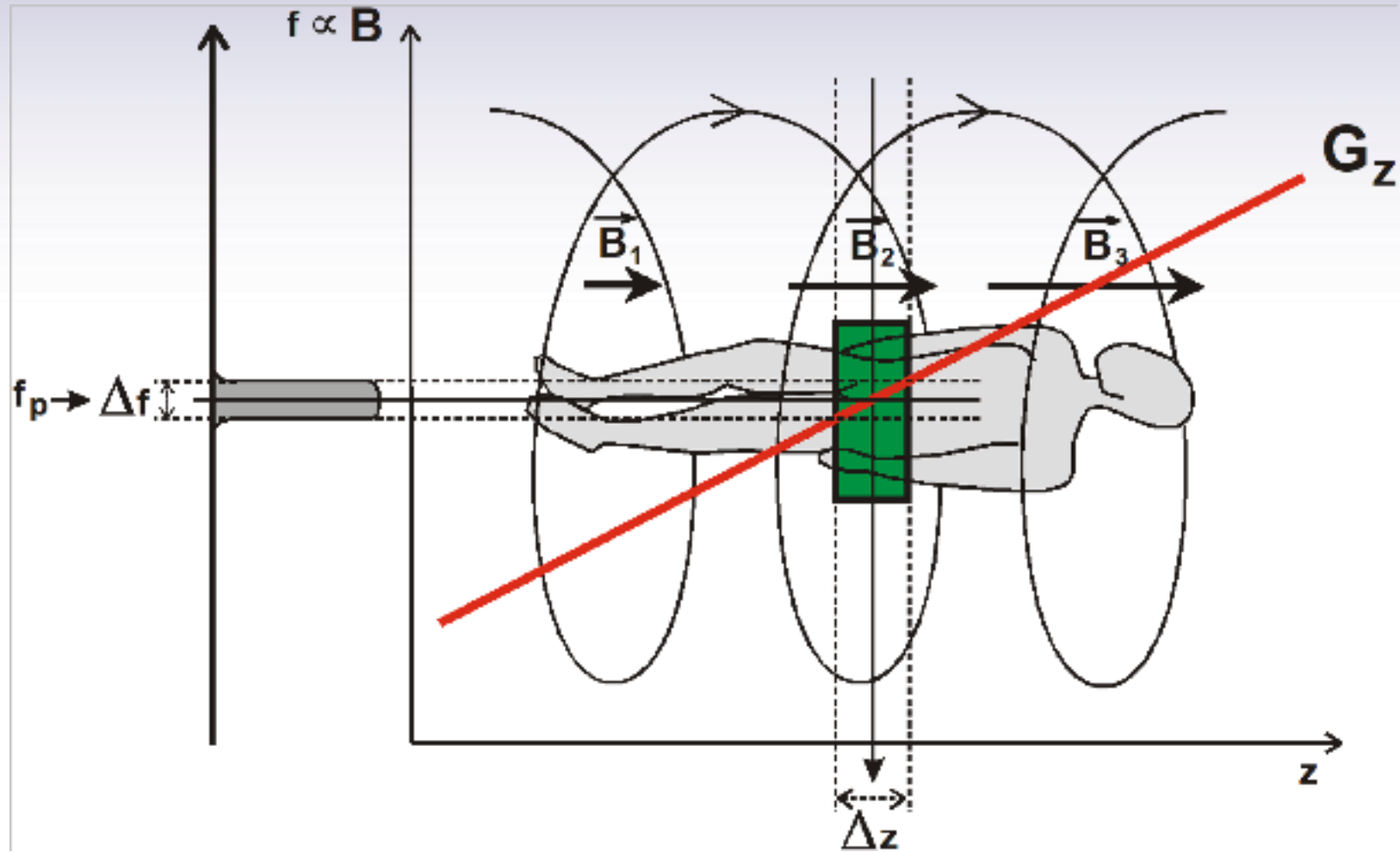
$$\frac{\text{sen}(\xi)}{\xi}$$



*Rectangular*



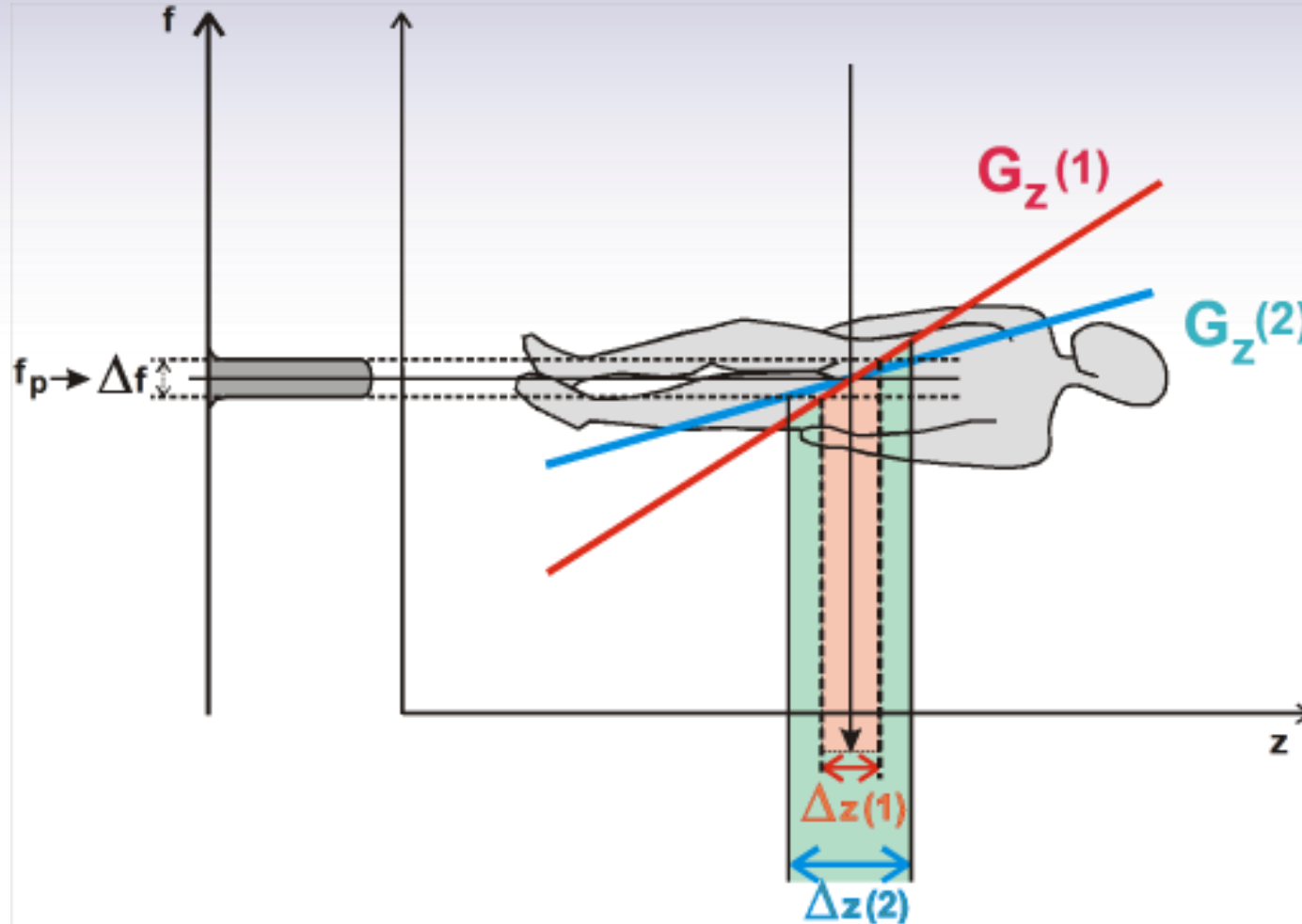
# Selección del espesor de corte








# Selección del espesor de corte

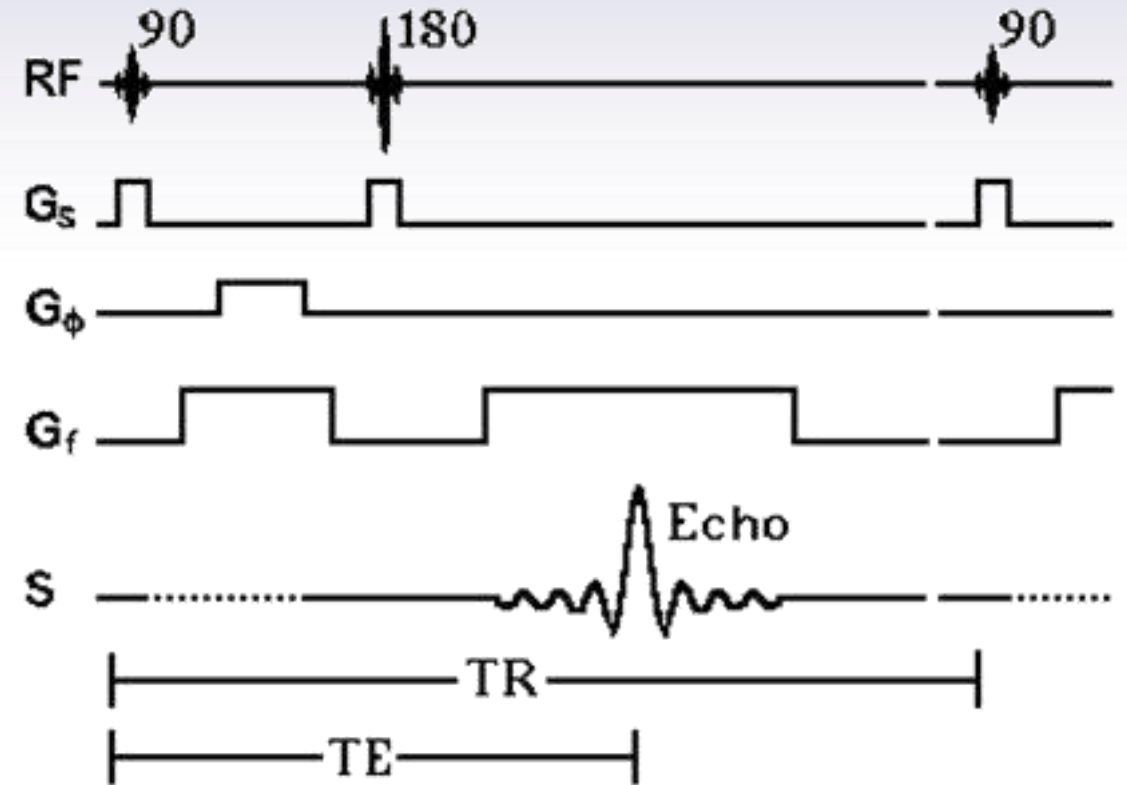




# Contraste intrínseco

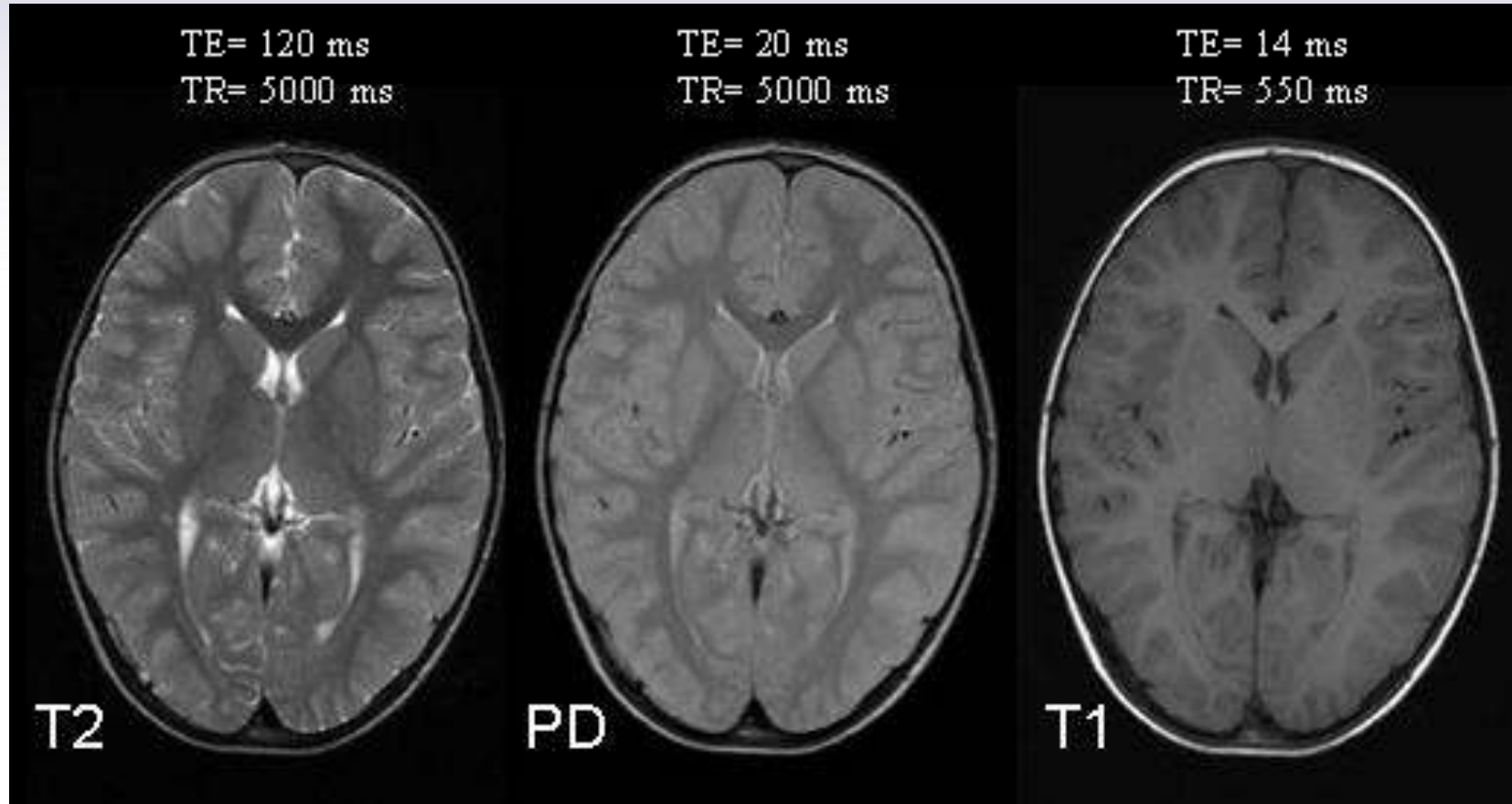
TR	Largo	Densidad protónica	T2-pesada
	Corto	T1-pesada	
		Corto	Largo

**TE**



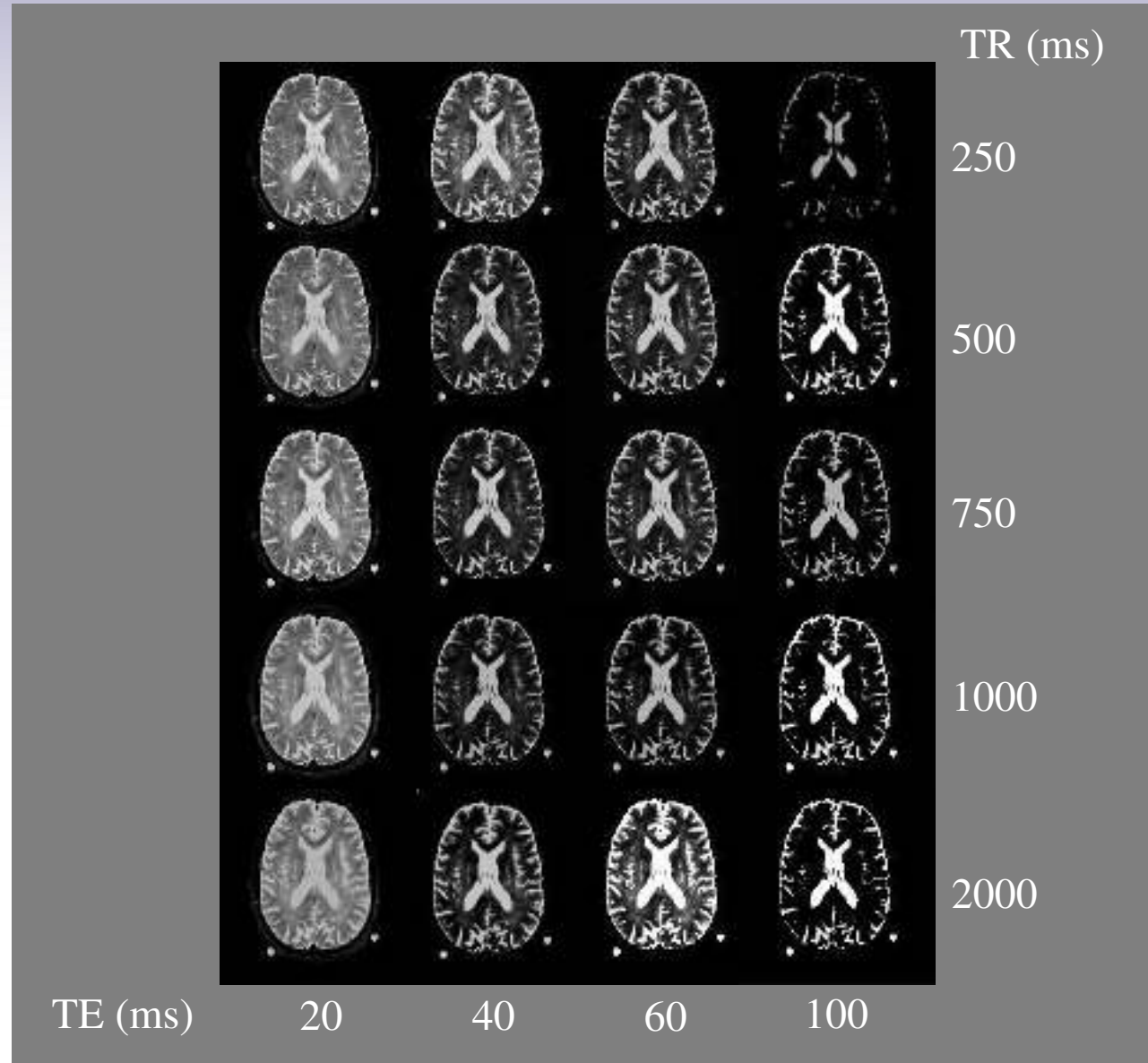


# Contraste intrínseco



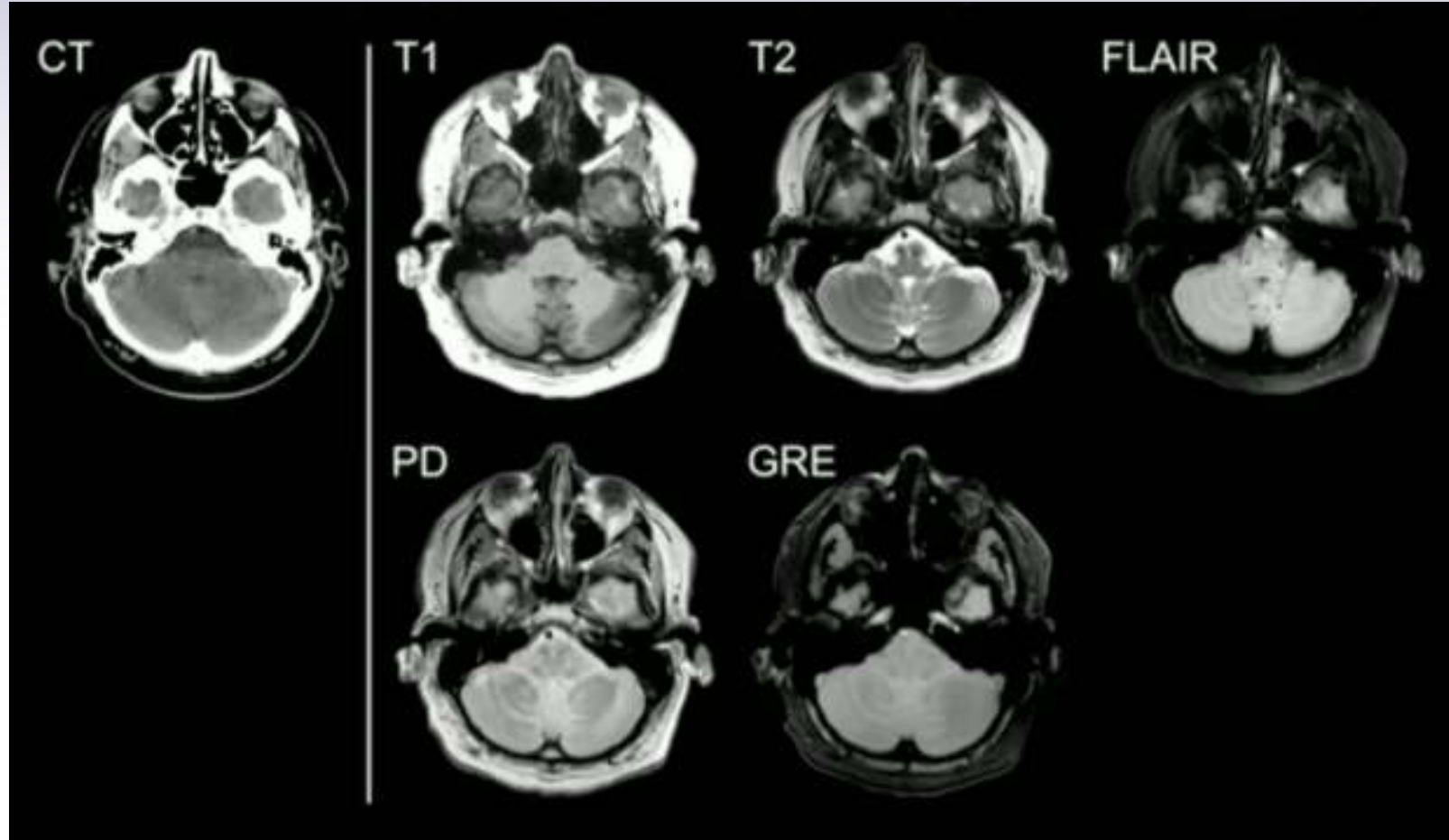


# Contraste intrínseco





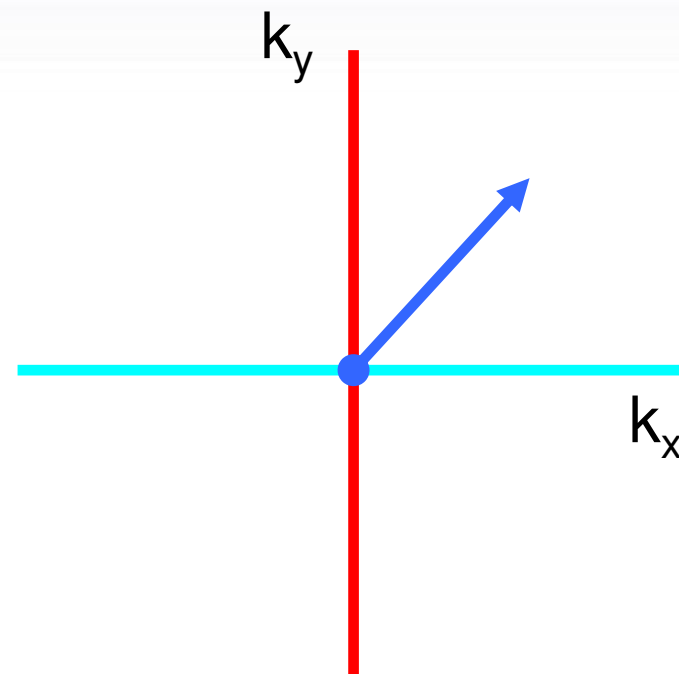
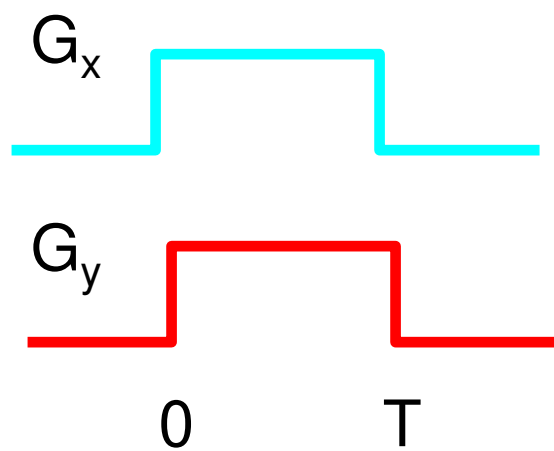
# Contraste intrínseco





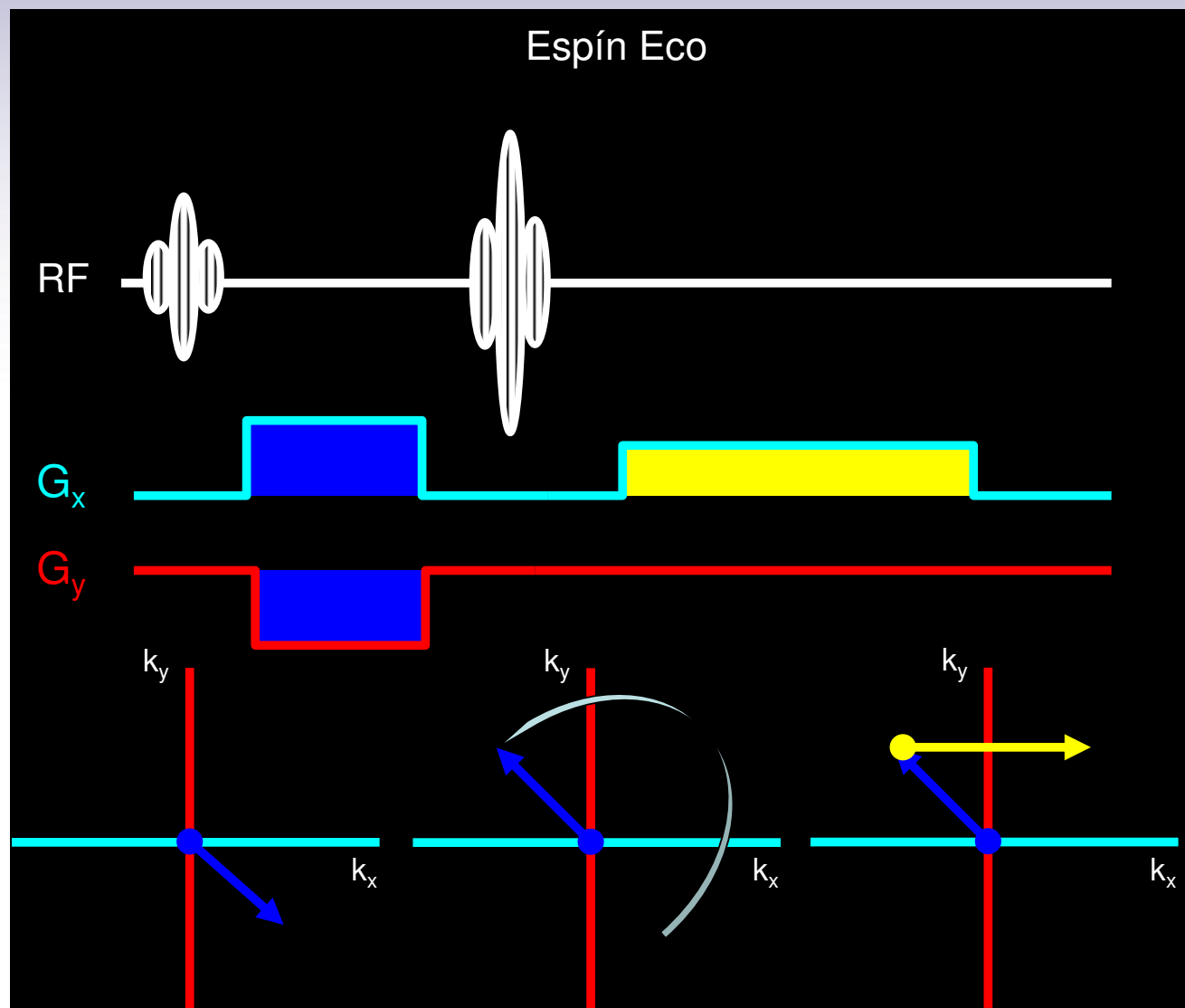
# Espacio k

$$k(x, y, t) = \gamma \int_0^t G(x, y, t') dt'$$



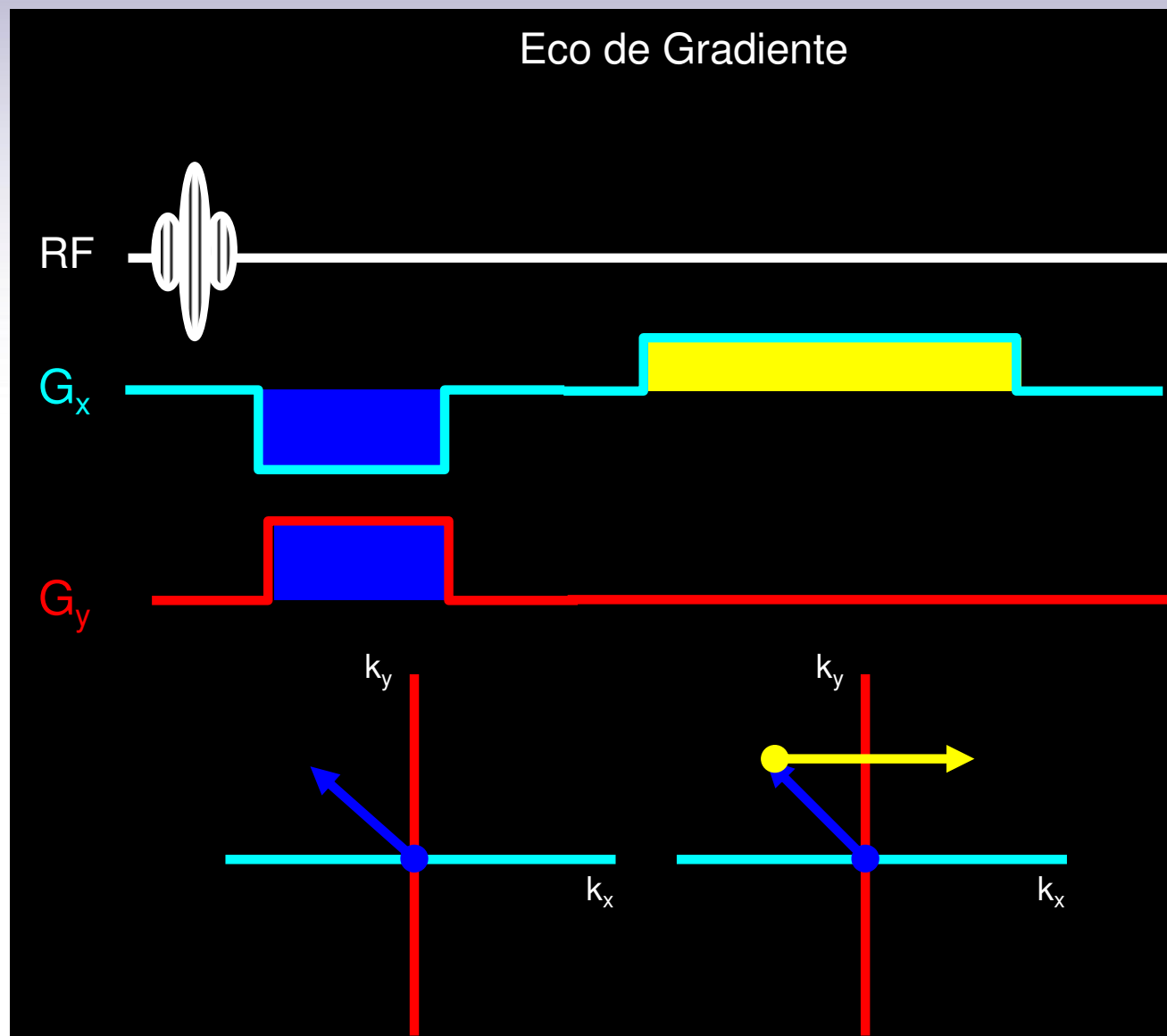


# Espacio k





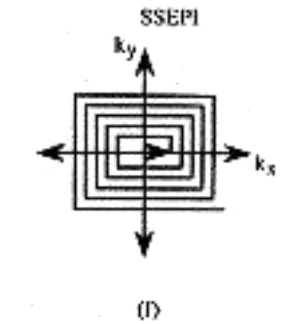
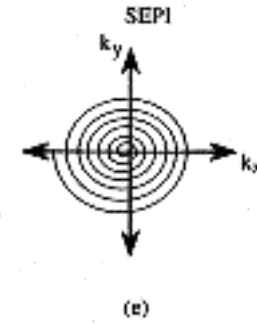
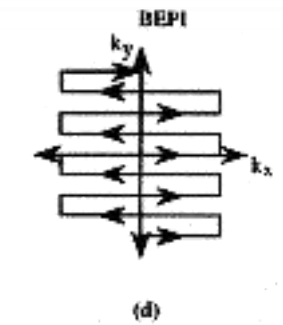
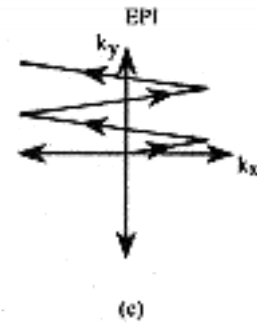
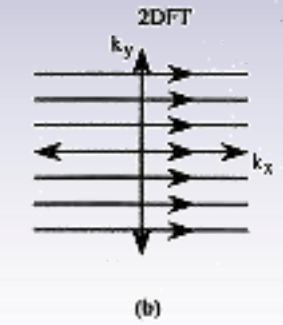
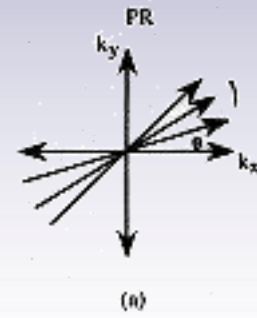
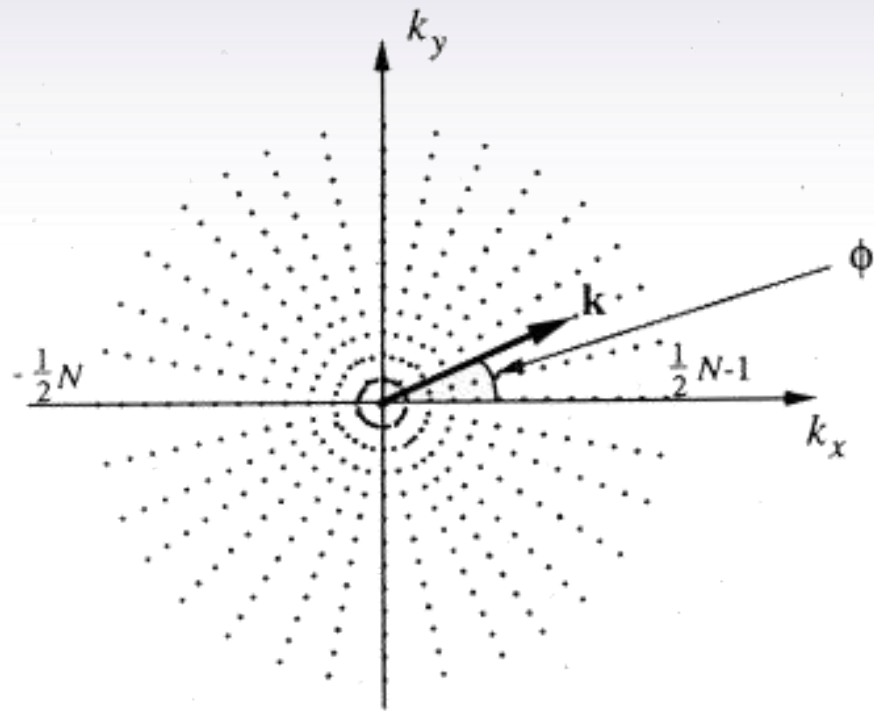
# Espacio k







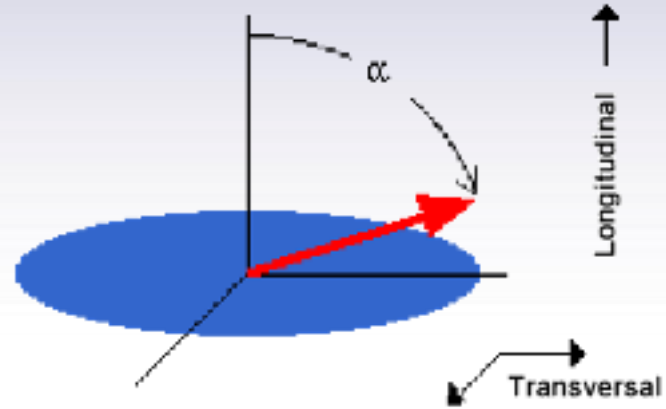
# Optimización del muestreo en espacio $k$



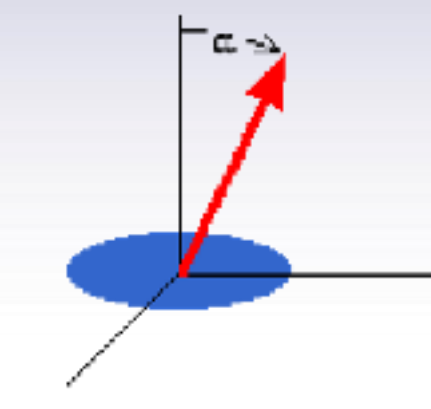


# Adquisición rápida

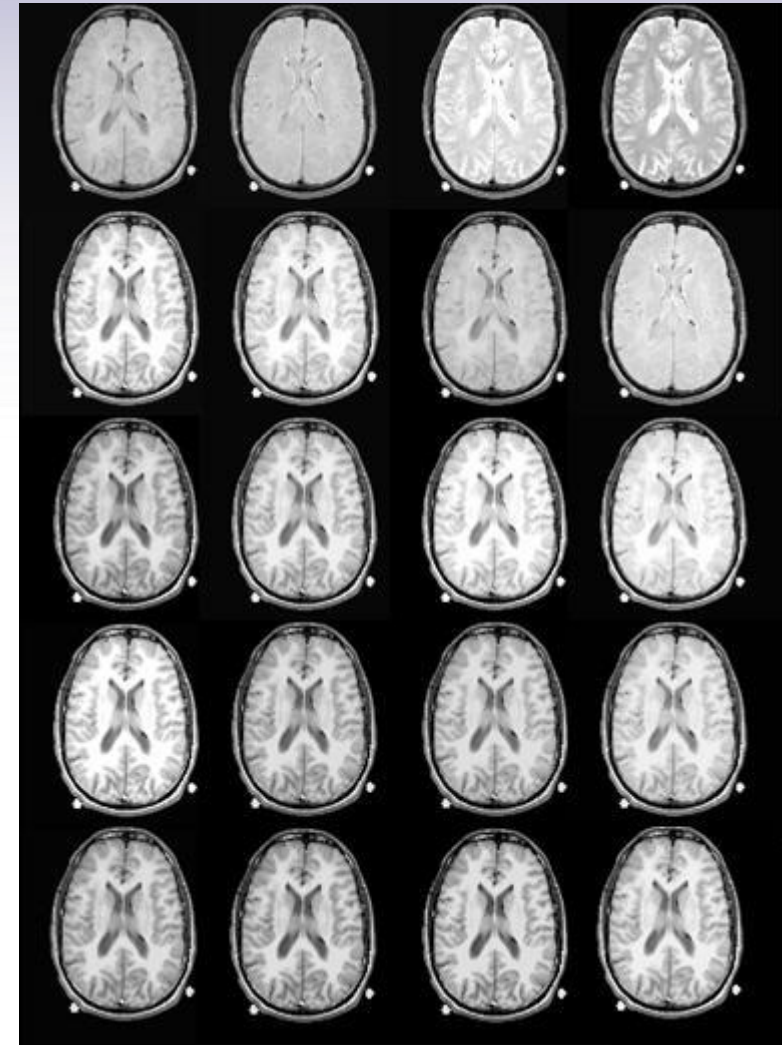
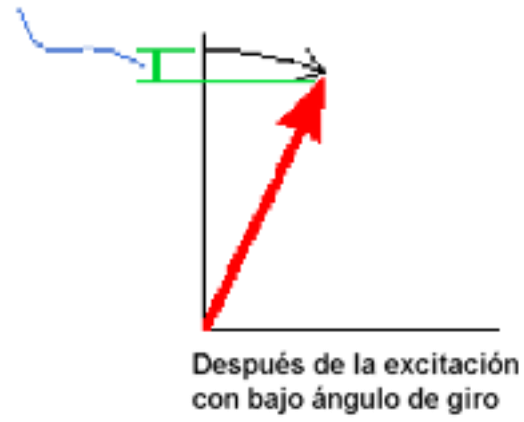
Gran ángulo de giro



Bajo ángulo de giro



Pérdida de magnetización longitudinal



$\Theta$  (grados)

15

30

45

60

90

TR (ms)

25

50

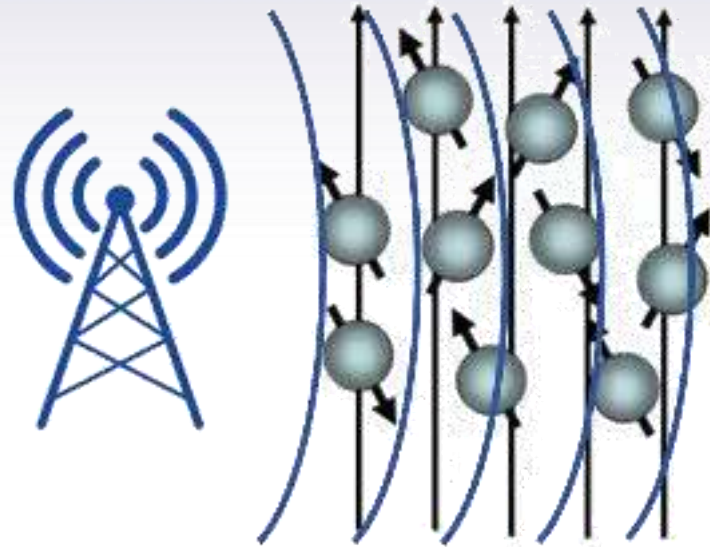
100

200

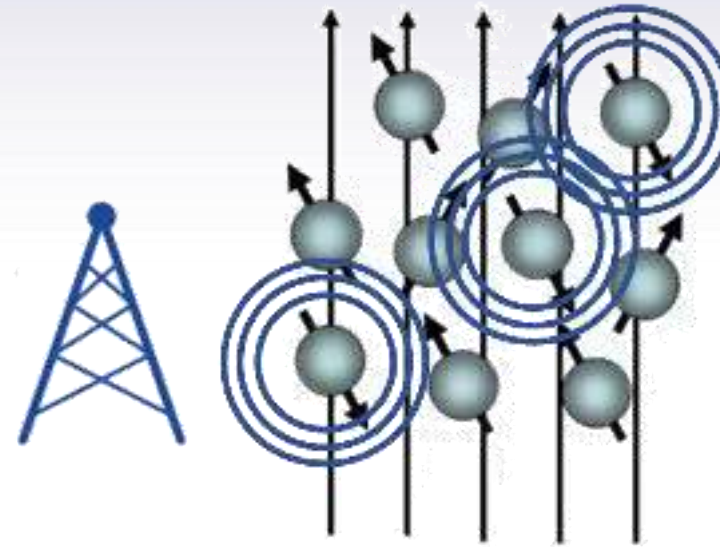
# Composición del equipo



# Esquema del equipo



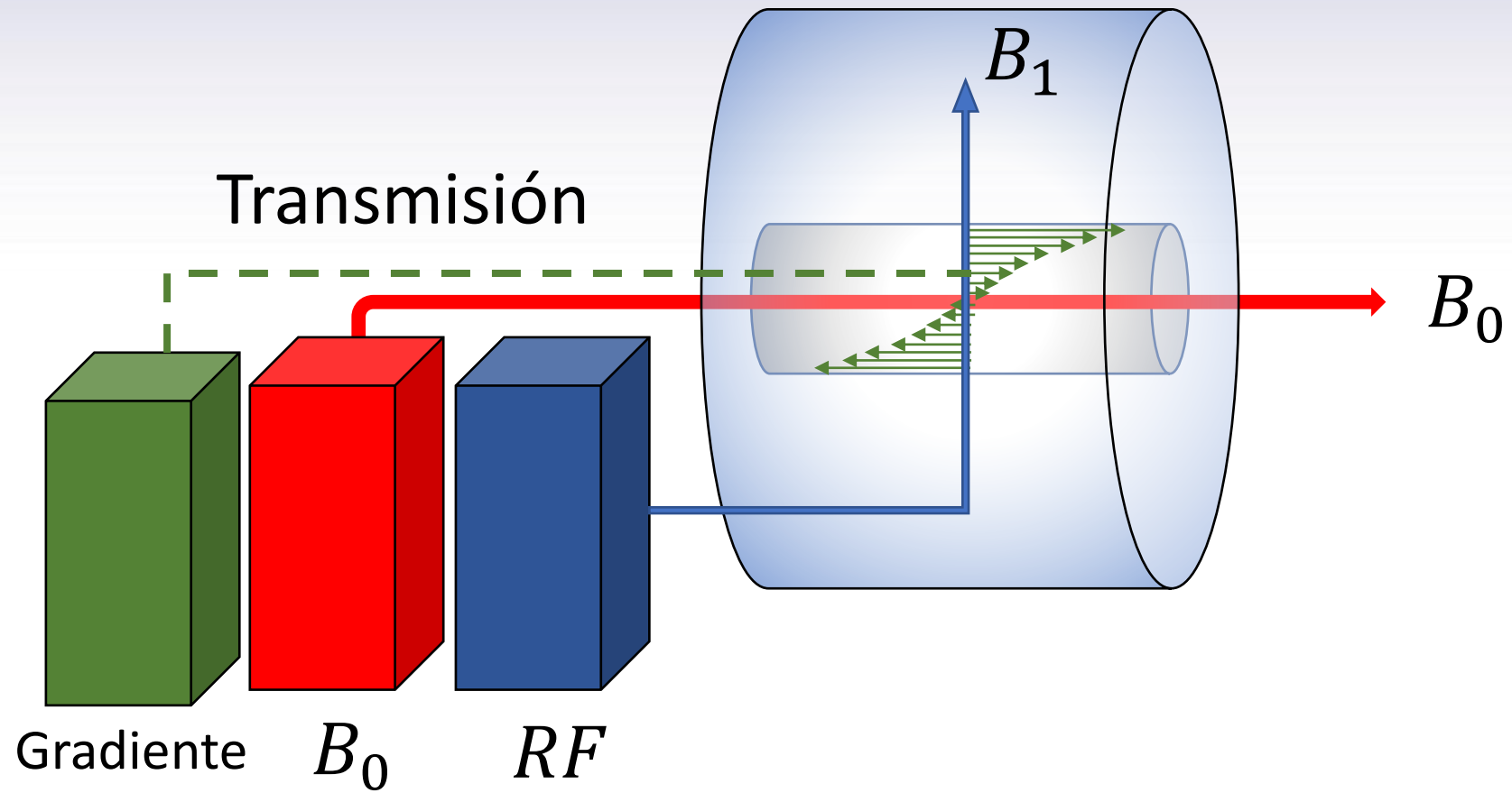
Transmisión



Recepción

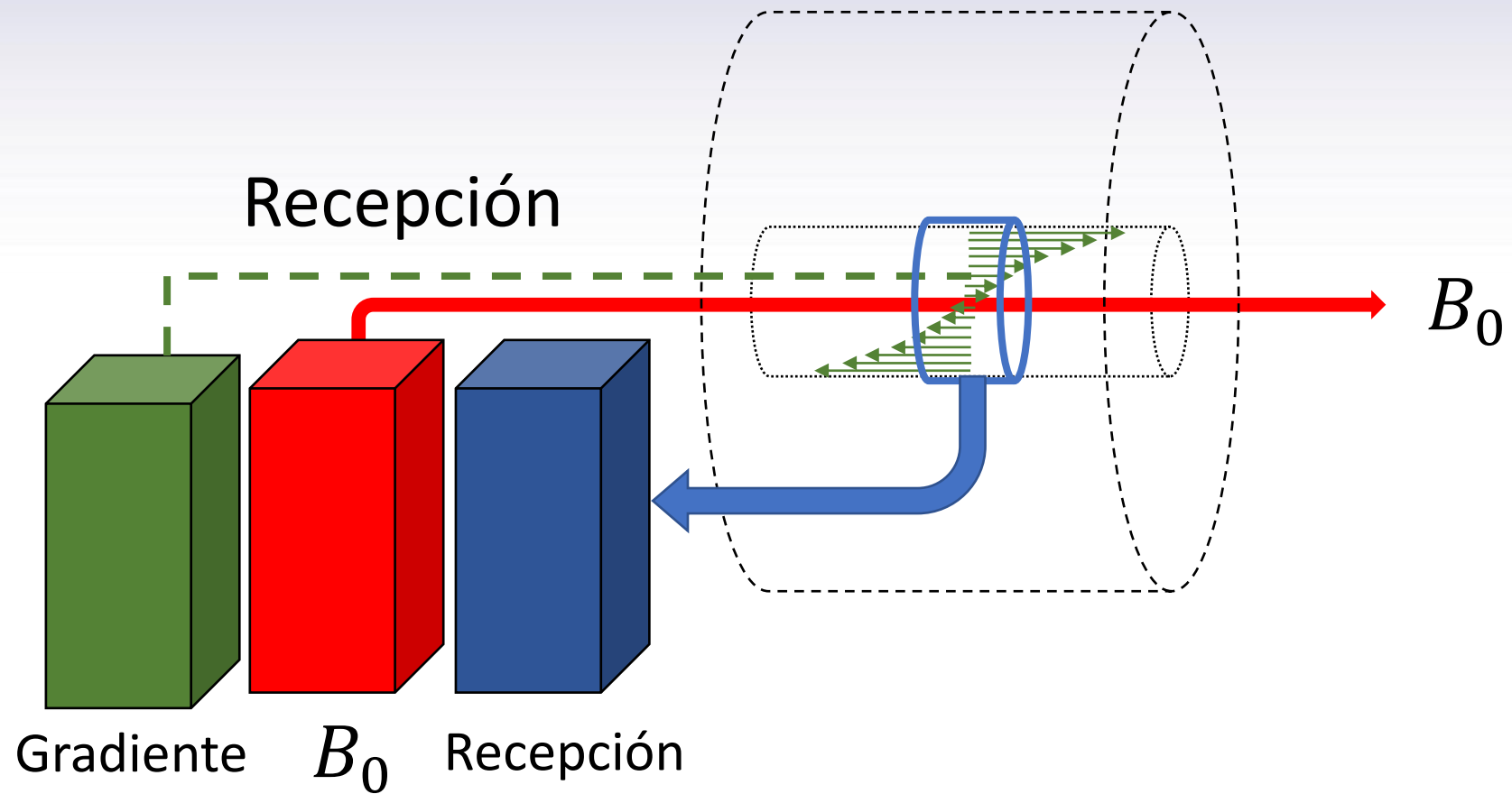


# Esquema del equipo



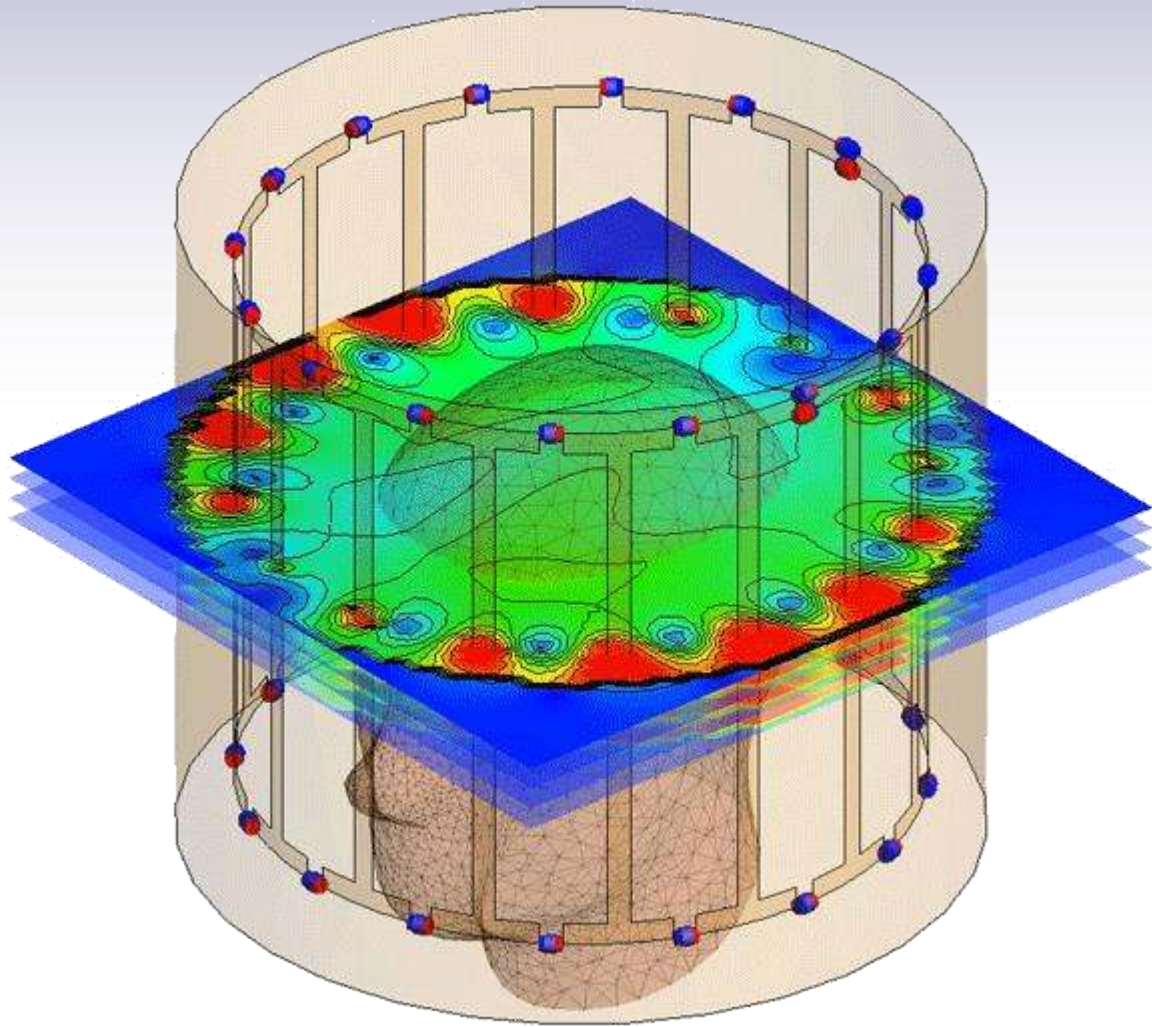


# Esquema del equipo



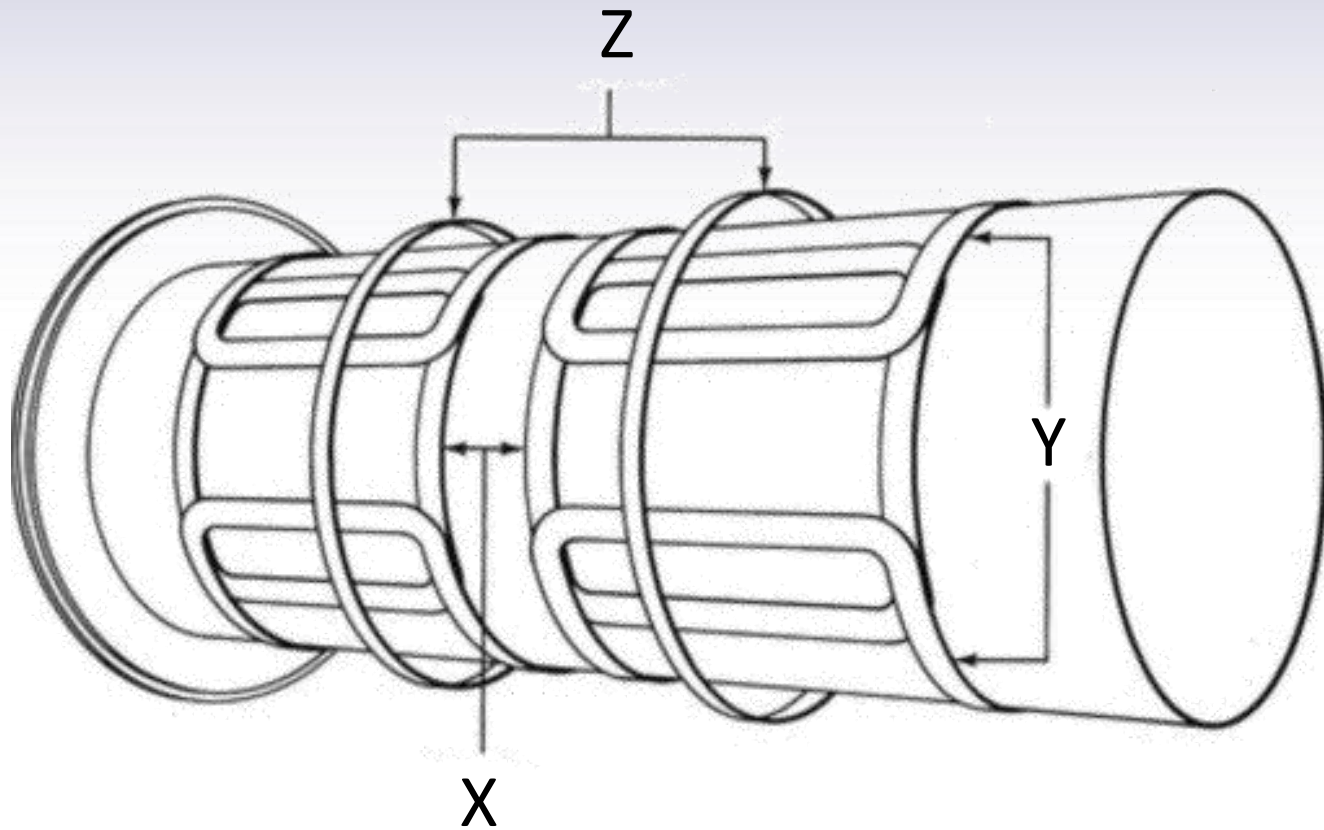


# Antenas. Birdcage coil





# Gradientes



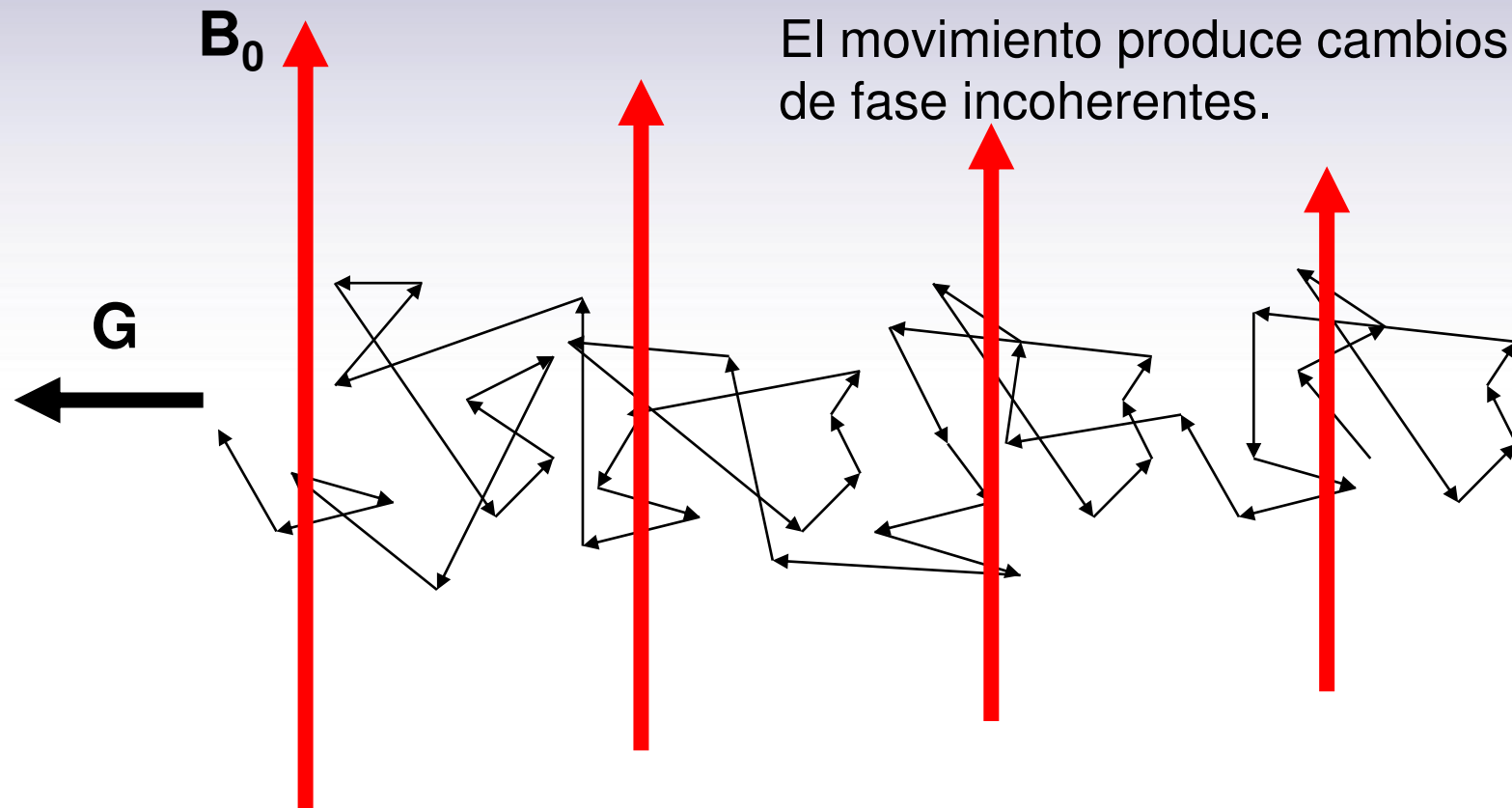


# Difusión Molecular





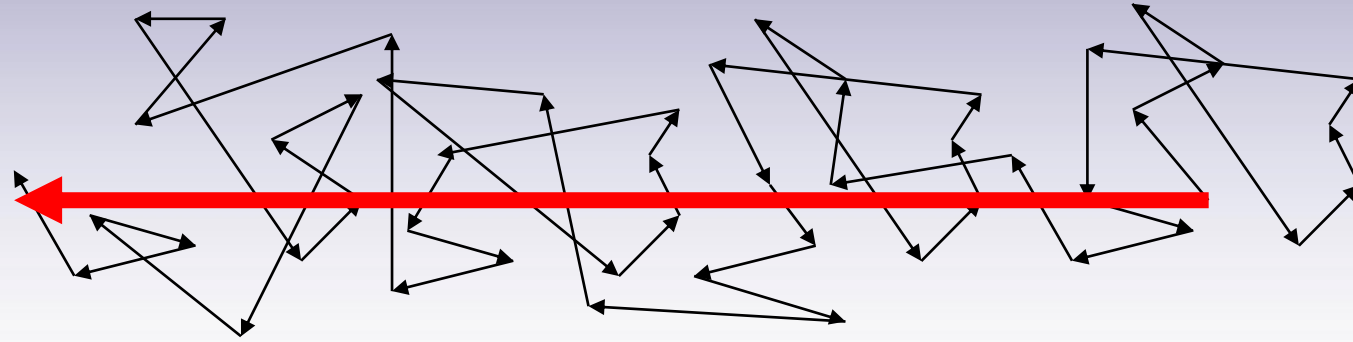
# Efecto del movimiento molecular



Lo que se traduce en una atenuación del eco de espín.

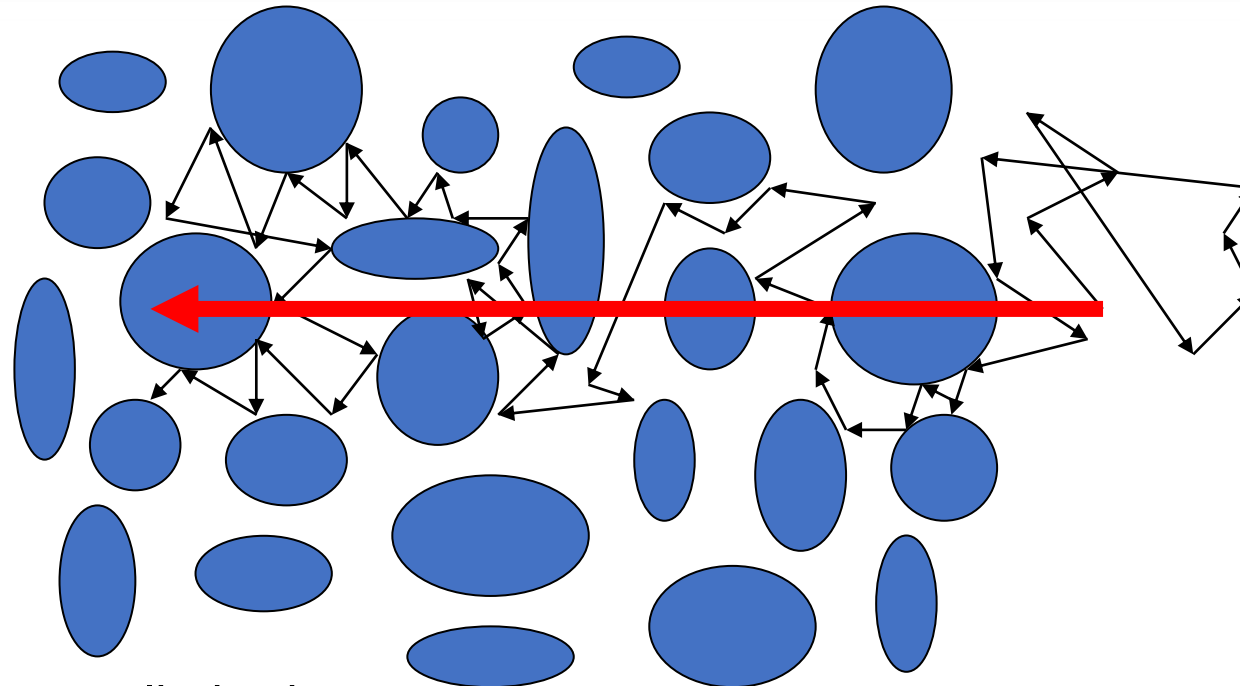


# Difusión libre y limitada



Difusión libre

$$\langle d^2 \rangle = 6Dt$$

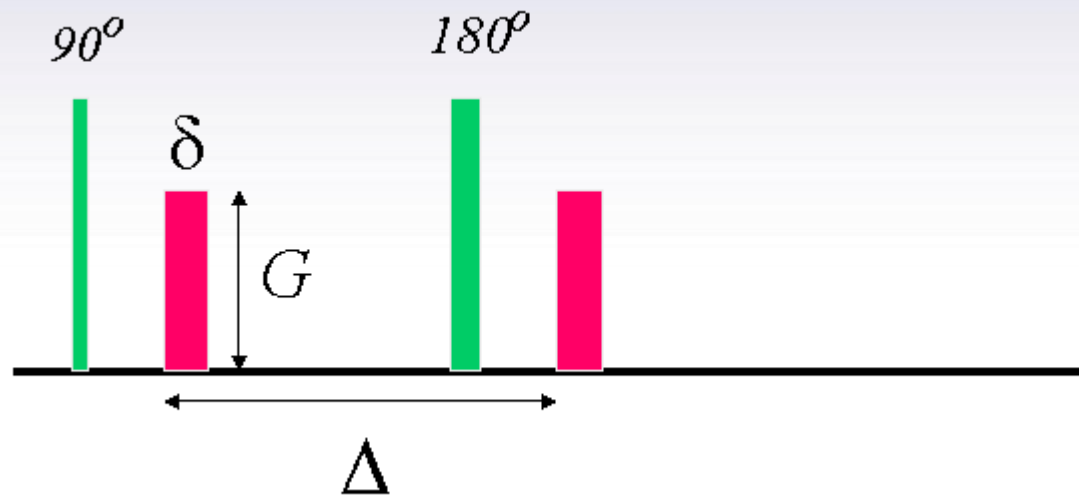


$$D_l > D_{ap}$$

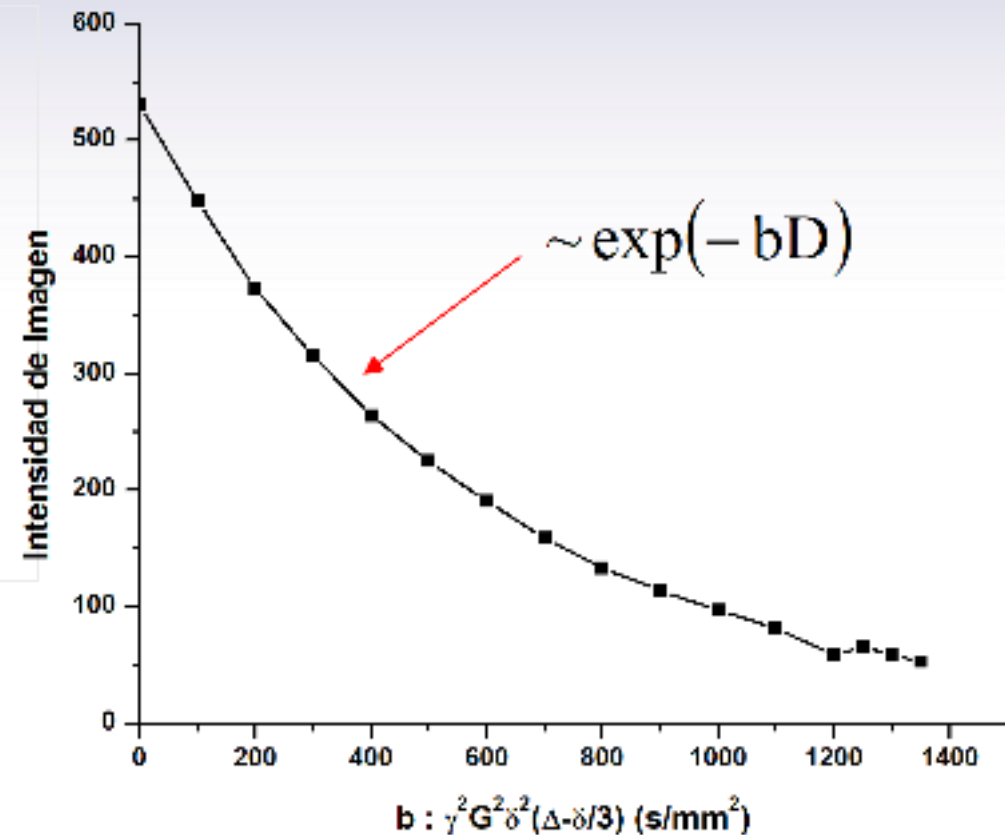
Difusión aparente o limitada

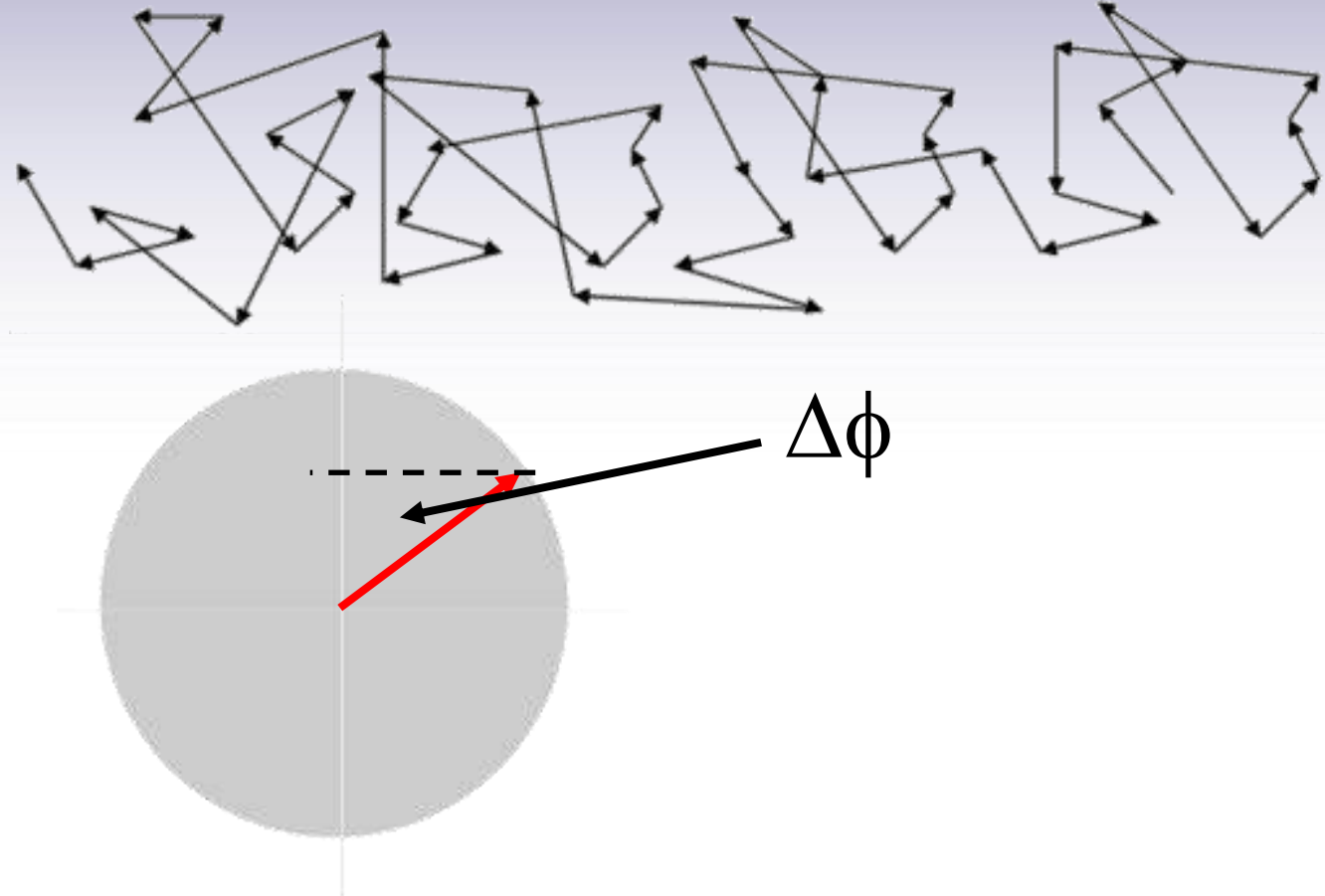


# Secuencia de Stejskal-Tanner. Difusión

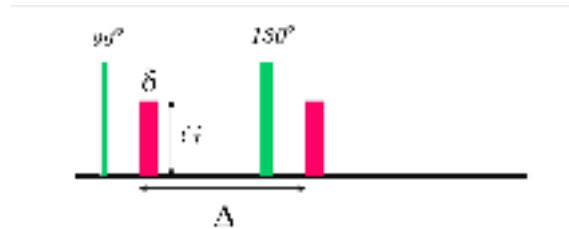


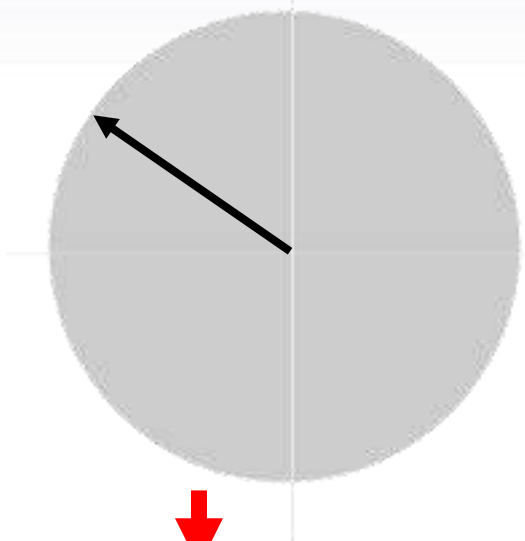
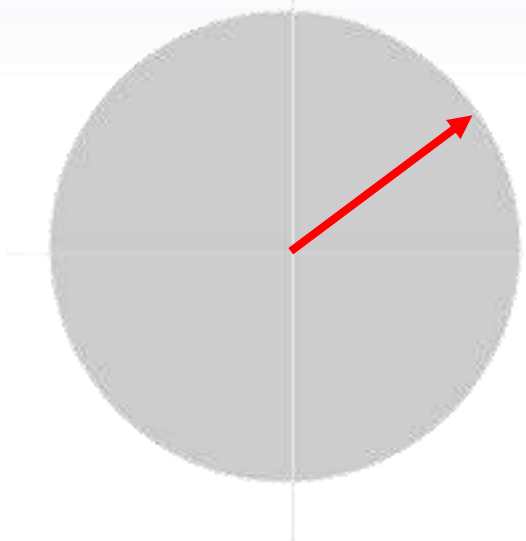
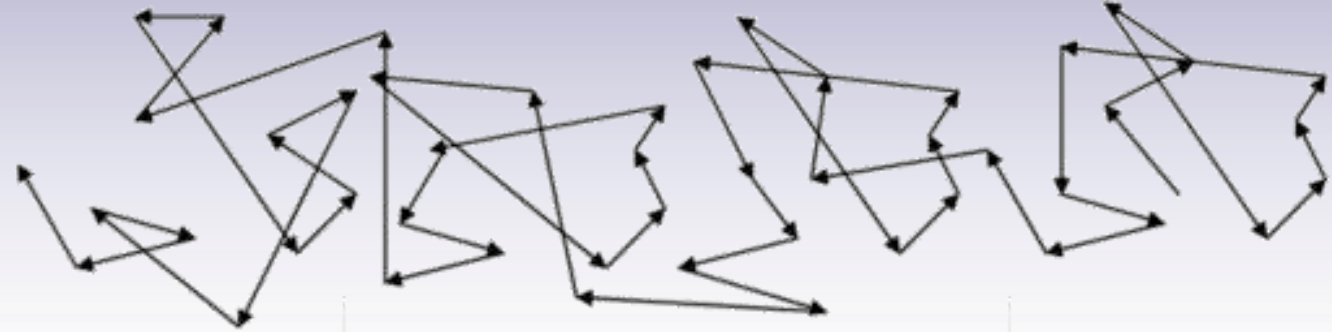
$$b(G) = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left( \Delta - \frac{\delta}{3} \right)$$



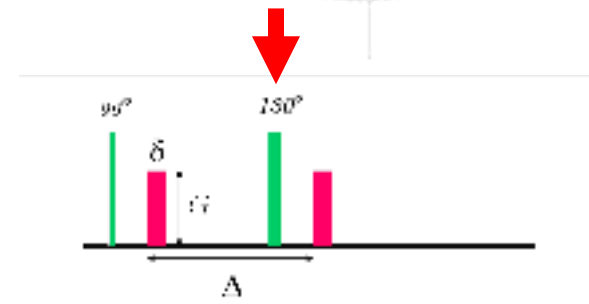


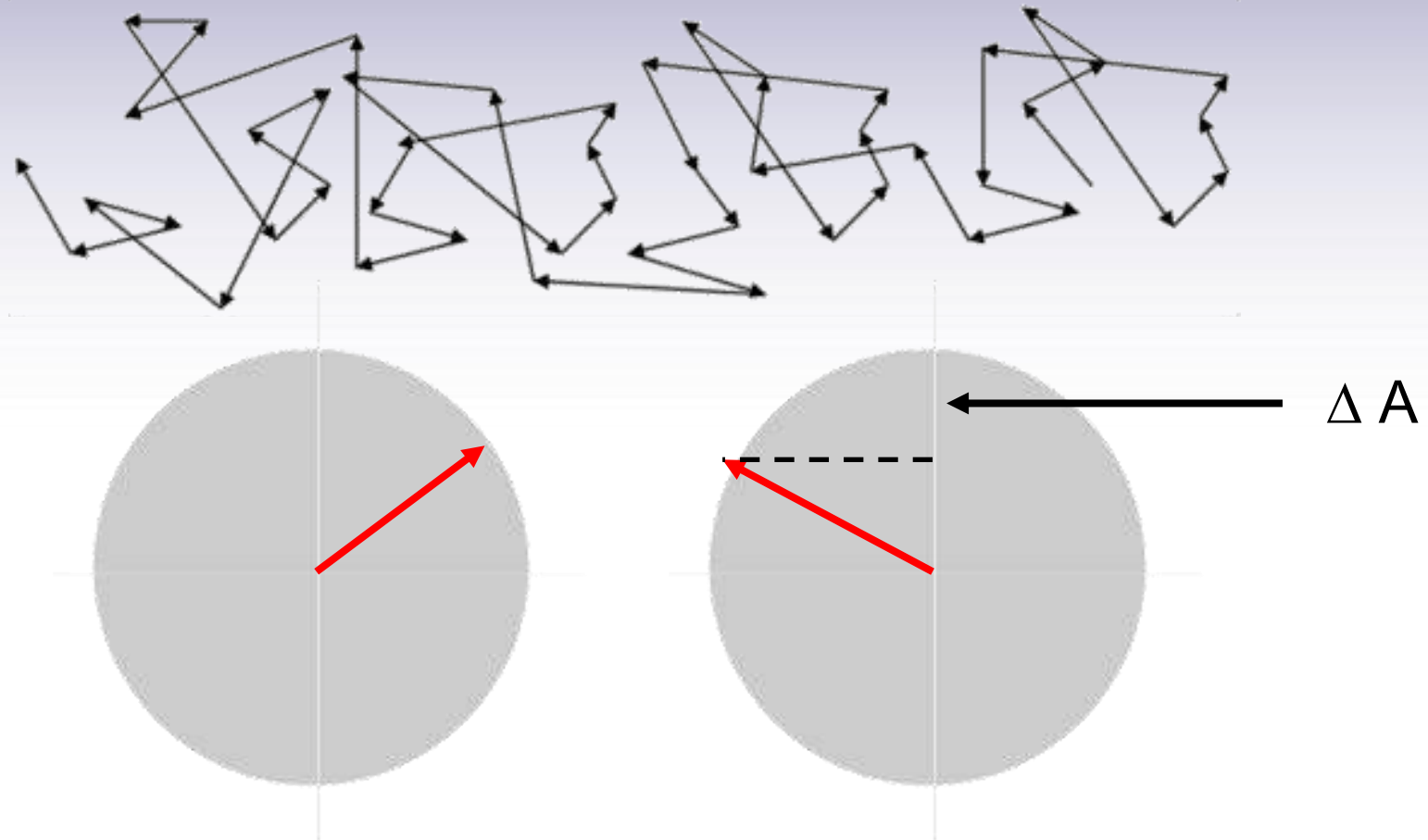
El efecto de la secuencia puede mostrarse mediante el presente ejemplo.



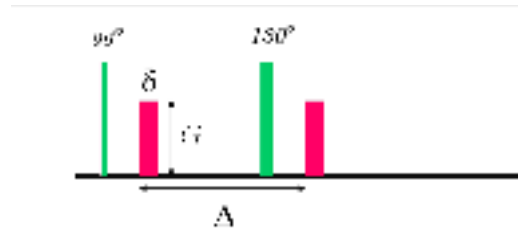


El efecto de la secuencia puede mostrarse mediante el presente ejemplo.



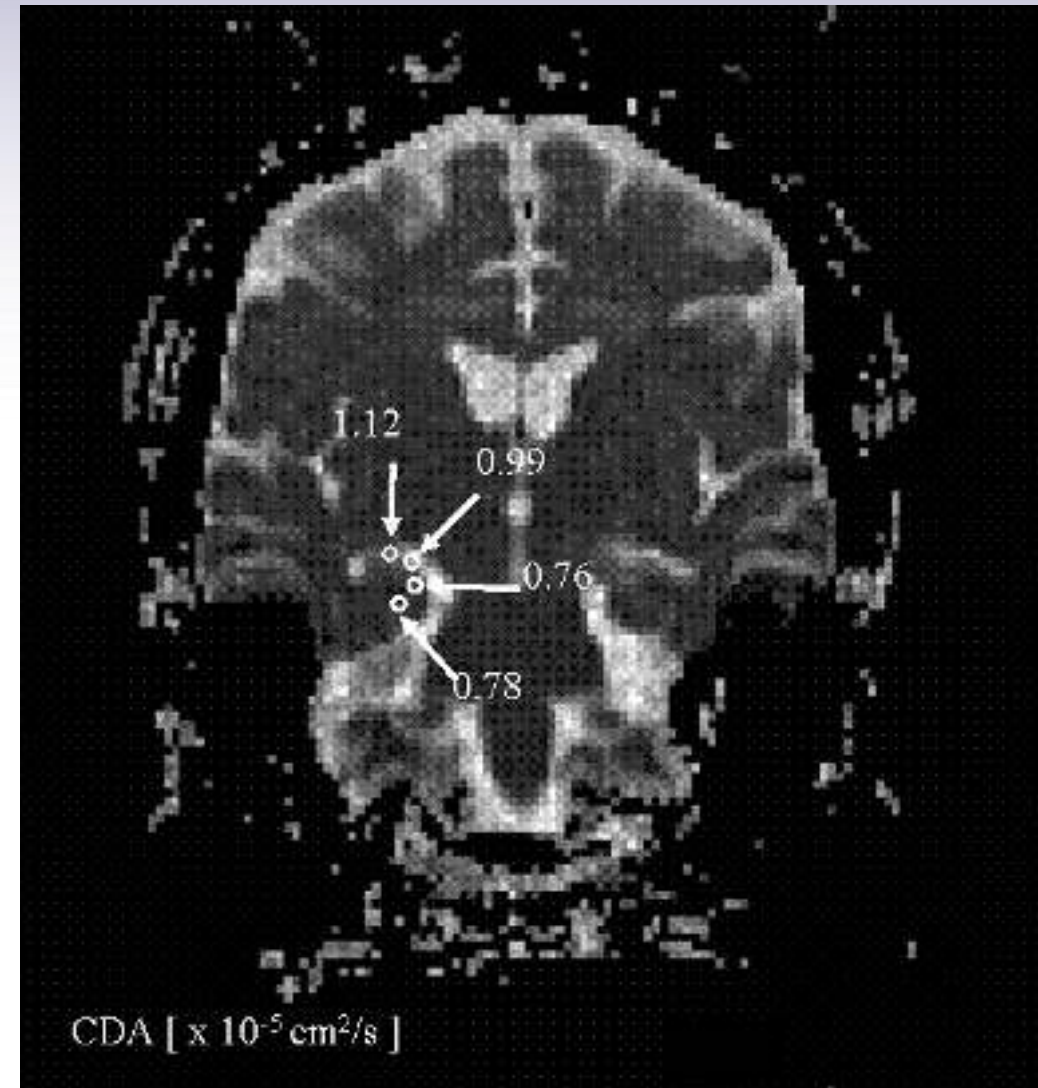
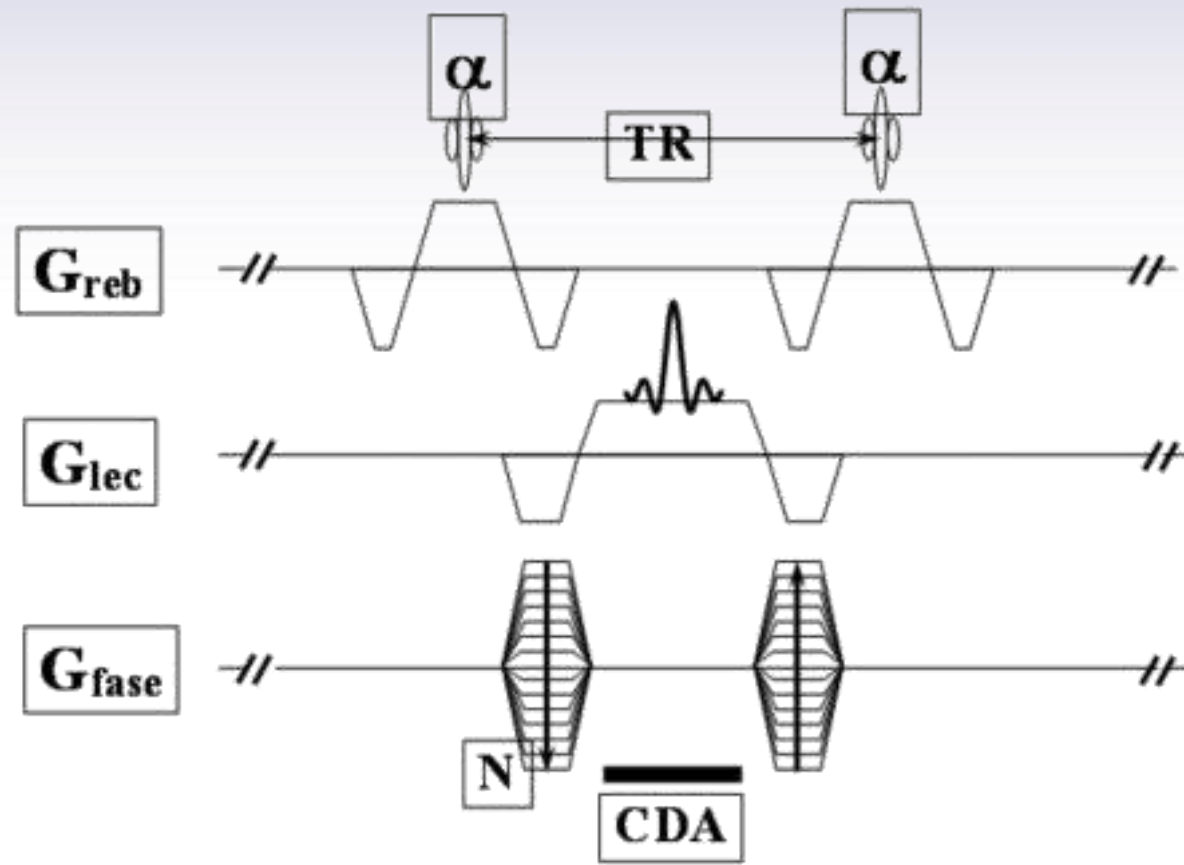


El efecto de la secuencia puede mostrarse mediante el presente ejemplo.





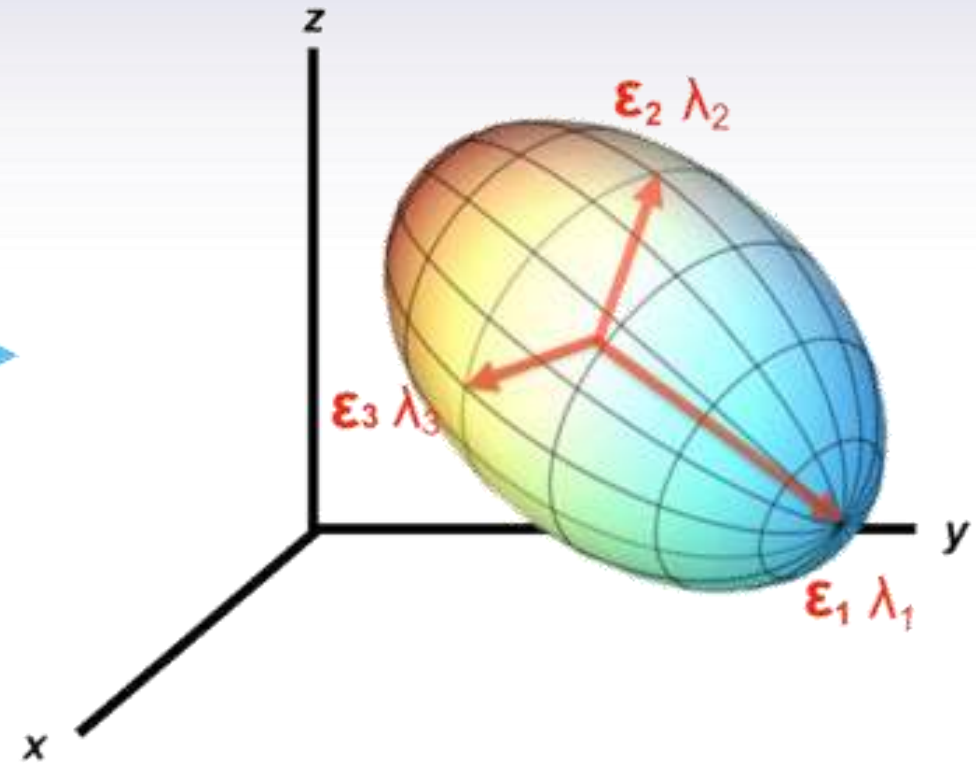
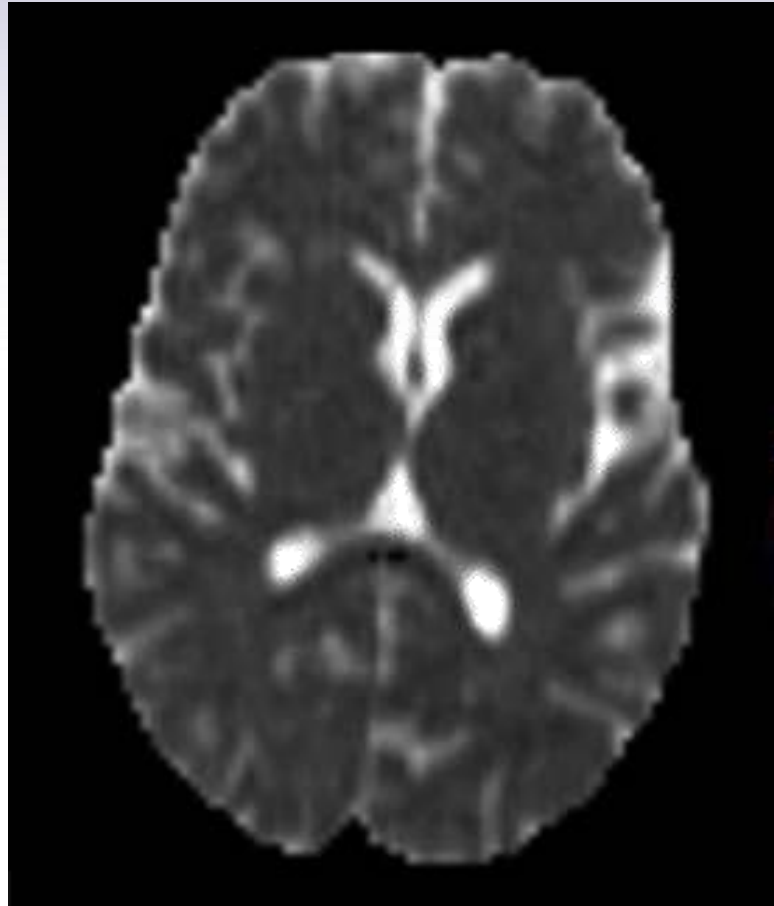
# Secuencia codificadora de difusión







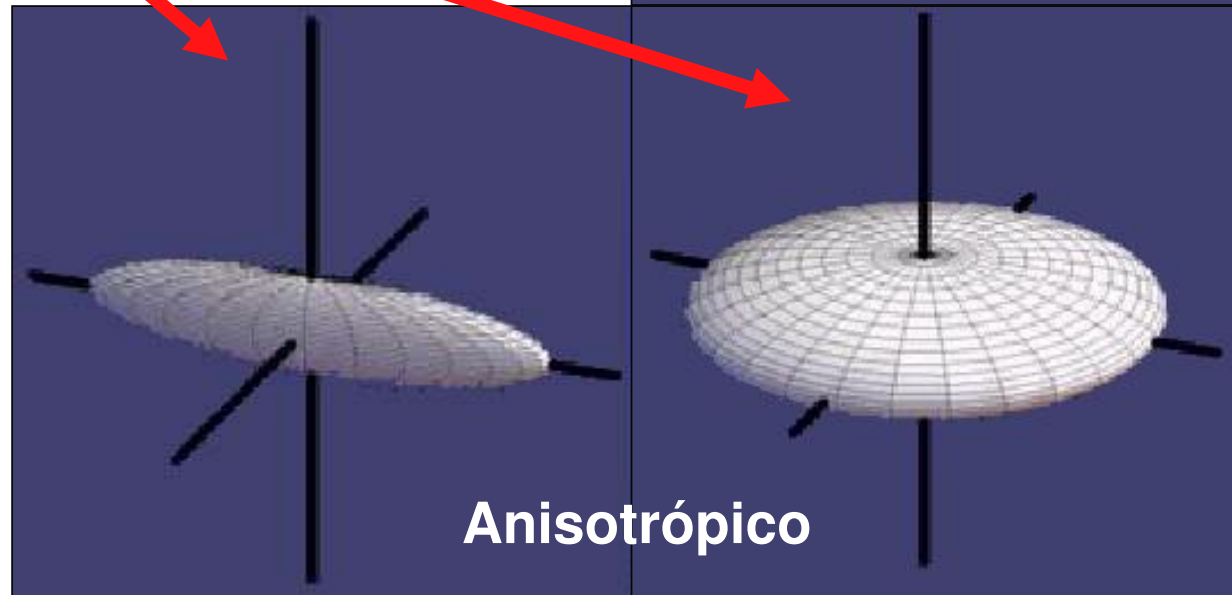
# Tensor de difusión





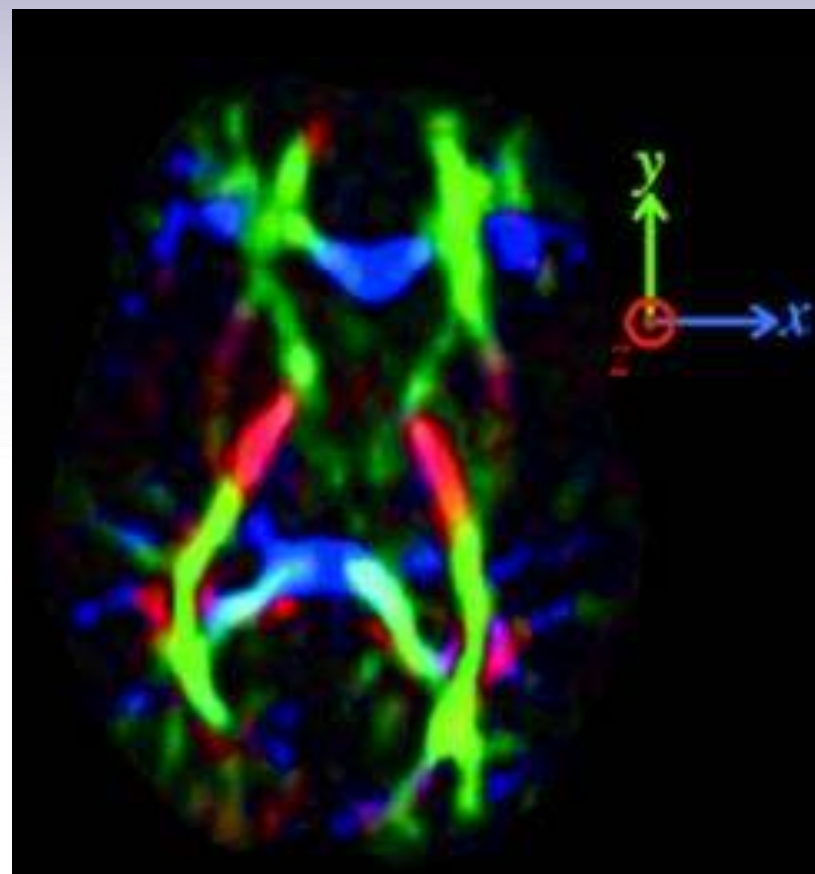
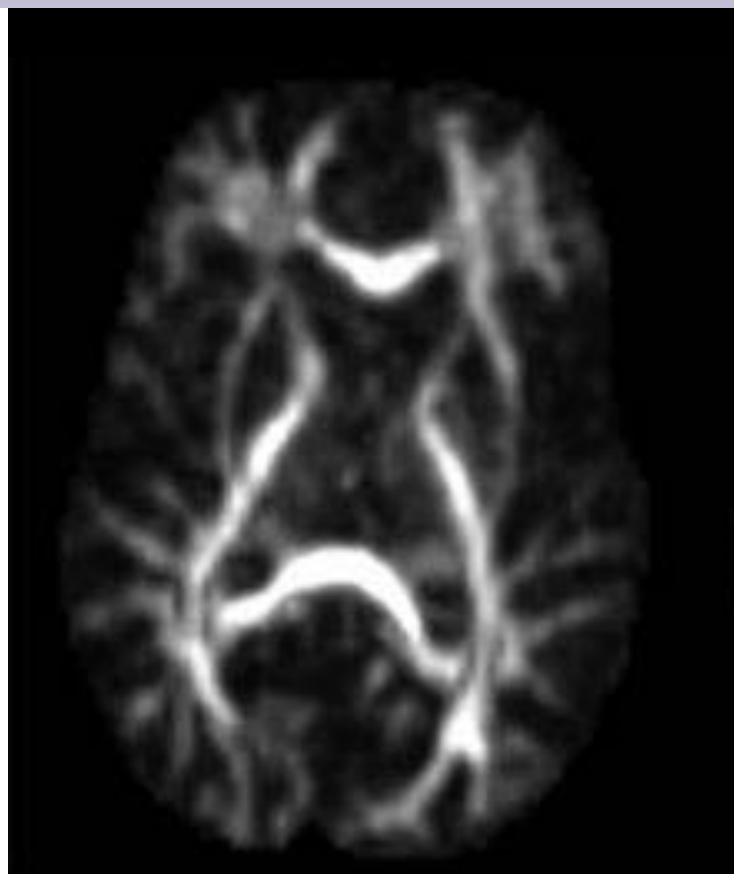
# Tensor de difusión

$$\tilde{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}$$





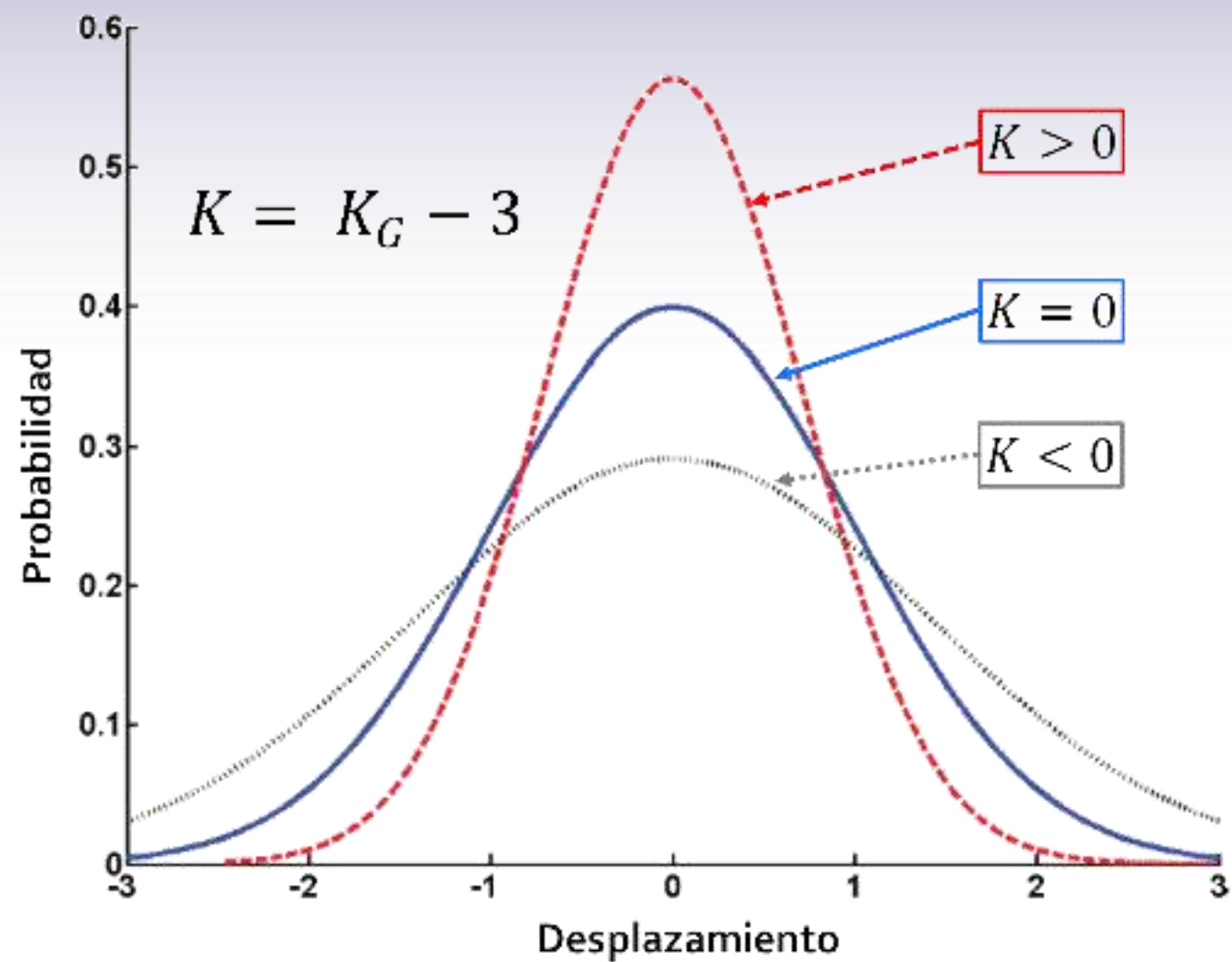
# Anisotropía fraccional



$$FA = \sqrt{\frac{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2 + (\lambda_1 - \lambda_3)^2}{2(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}}$$

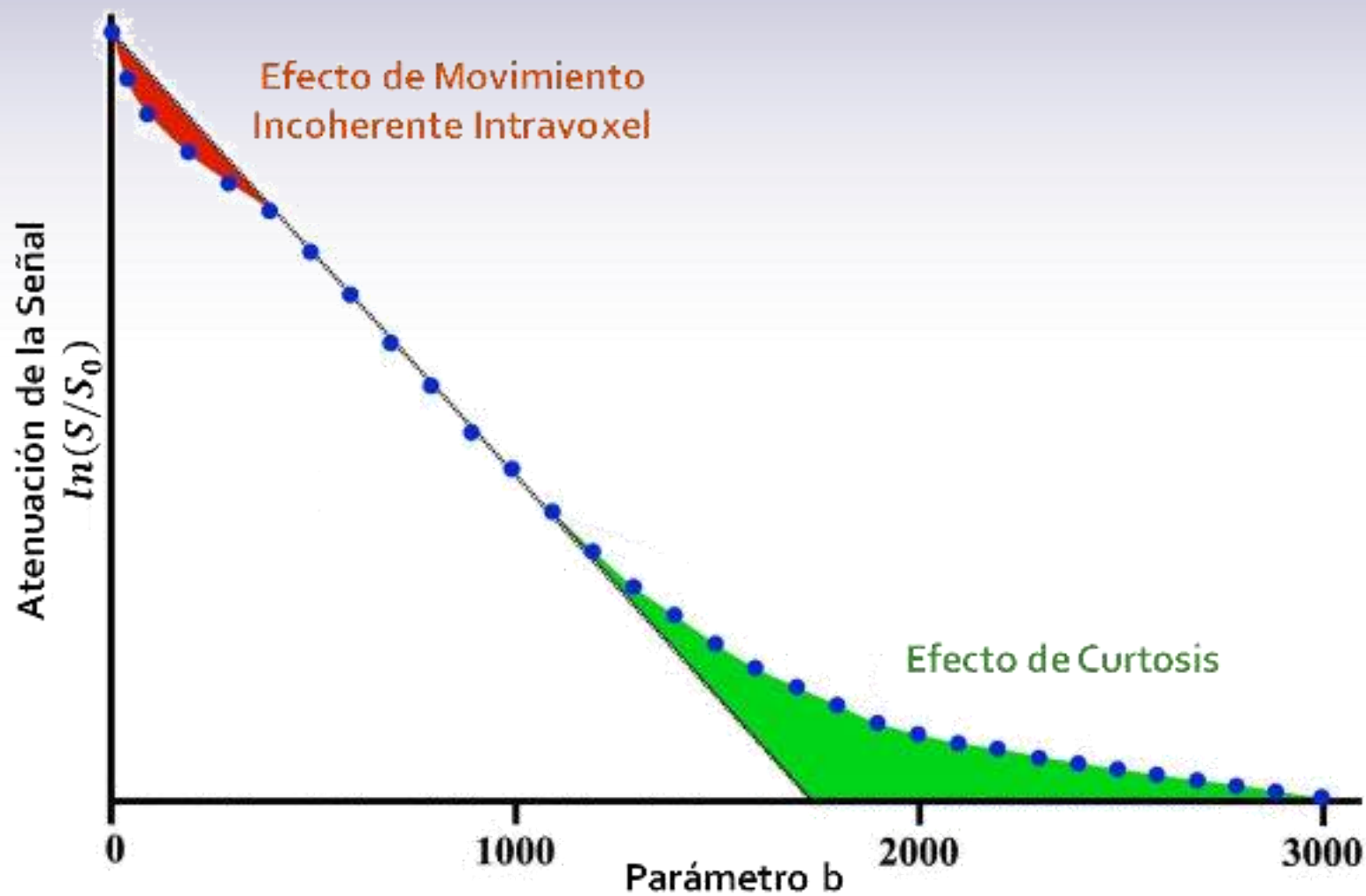


# Curtosis



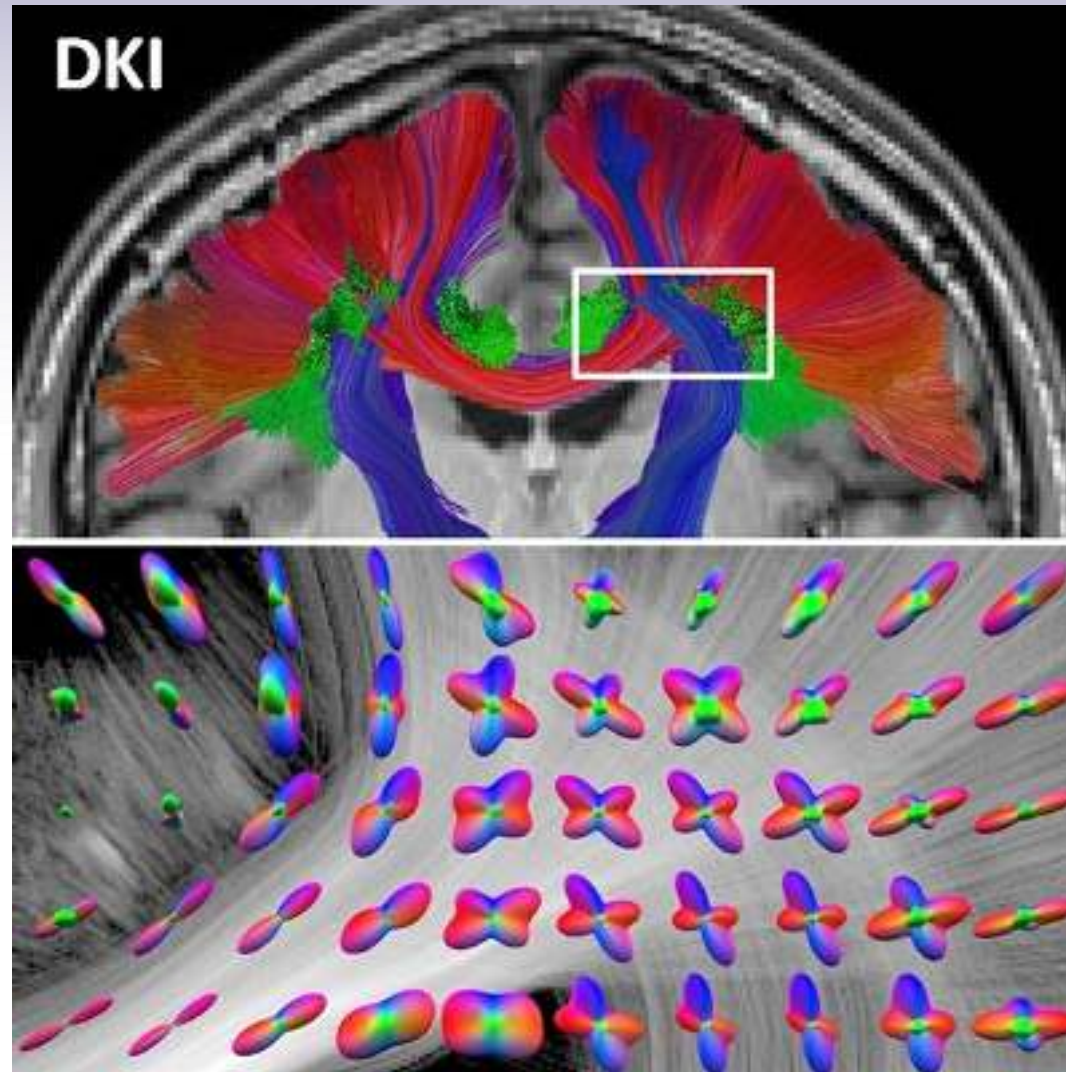
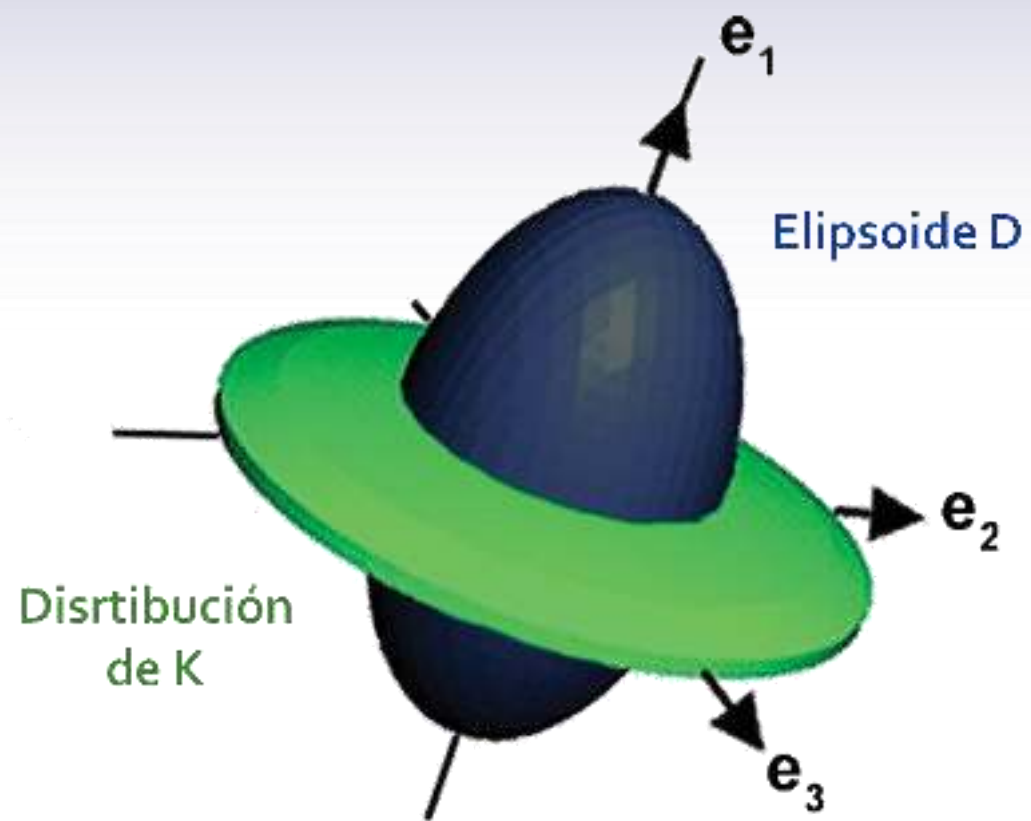


# Curtosis





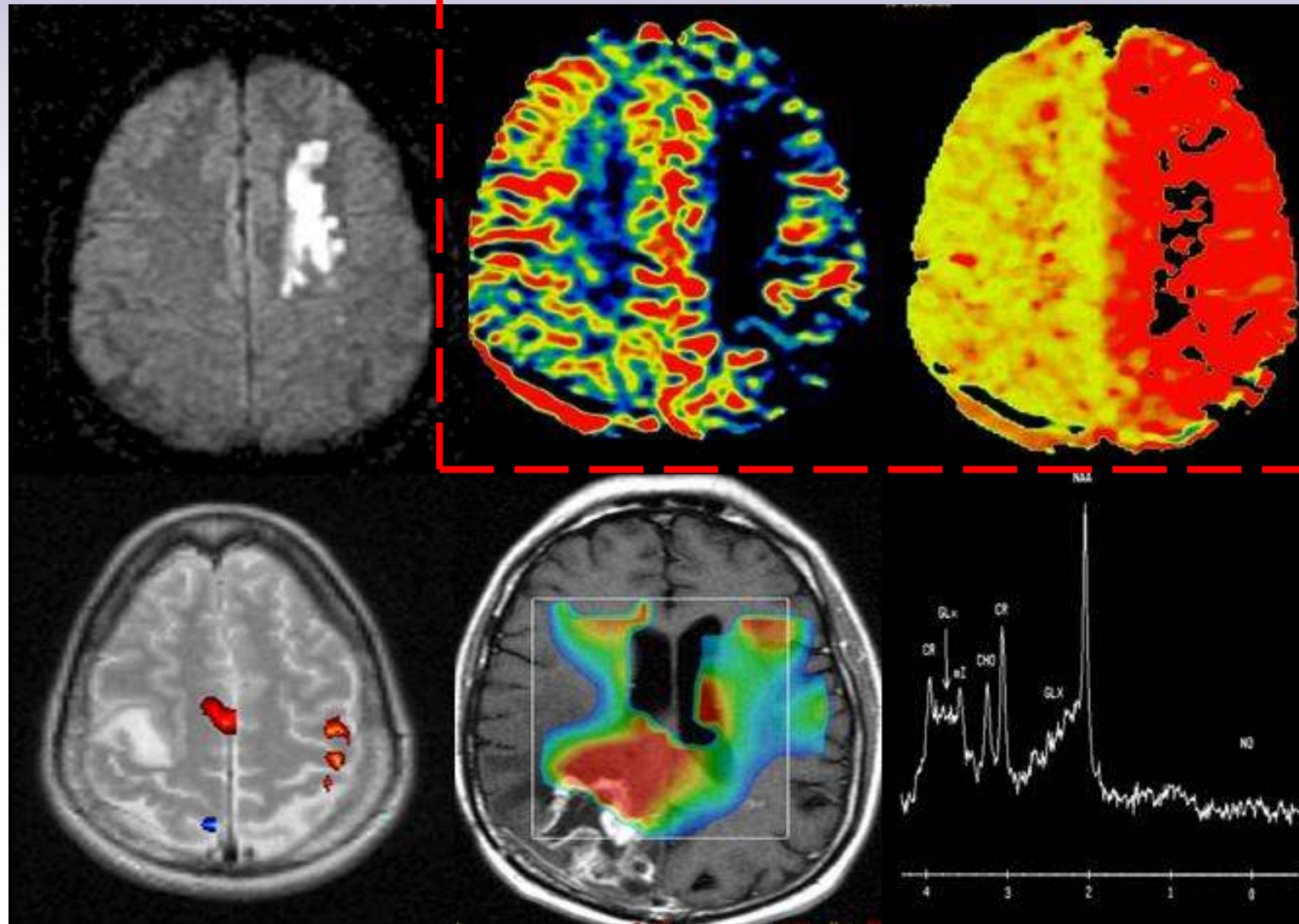
# Curtosis



# Información funcional



# Información Funcional

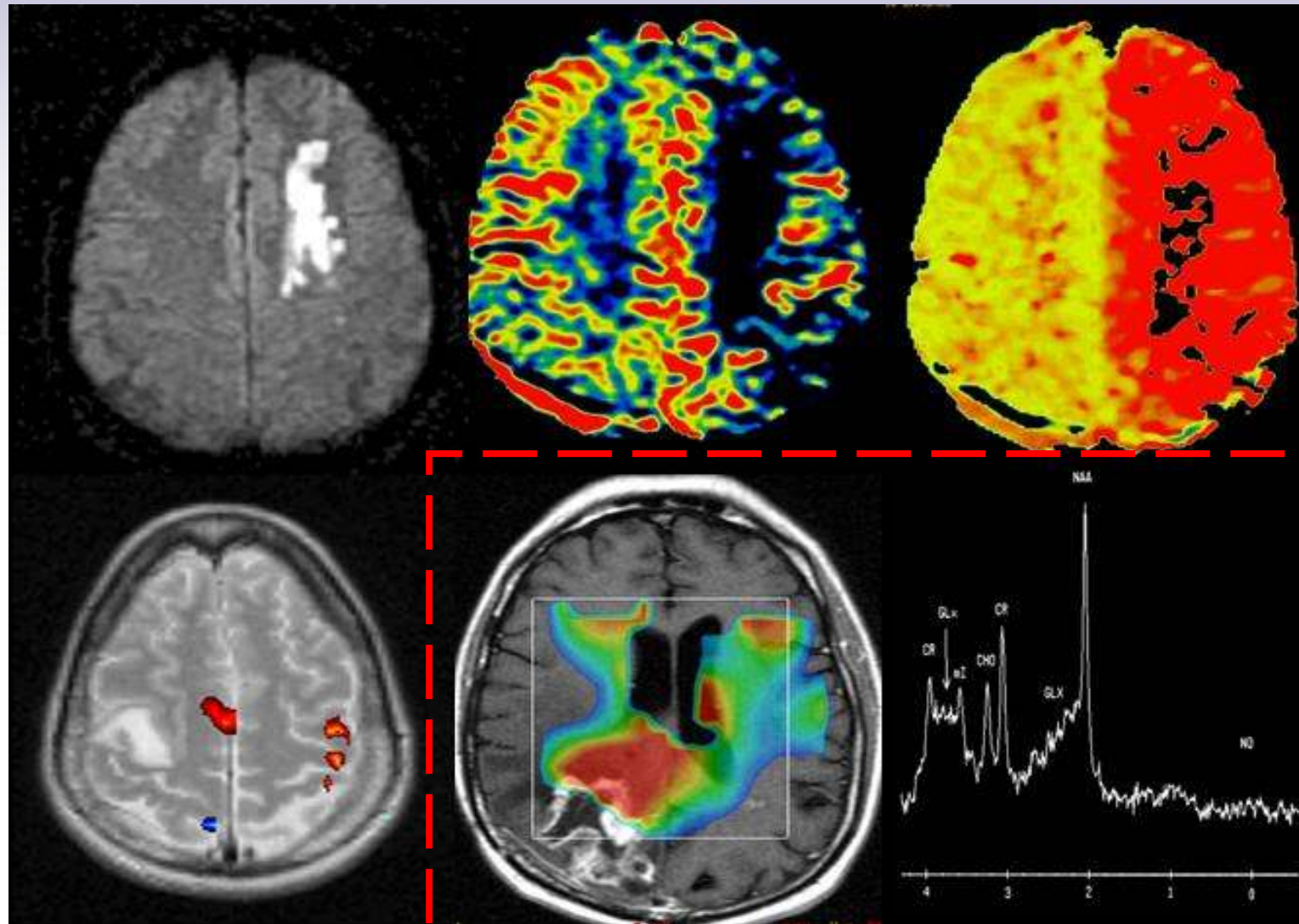


Perfusión





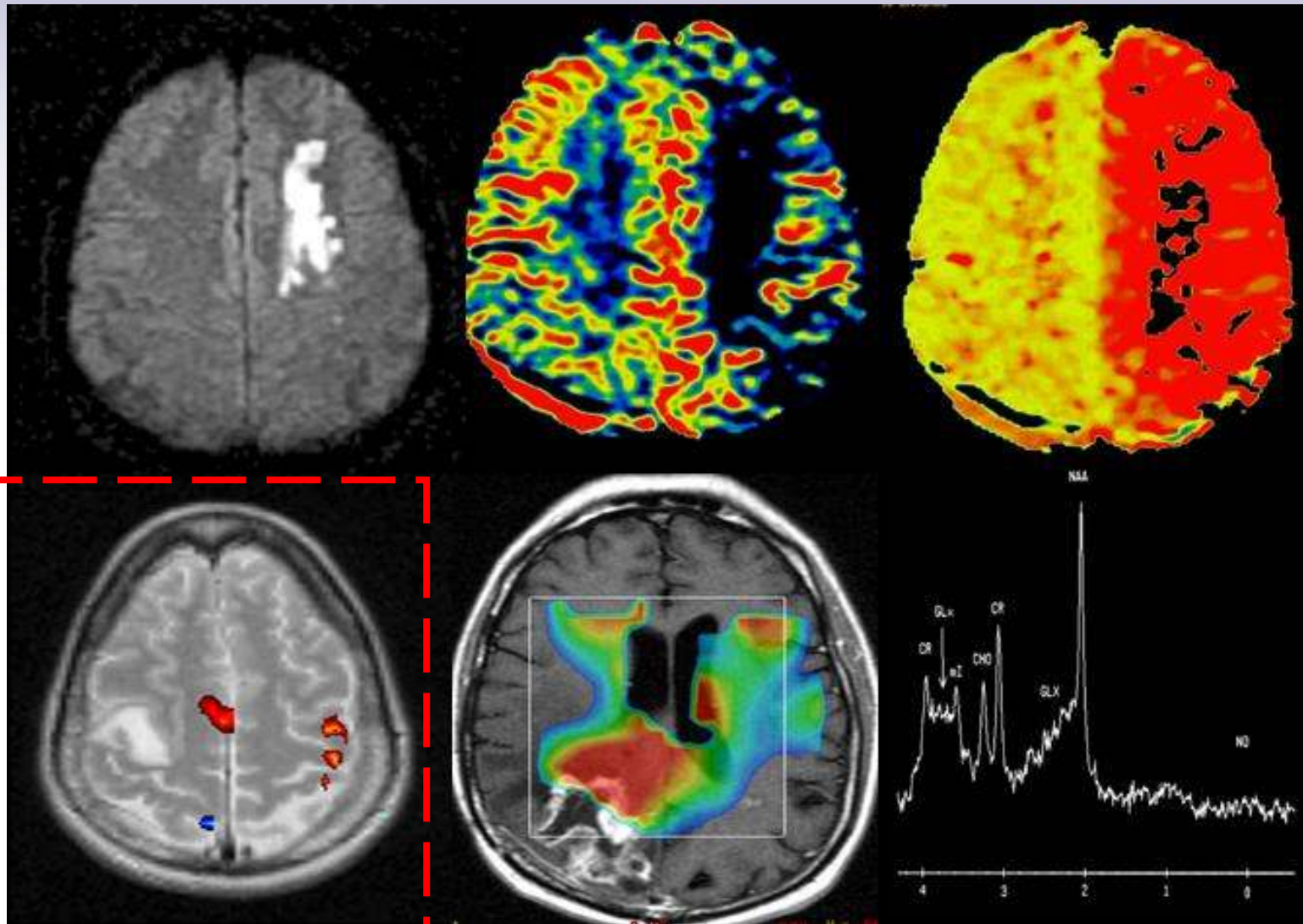
# Información Funcional



Espectroscopía  
in vivo



# Información Funcional



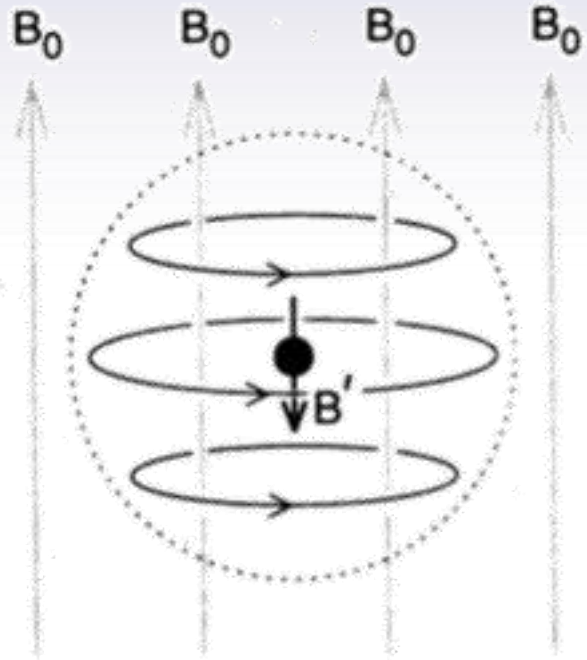
fMRI

# Espectroscopía in vivo

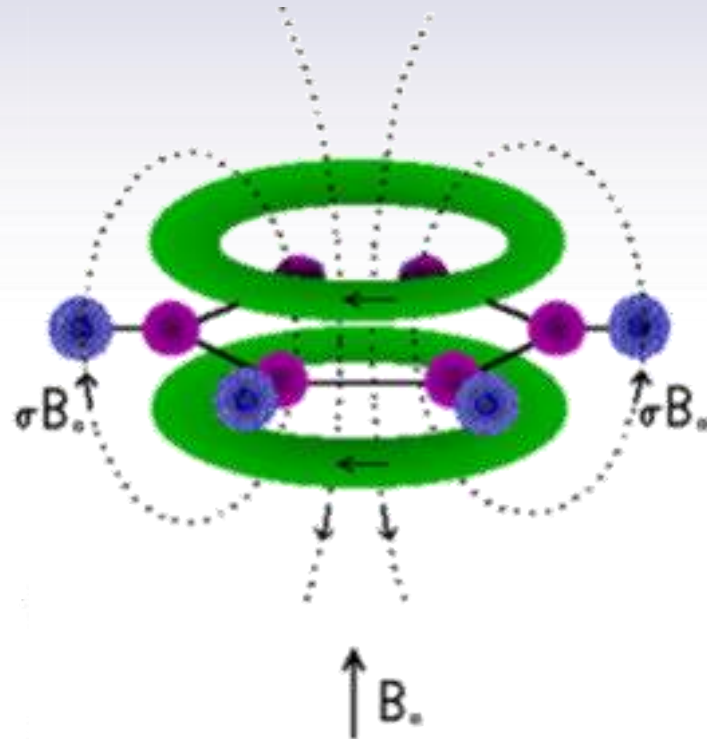




# Espectroscopia



$\sigma_d$



$\sigma_p$

$$\sigma = \sigma_d + \sigma_p$$

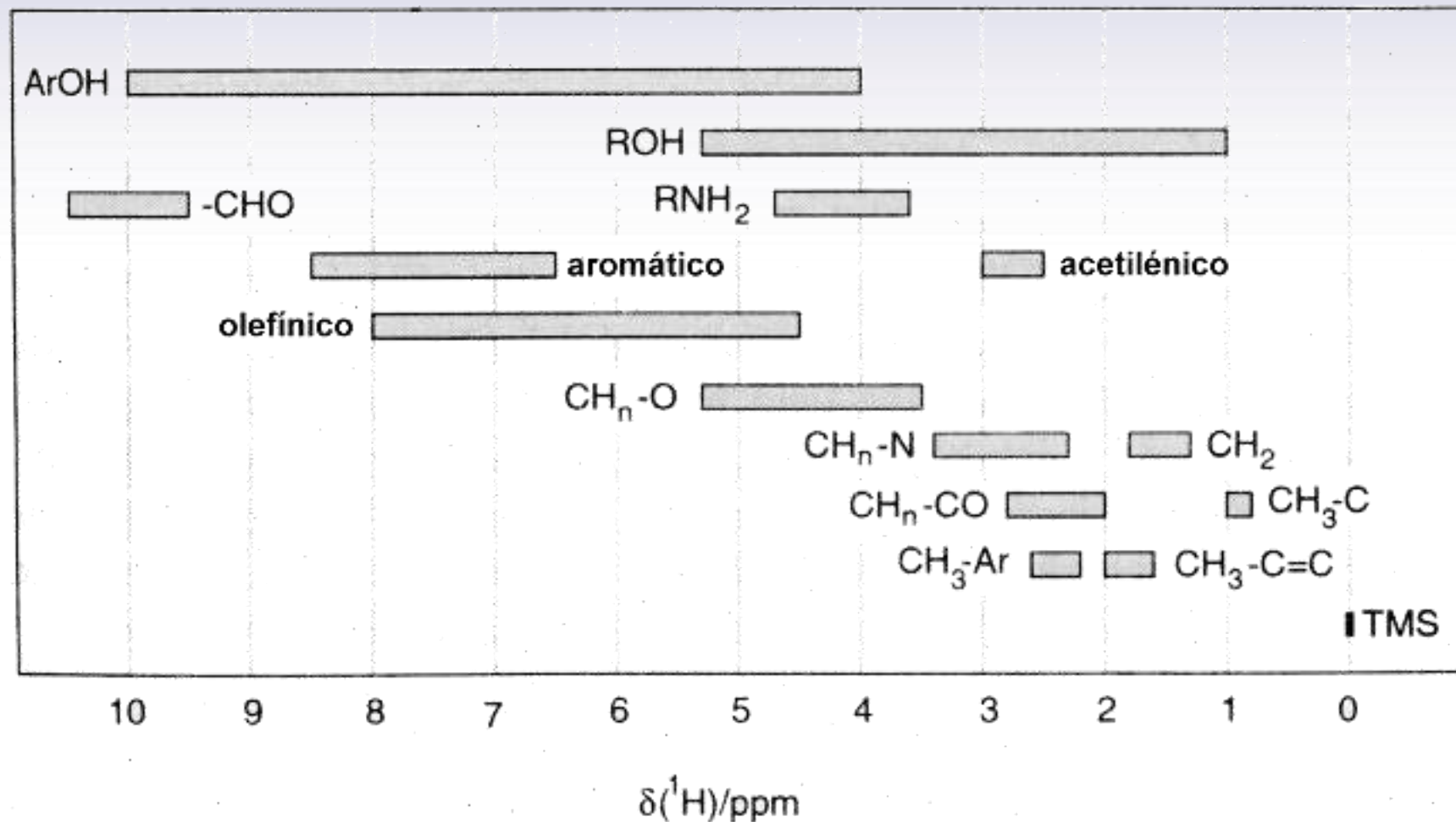
$$\nu = \frac{\gamma B}{2\pi}$$

$$B = B_0(1 - \sigma)$$

$$\delta = 10^6 \frac{(\nu - \nu_{ref})}{\nu_{ref}}$$



# Espectroscopia

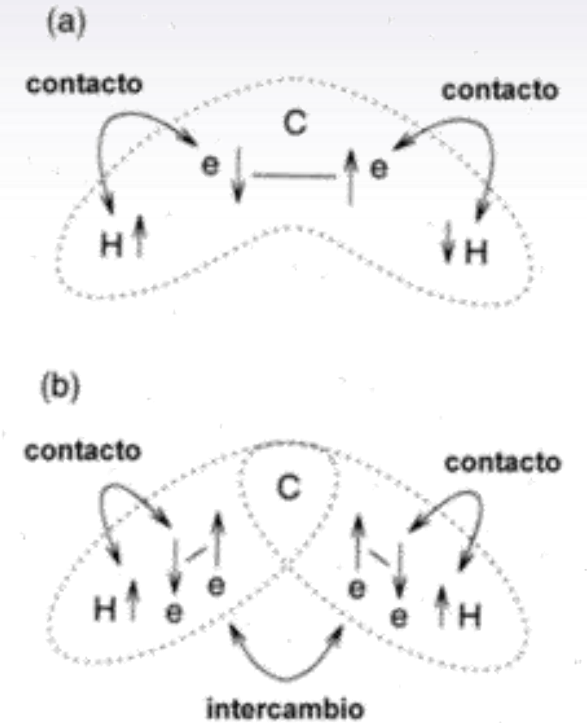
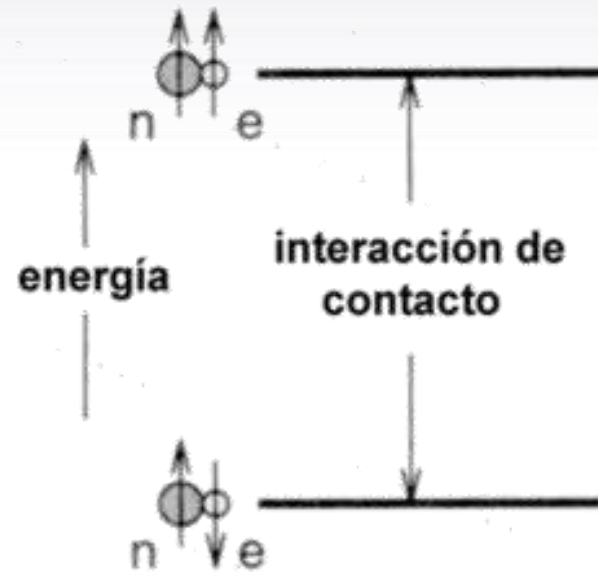




# Espectroscopia

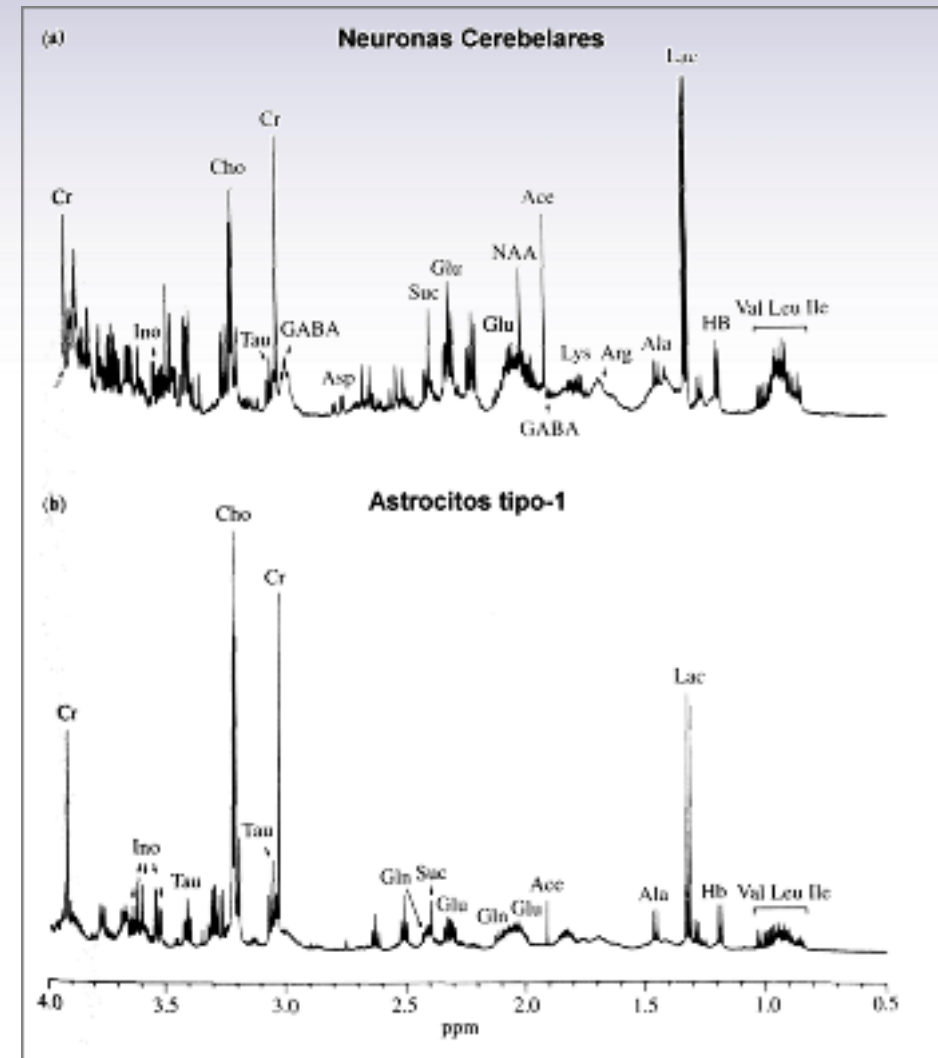
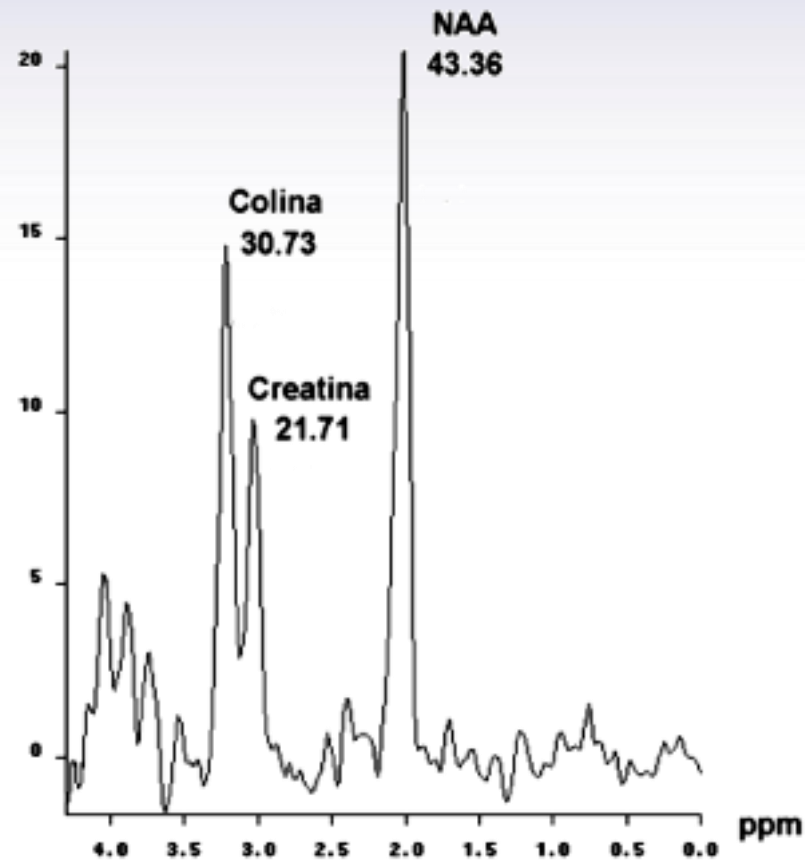
$$E = hJ_{AX}m_Am_X$$

$$\nu_A = \frac{\gamma_A B_0 (1 - \sigma_A)}{2\pi} - \sum_{X \neq A} J_{AX} m_X$$



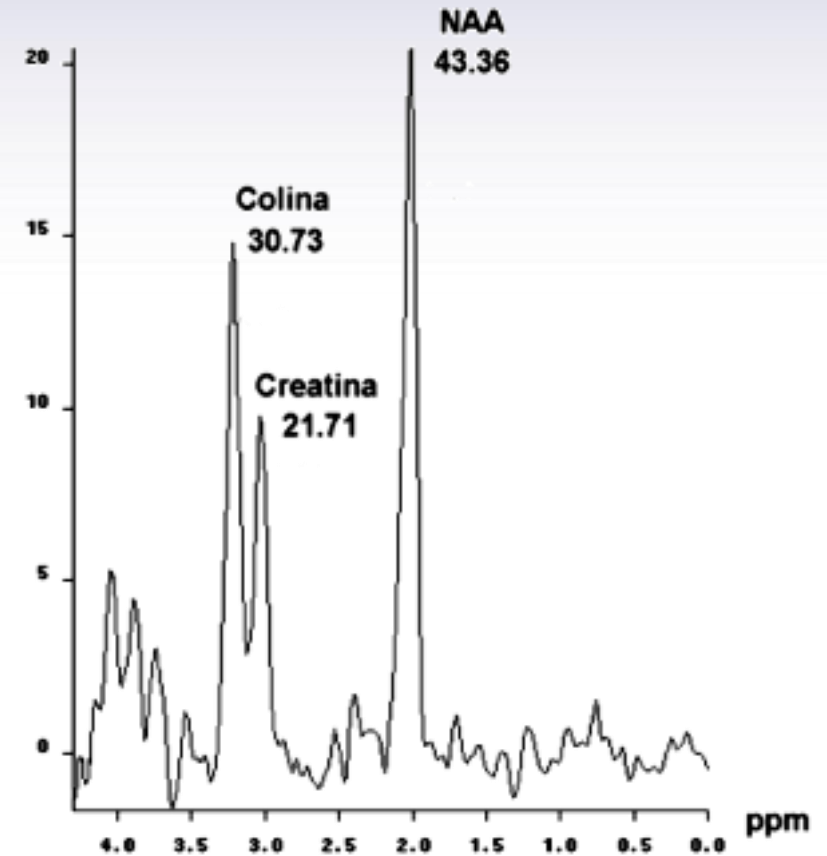
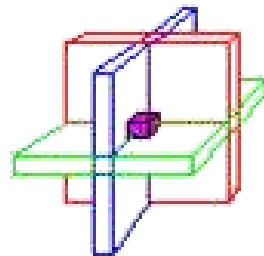
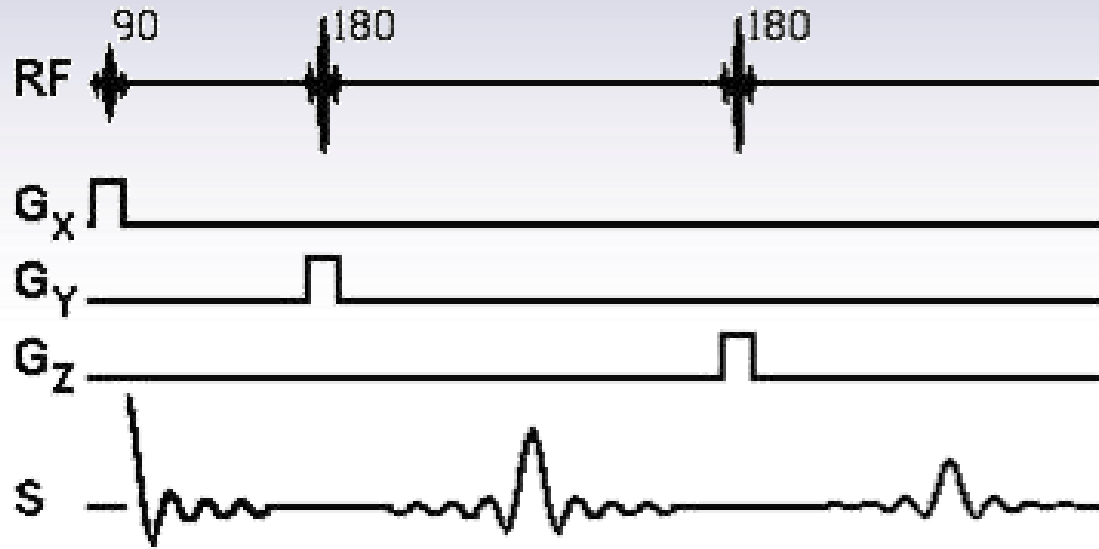


# Espectroscopia





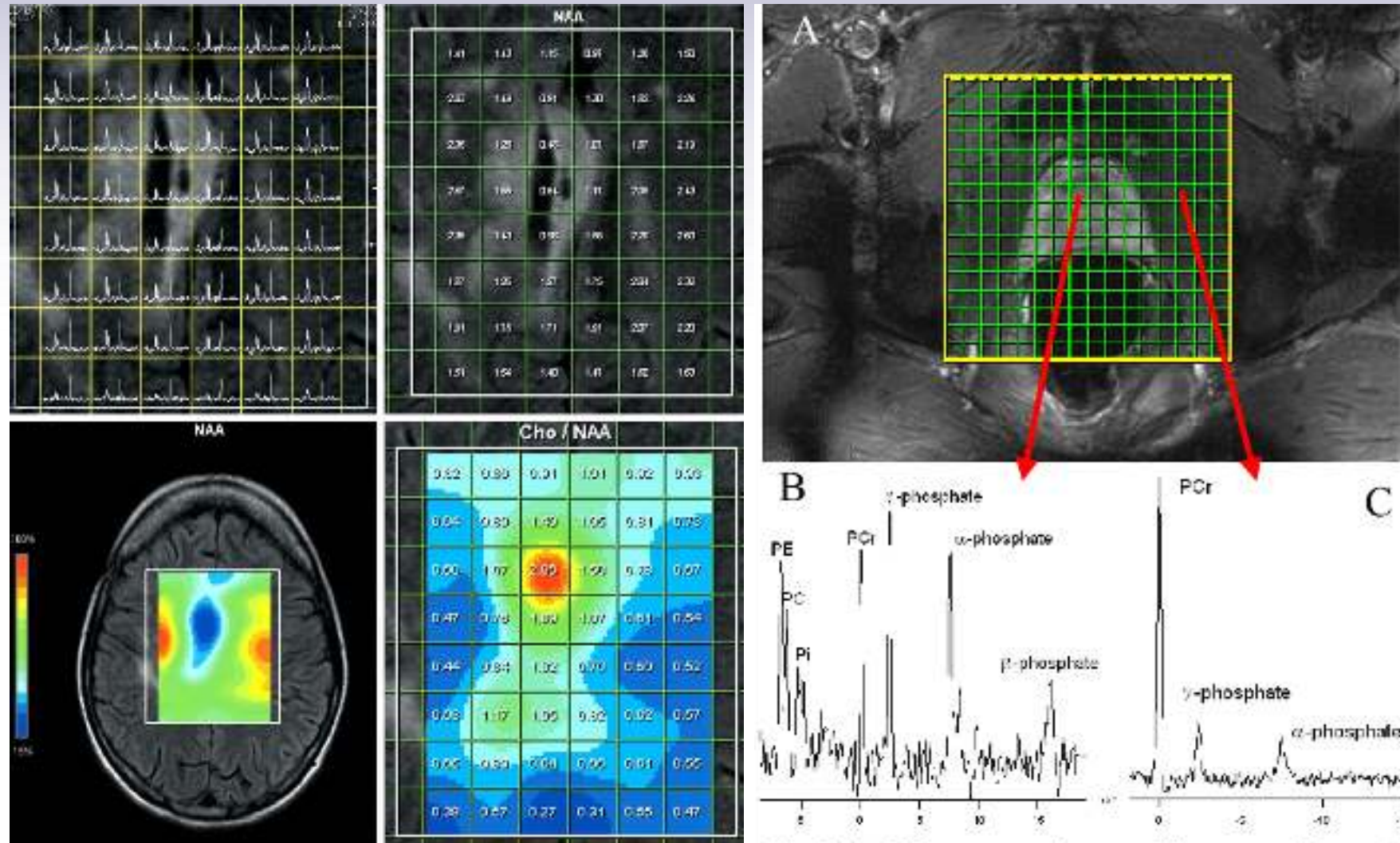
# Espectroscopía in vivo. Localización







# Espectroscopía in vivo. Localización

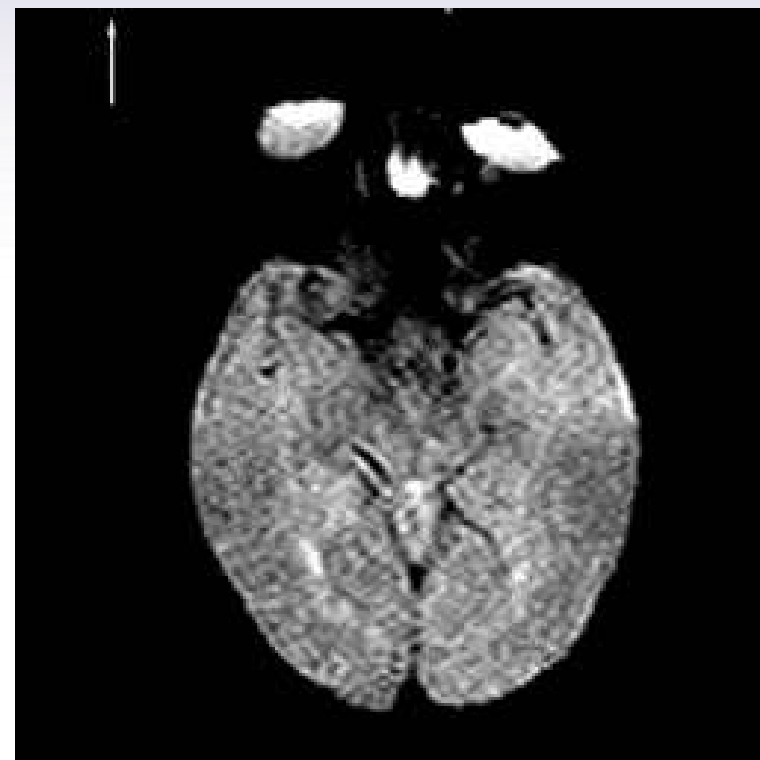
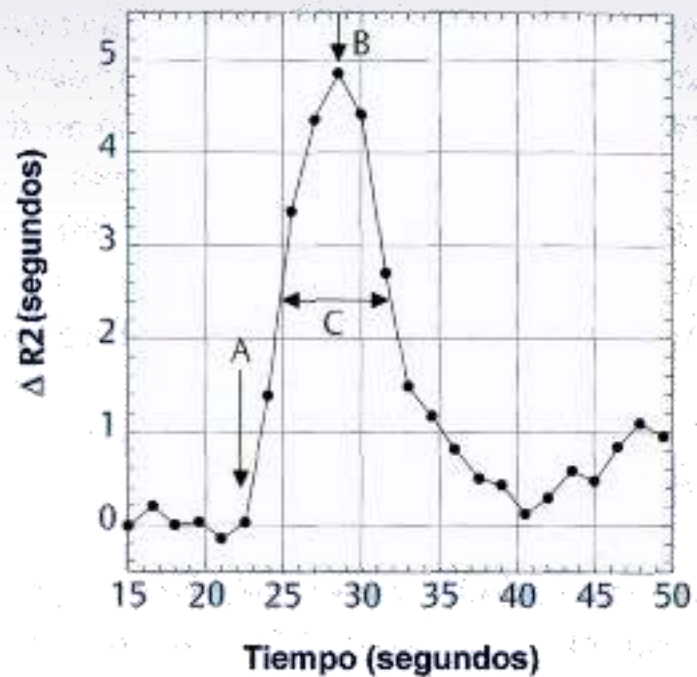
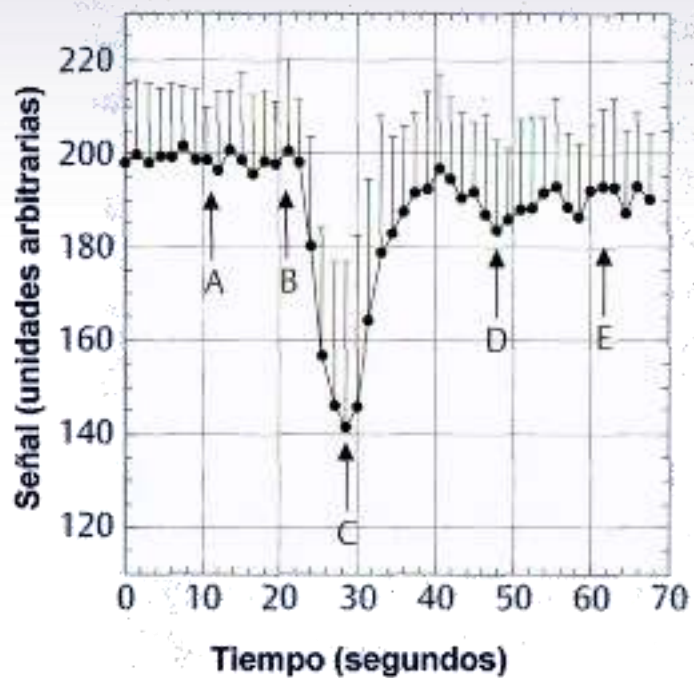


# Perfusión



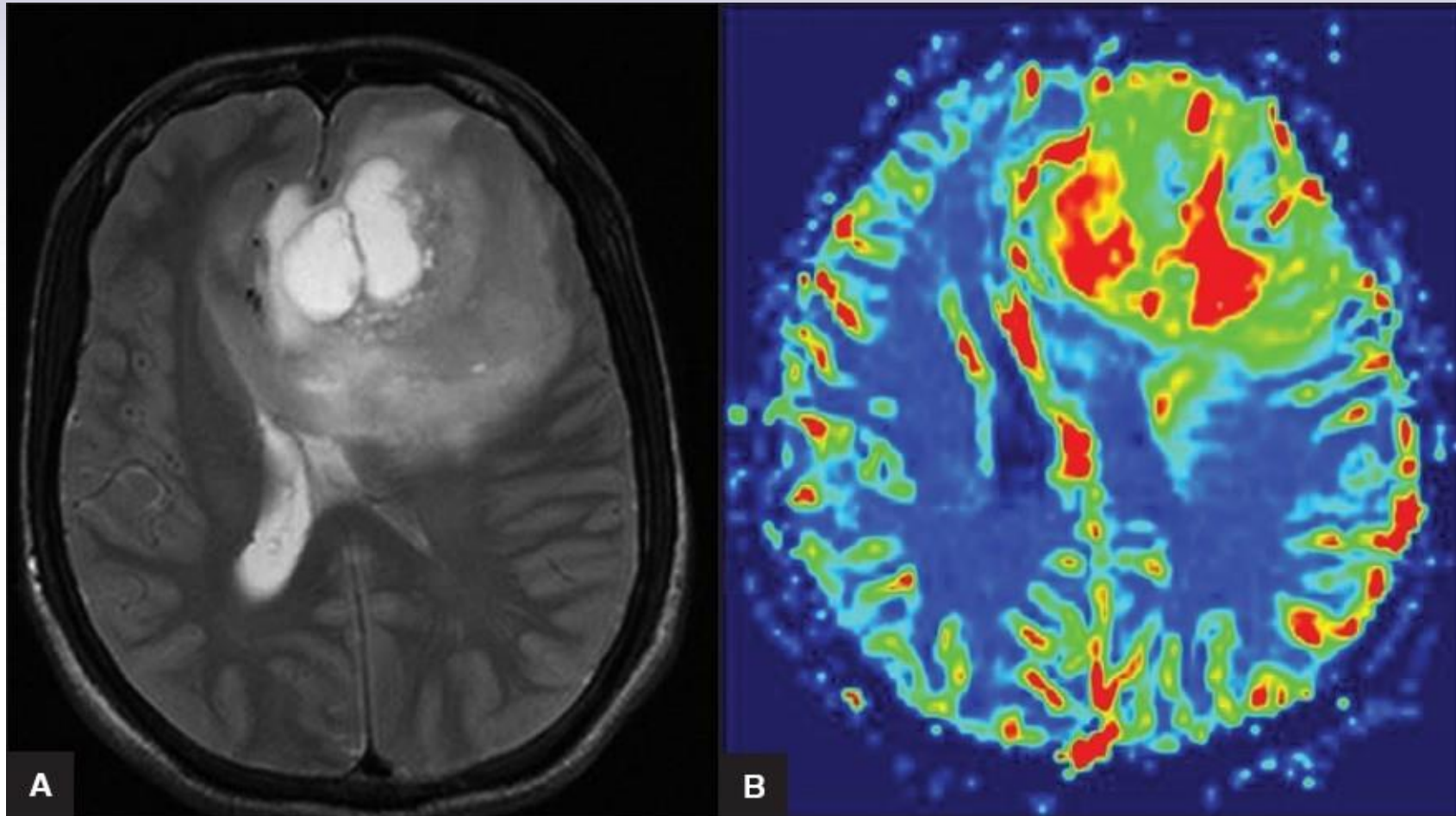


# Perfusión



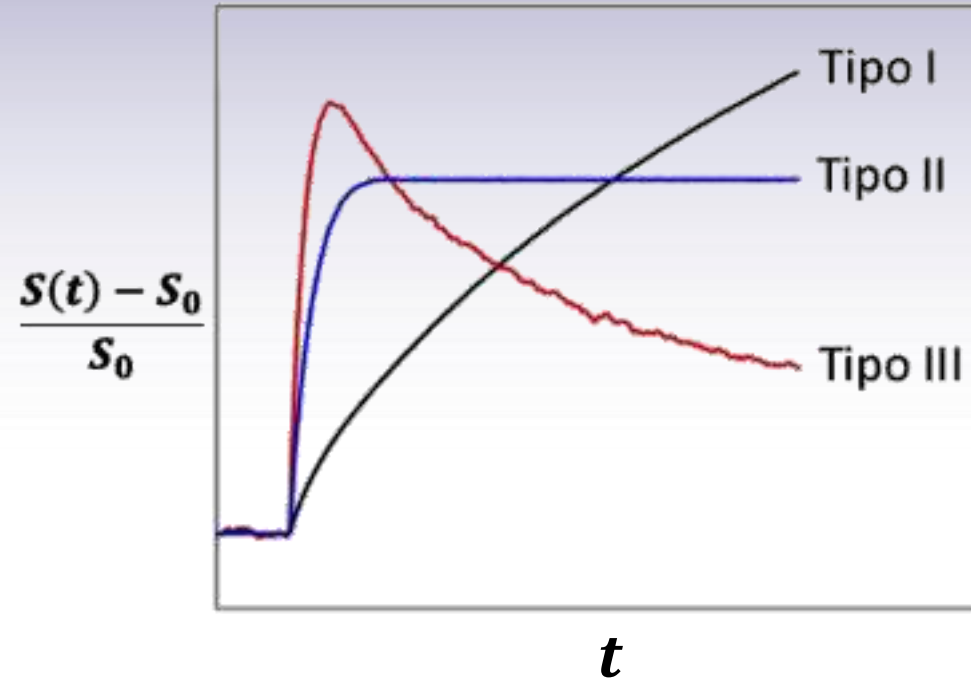
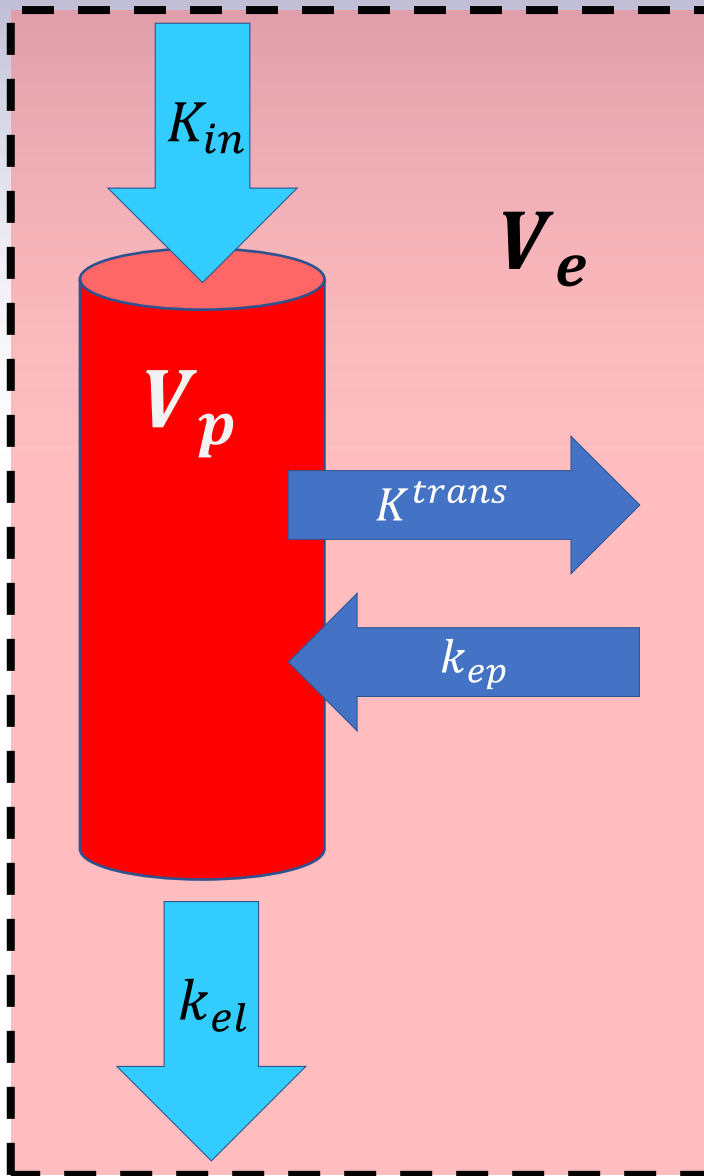


# Perfusión





# Contraste Dinámico. DCE-MRI



$$\frac{S(t) - S_0}{S_0} = A \{ v [ \exp(k_{el} t') - 1 ] \exp(-k_{el} t) - u [ \exp(k_{ep} t') - 1 ] \exp(-k_{ep} t) \}$$

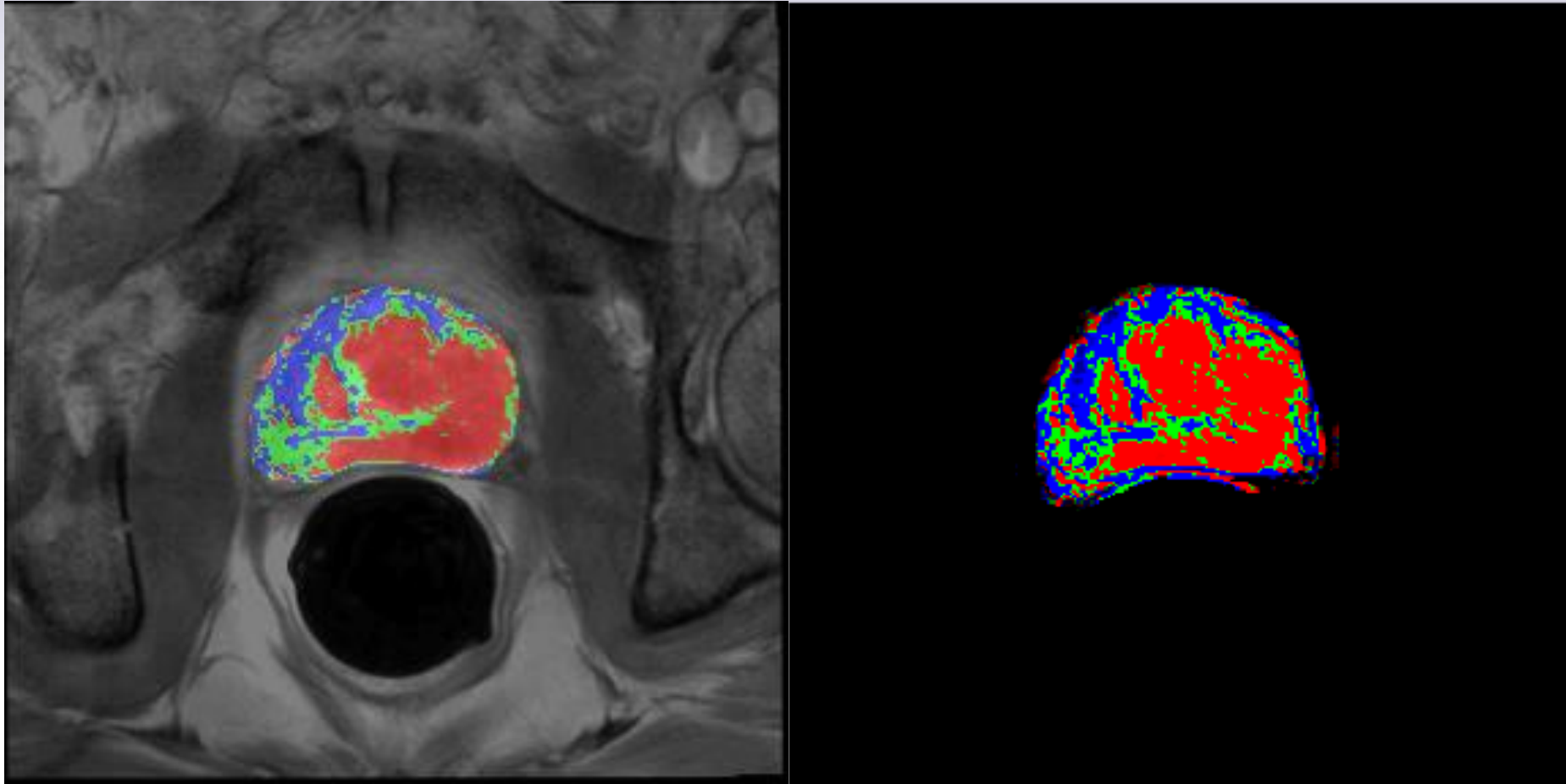
$$u = [k_{ep}(k_{ep} - k_{el})]^{-1}$$

$$v = [k_{el}(k_{ep} - k_{el})]^{-1}$$

Durante el tiempo de infusión  $0 \leq t \leq \tau$ ,  $t' = t$ , y después  $t' = \tau$



# Contraste Dinámico. DCE-MRI



# Imágenes funcionales cerebrales. fMRI





# Efecto BOLD (Blood Oxygenation Level Dependence)

- Los cambios metabólicos producen cambios en el nivel de  $sO_2$  en sangre lo que hace aumentar el flujo sanguíneo hacia la zona excitada
- No toda la sangre arterial se convierte en venosa aumentando el nivel de susceptibilidad magnética de la misma.
- Las modificaciones de los gradientes de campo magnético conducen a modificaciones de los tiempos de relajación  $T_2$  y  $T_2^*$ .
- Las modificaciones en  $T_2$  y  $T_2^*$  conducen a cambios en la intensidad de la imagen.

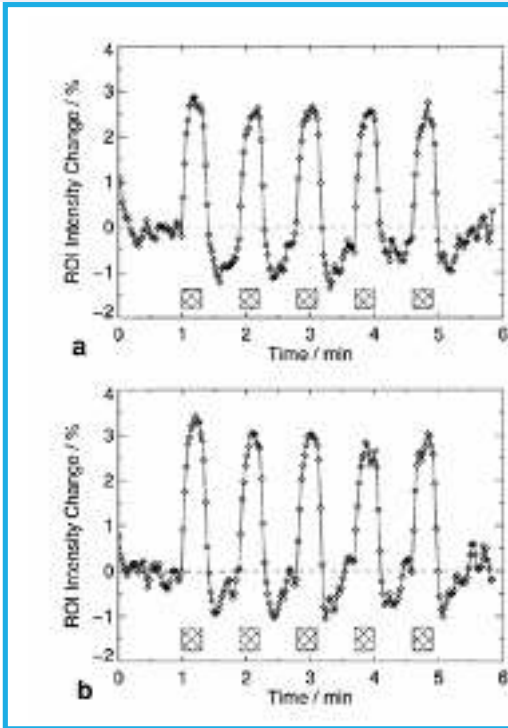






# Efecto BOLD (Blood Oxigenation Level Dependence)

v



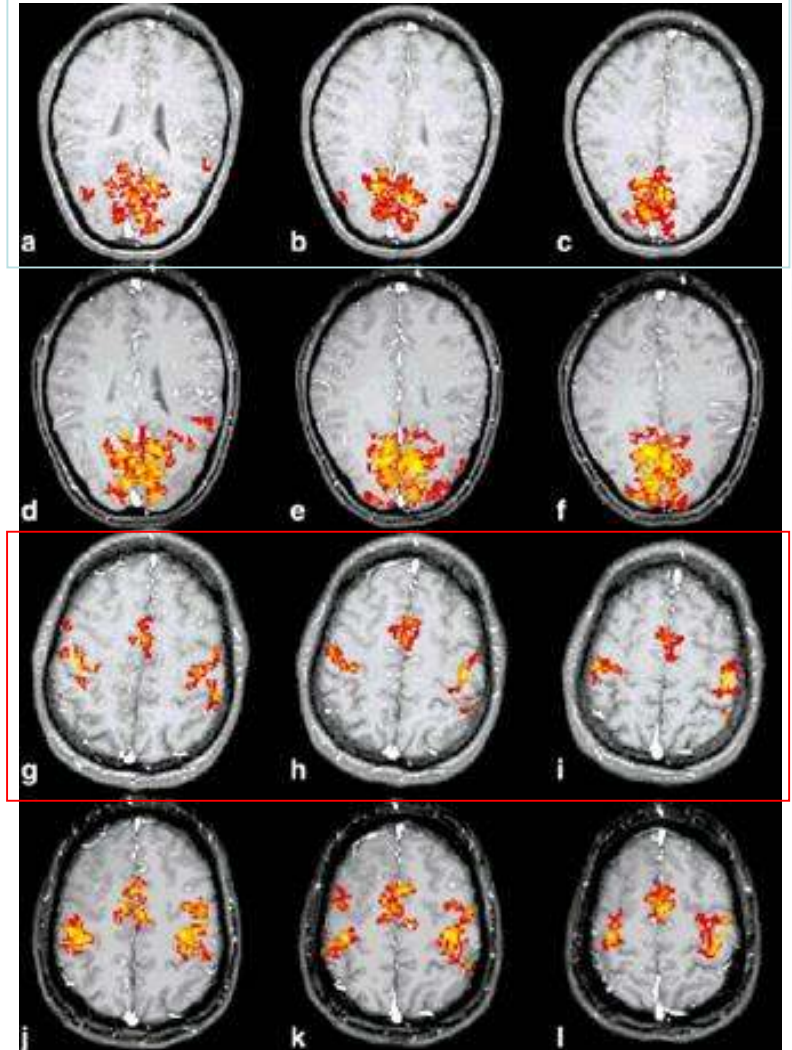
m

1.5 T

3.0 T

v

m





<http://laconga.redclara.net>



[contacto@laconga.redclara.net](mailto:contacto@laconga.redclara.net)



lacongaphysics



Latin American alliance for  
Capacity building in Advanced physics

LA-CoNGA physics



Cofinanciado por el  
programa Erasmus+  
de la Unión Europea

El apoyo de la Comisión Europea para la producción de esta publicación no constituye una aprobación del contenido, el cual refleja únicamente las opiniones de los autores, y la Comisión no se hace responsable del uso que pueda hacerse de la información contenida en la misma.