

# LAS GRANDES INCOMPRENDIDAS DE LA PRÁCTICA DIARIA: SECUENCIAS DE DIFUSIÓN EN RNM.



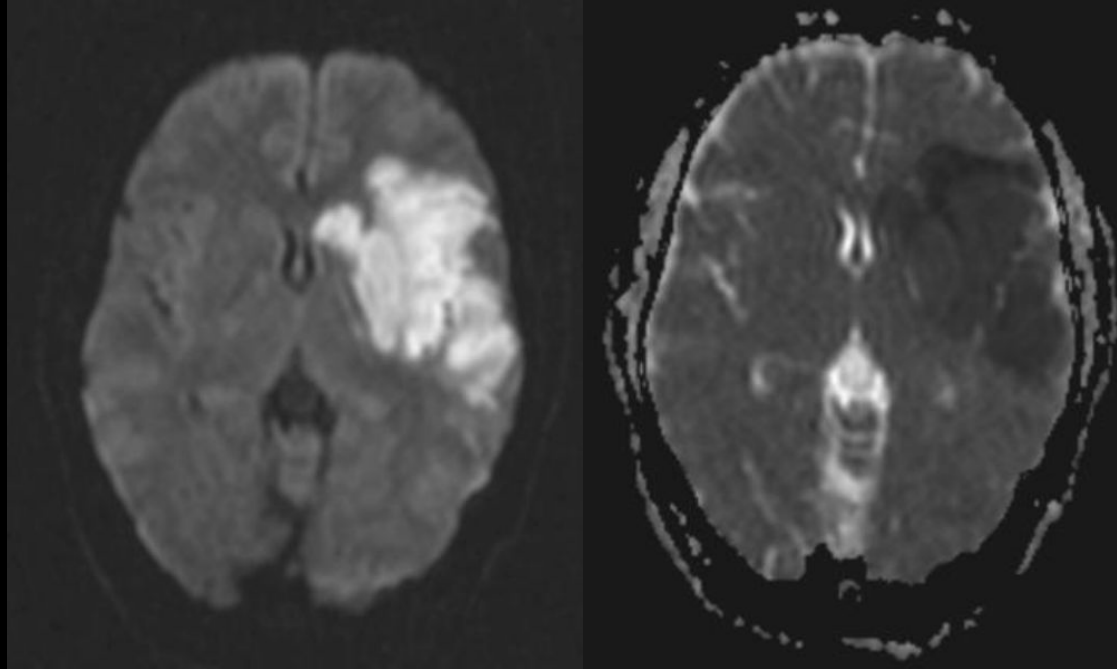
ORTEGA, FEDERICO; MENDOZA, LUCIANA; BERTONA, CARLOS; GARCIA CORREA CRISTIAN; CORDERO NATALIA.

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés.

Clínica Privada Vélez Sarsfield.  
Córdoba, Argentina.

[ortega.federico.e@gmail.com](mailto:ortega.federico.e@gmail.com)

De todos los días...

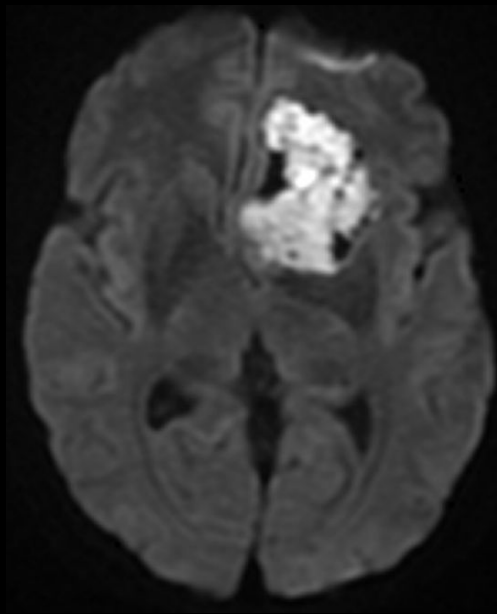


DWI

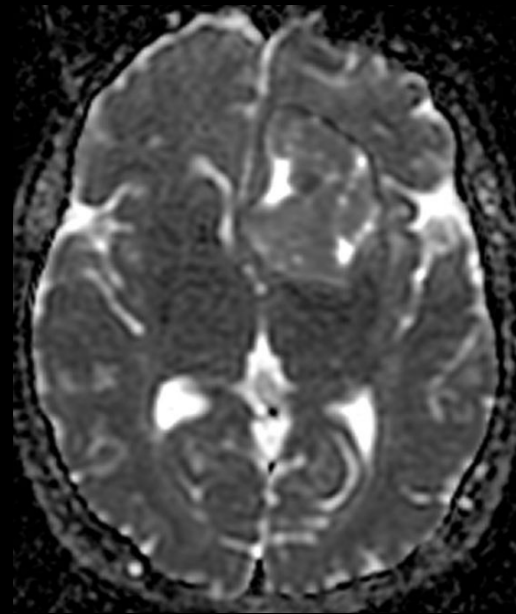
ADC

La lesión: ¿presenta restricción a la difusión?

**Pero a veces...**



DWI



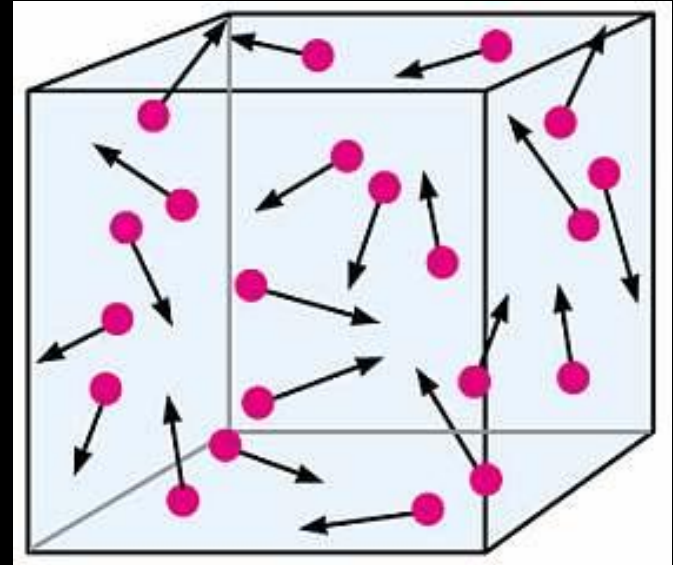
ADC

**La lesión: ¿presenta restricción a la difusión?**

# ¿QUE ES LA “DIFUSIÓN”?

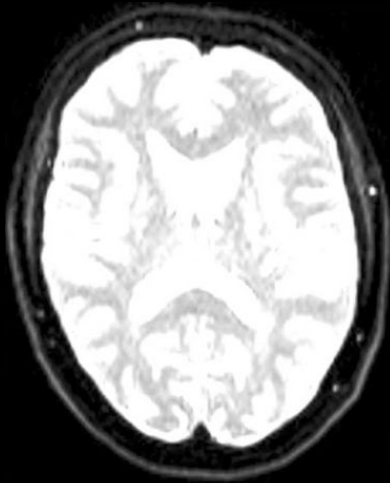
Las imágenes ponderadas en difusión (diffusion weighted-imaging, DWI) es una técnica de RNM que valora el desplazamiento aleatorio de las moléculas de agua en un vóxel de tejido.

Cada molécula de agua va a presentar mayor o menor facilidad para movilizarse en base a las circunstancias ambientales, en particular al compartimento en el que se encuentre y a los obstáculos físicos en su camino, ello incluye a las restantes moléculas de agua.

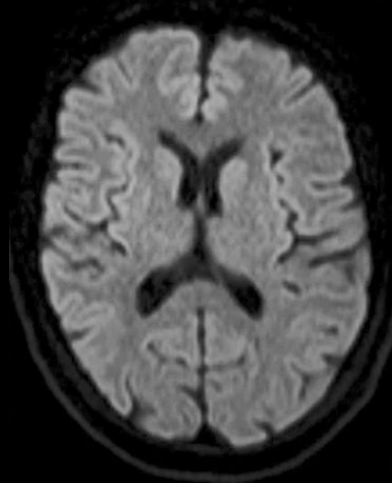


# ¿EN QUÉ CONSISTE LA TÉCNICA DWI?

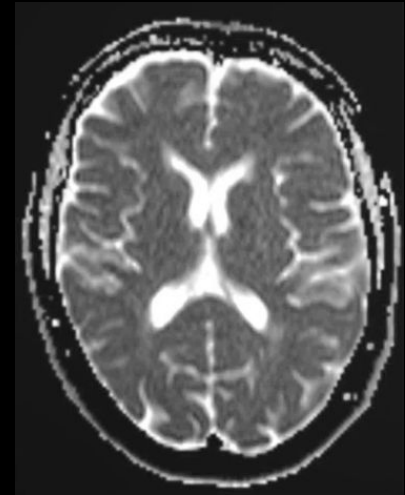
Esta técnica se utiliza en diversos tejidos corporales para caracterizar numerosas lesiones, sin embargo es utilizada de rutina en la evaluación del SNC. En los estudios nos vamos a encontrar con las siguientes imágenes (tener en cuenta que “DWI” también se le llama a la secuencia  $B=[1-1000]$ , lo cual es un factor de confusión):



T2 BASE (B=0)



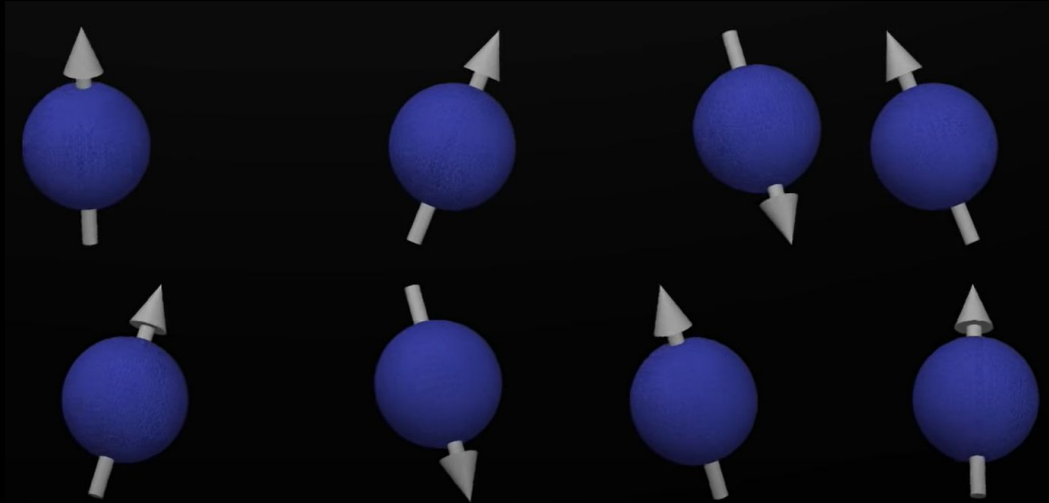
DWI (B=[1-1000])



ADC

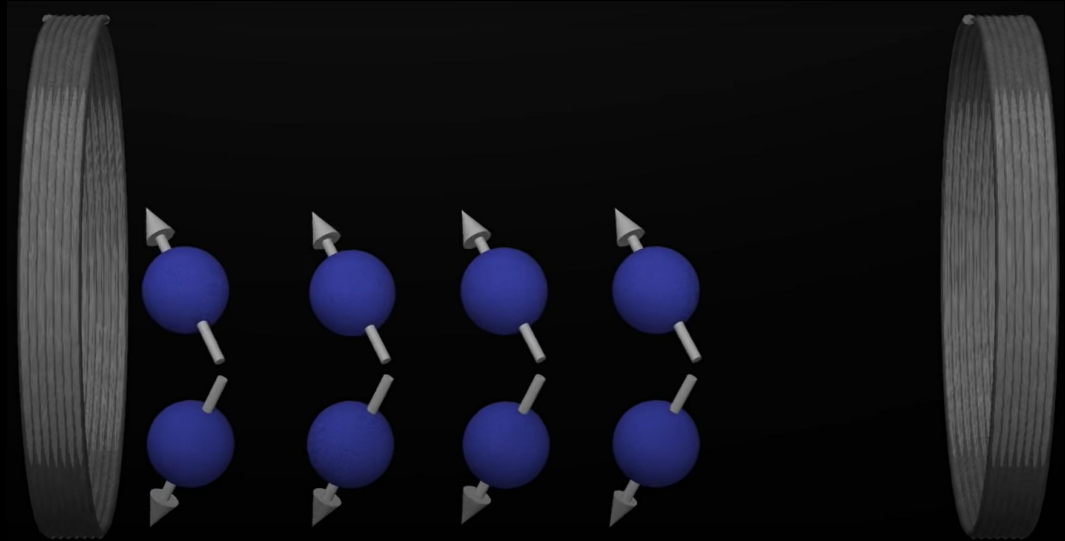
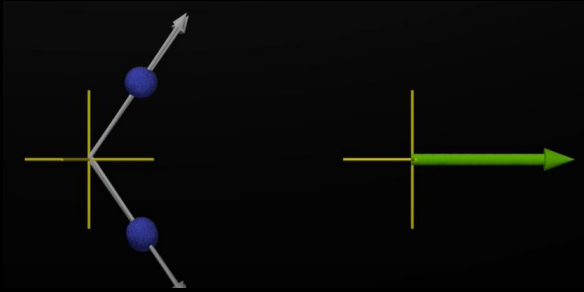
# ¿CÓMO SE OBTIENEN?

Inicialmente los protones del agua (hidrógenos) del tejido a estudiar se encuentran **fuera de fase**, es decir, sus spin no se encuentran sincronizados. Para realizar esta técnica es necesario **SINCRONIZARLOS**.

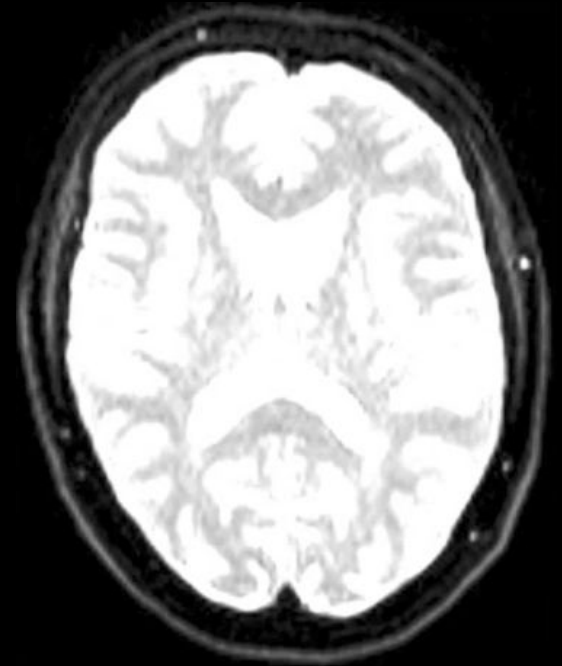
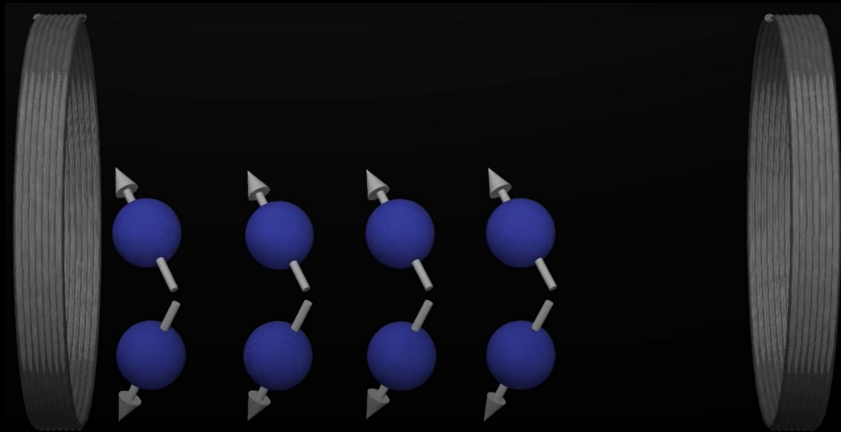


# SINCRONIZACIÓN

Inicialmente se aplica un pulso de radiofrecuencia, obteniéndose una secuencia eco-planar ponderada en T2 (magnetización transversal, tiempo de eco largo). Con ello logramos que todos los protones del agua del vóxel a estudiar tengan **la misma frecuencia y los spin sincronizados, es decir, se encuentren EN FASE.**



Si “escuchamos la señal” en este momento inicial, tendremos todos los protones en fase y obtendremos una imagen ponderada en T2 pura, el llamado “T2 base” o “B=0”, una de las tres imágenes que encontraremos en el estudio. Pero... ¿qué es “B”?

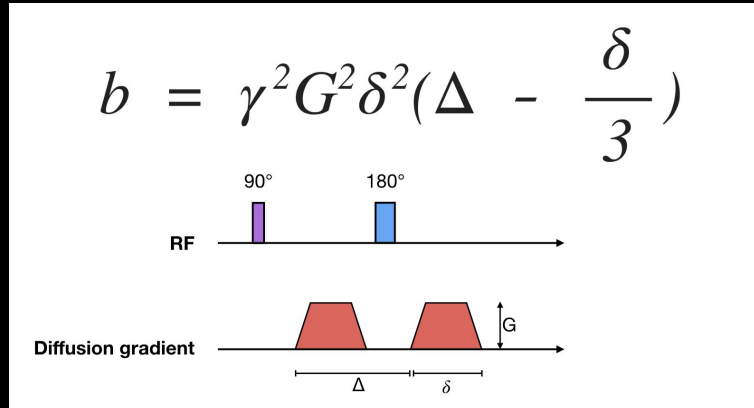


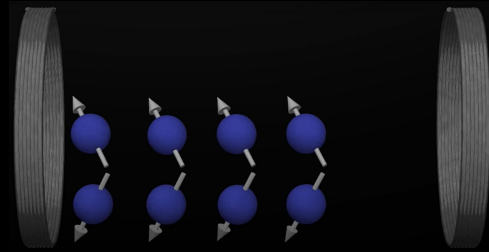
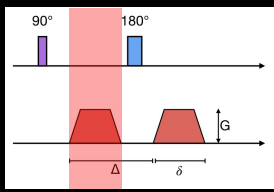
T2 BASE (B=0)



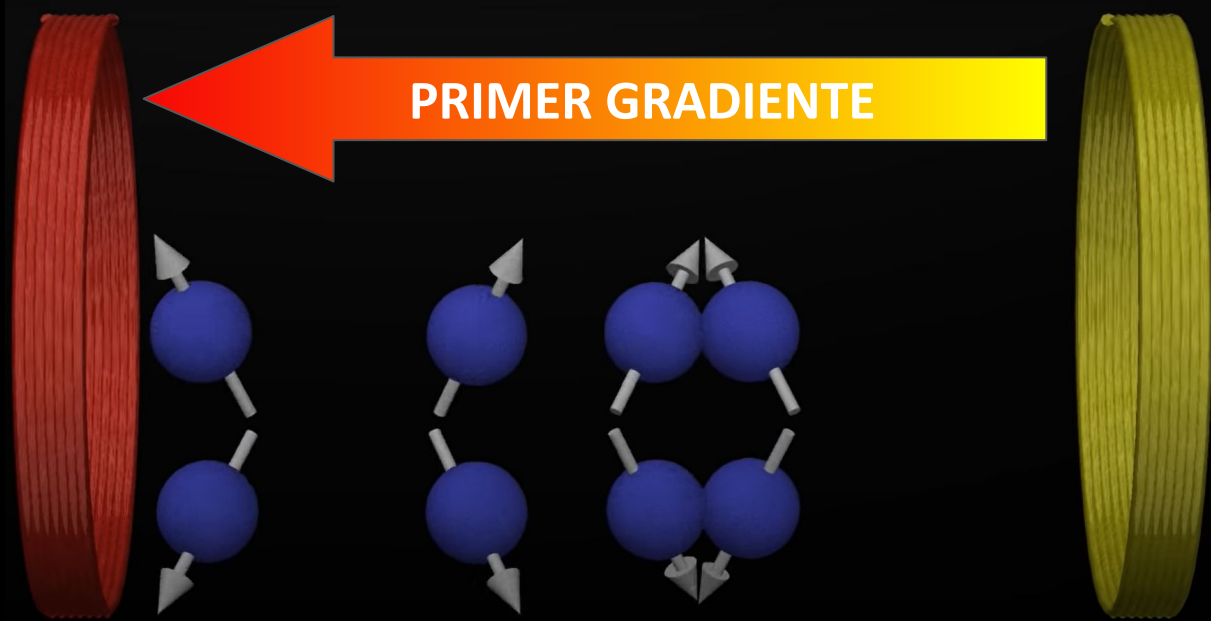
# VALOR DE “B”

Para obtener las características de la difusividad del agua en el tejido vamos a tener que realizar **una segunda secuencia ponderada en T2**, pero en este caso durante su duración vamos a aplicar **dos potentes gradientes electromagnéticos**. Las características de esos gradientes (la magnitud y la duración) y la duración de la pausa entre ambos está definido por el **valor de “B”**. Si bien ese valor es manipulable, en la práctica diaria (y para simplificar vamos a usarlo en esta presentación) se suele usar un valor de **1000**.



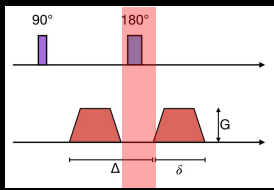


En esta ocasión, una vez **EN FASE**, se somete a los protones a un **gradiente** electromagnético, de manera tal que **la velocidad de spin será determinada por su localización respecto al mismo.**



Giran más  
**RÁPIDO**

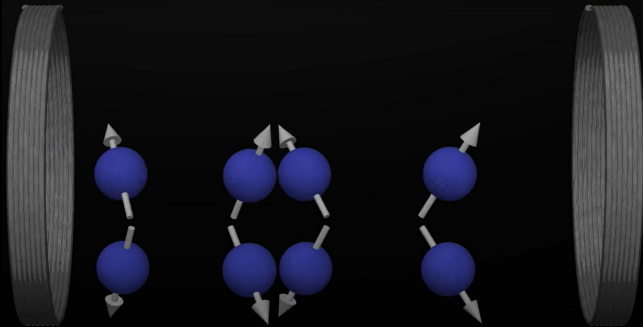
Giran más  
**LENTO**



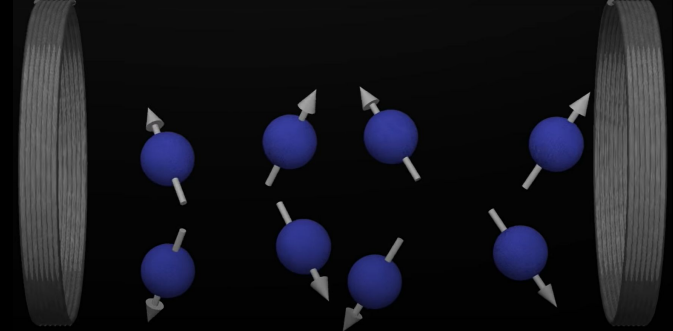
# INTERVALO ENTRE GRADIENTES

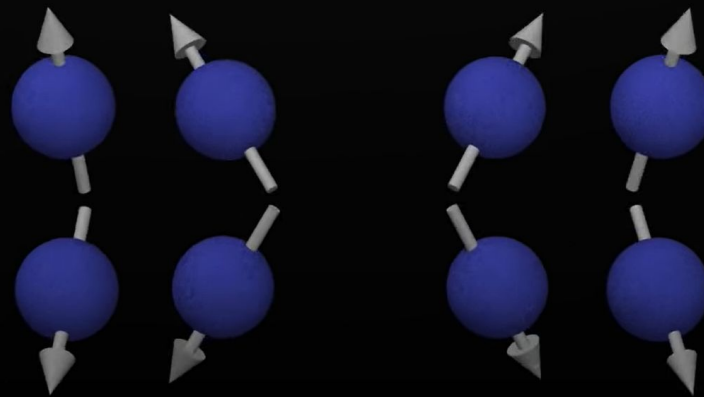
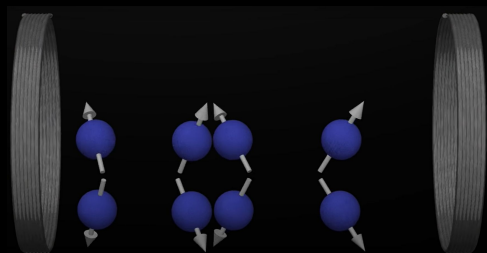
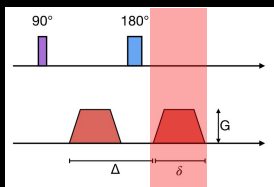
Al finalizar el primer gradiente se realiza un segundo **pulso de radiofrecuencia** para sincronizar las frecuencias (**pero no los spin, han cambiado de fase**) y comienza el intervalo entre los 2 gradientes. Al terminar el intervalo, para simplificar, podemos encontrarnos con dos situaciones sobre la **localización en el espacio** de los protones, dependiendo de las características de difusibilidad del vóxel de tejido estudiado:

## NO HAN CAMBIADO DE POSICIÓN



## SI HAN CAMBIADO DE POSICIÓN

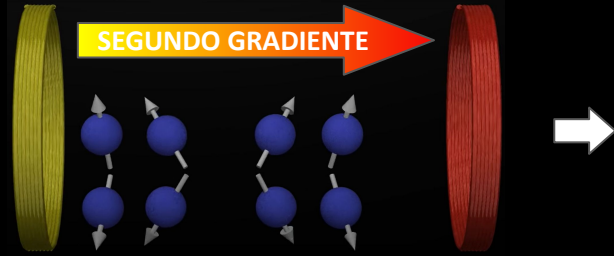
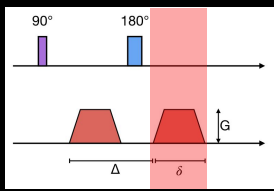




Giran más LENTO

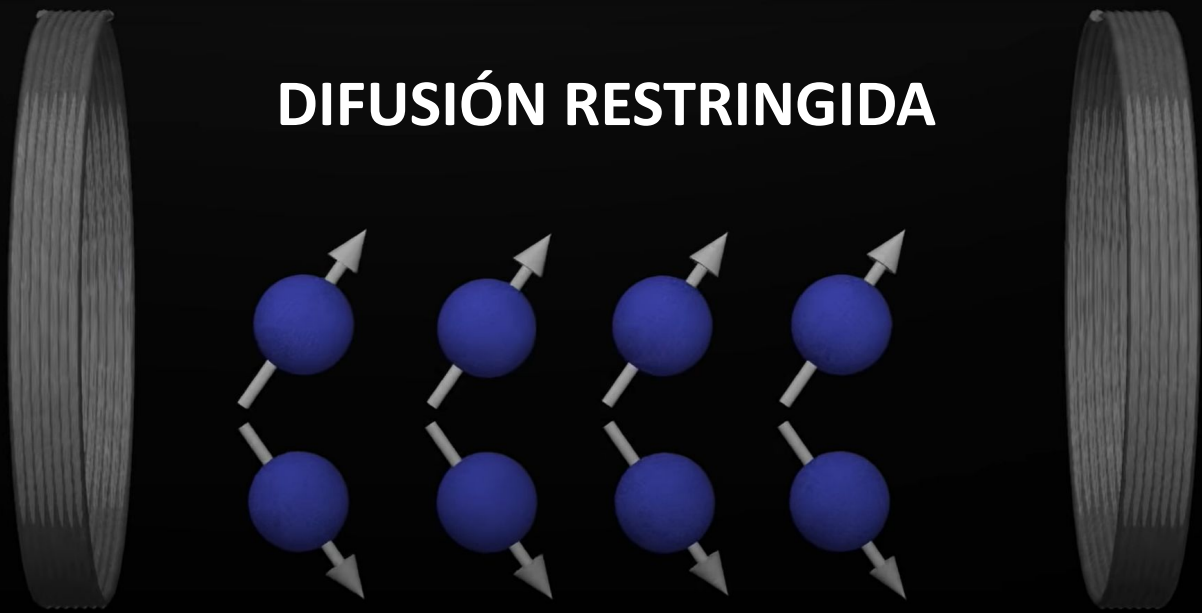
Giran más RÁPIDO

El **SEGUNDO GRADIENTE** electromagnético se aplica exactamente con la misma potencia y duración pero **DE DIRECCIÓN OPUESTA**.



Si los protones **NO HAN MODIFICADO SU POSICIÓN**, todos ellos **vuelven a sincronizar sus spin** (los que giraban rápido luego lo hicieron lento y viceversa), es decir, **vuelven a entrar EN FASE** (refase). Si ahora escuchamos la señal, se deduce que para este vóxel vamos a tener la misma señal que al inicio, es decir, igual que en  $B=0$ .

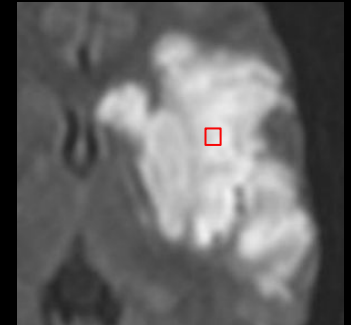
# DIFUSIÓN RESTRINGIDA

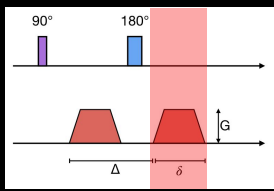


SEÑAL

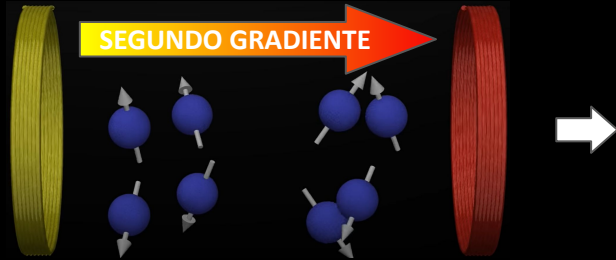
COLOR DEL  
PÍXEL EN LA  
IMAGEN  $B=0$

COLOR DEL  
PÍXEL EN LA  
IMAGEN  
 $B=1000$

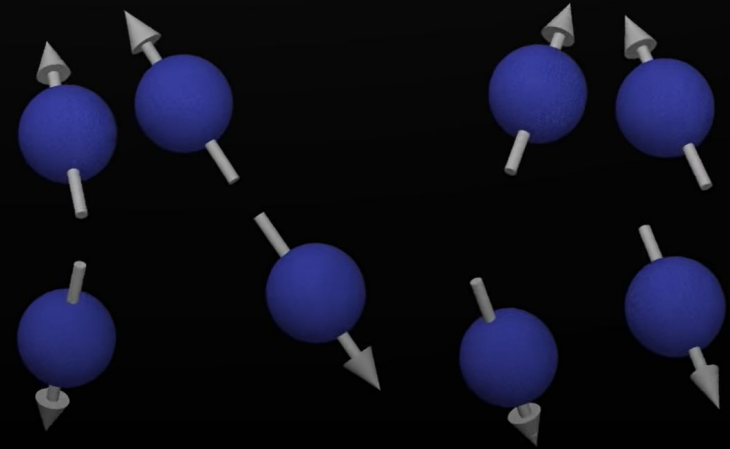
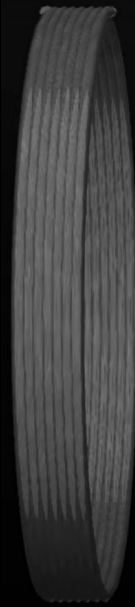




# DIFUSIÓN NO RESTRINGIDA



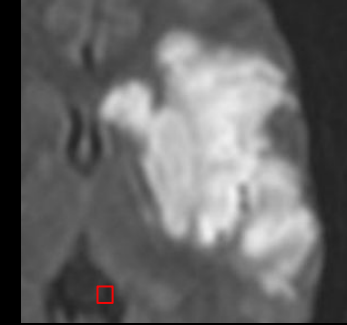
Si en cambio los protones **si HAN MODIFICADO SU POSICIÓN**, van a experimentar un gradiente diferente en relación a los demás (los que giraban rápido es probable que lo hagan rápido nuevamente, por ejemplo), es decir, **NO vuelven a entrar EN FASE** (continúan fuera de fase). Si ahora escuchamos la señal, este vóxel va a transmitir **MENOR** señal que el mismo vóxel en  $B=0$ . Mientras más distancia se hayan desplazado más señal se perderá y más hacia el negro será representado el color del píxel.



COLOR DEL PÍXEL EN LA IMAGEN  $B=0$

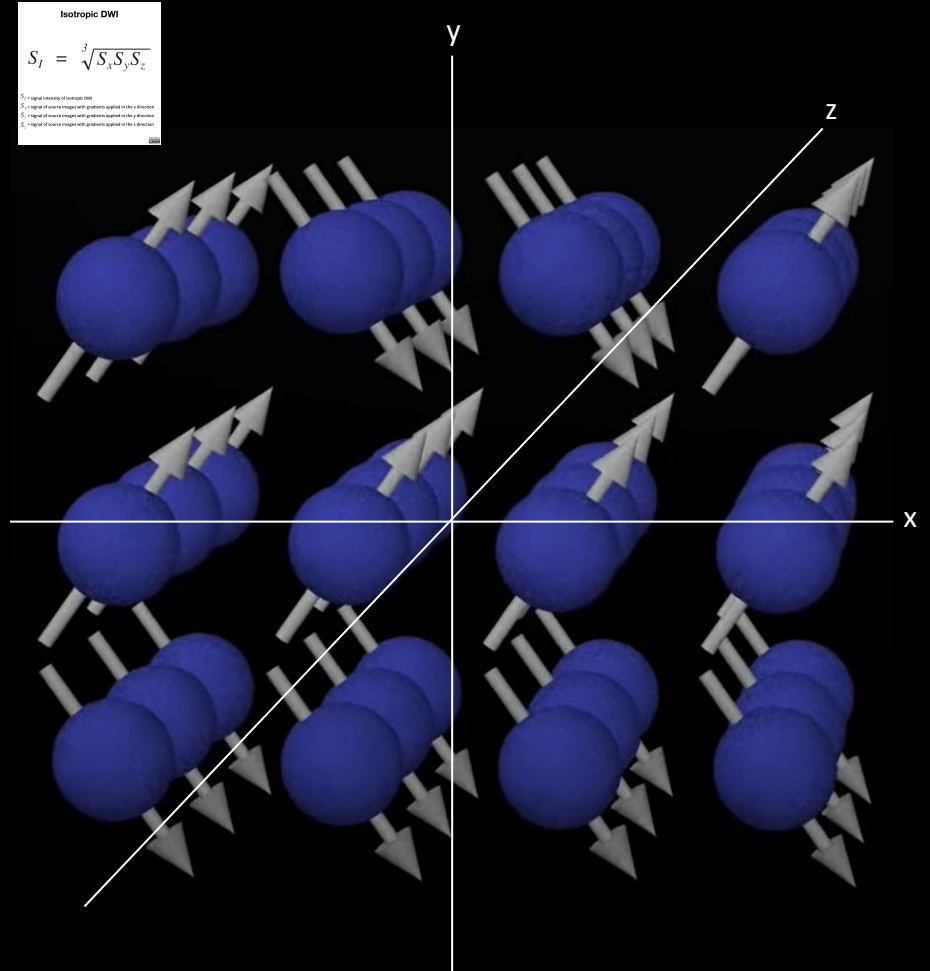
COLOR DEL PÍXEL EN LA IMAGEN  $B=1000$

SEÑAL

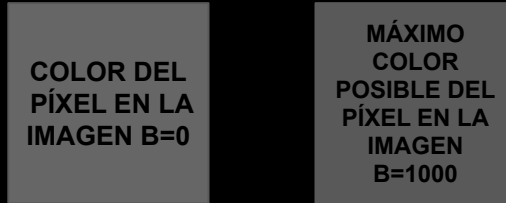


Además hay que tener en cuenta que todo lo descrito se realiza 3 veces para cubrir los **3 ejes ortogonales del espacio x, y, z**, por eso B=1000 (DWI) es una secuencia isotrópica y por eso hablamos de vóxel todo este tiempo, más allá de la representación final en una imagen bidimensional (píxel).

Si durante B=1000 en alguno de los 3 ejes se detecta pérdida de señal respecto a B=0 (es decir, los protones se han desplazado) el software lo interpreta (y asigna valor en la escala de grises) como difusión no restringida (“normal”).



De lo descrito se desprende que todo vóxel que demuestre ausencia de señal en  $B=0$  (por ejemplo, el hueso) **va a permanecer sin señal en  $B=1000$**  (porque esta última no puede tener más señal que  $B=0$ , los protones no se trasladan y la conserva o si se trasladan y la pierde).



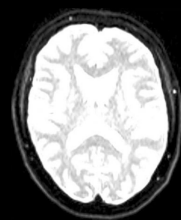
Además, como por definición  **$B=1000$  es una secuencia ponderada en T2** (porque tiene un TE largo), es posible que el vóxel nos devuelva una señal alta y no necesariamente represente restricción a la difusión, sino que el vóxel tenga alta señal T2 intrínseca (**artefacto “T2 shine-through” “brillo de T2 a través”**), que nos puede presentar un falso positivo para restricción. Por ello **no alcanza con mirar la imagen  $B=1000$  para estar seguros de la difusividad del agua**. Para ello necesitamos una herramienta para quitar del medio los efectos T2 y mostrarnos sólo las características de la difusión: el **mapa ADC**.



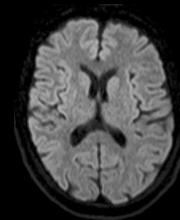
# MAPA ADC (“APPARENT DIFFUSION COEFFICIENT”)

El ADC no es una secuencia, es un cálculo obtenido con una fórmula logarítmica en base a la información de B=0 y B=1000 y volcado en una imagen.

Como en principio el mapa ADC es como B=1000 sin los efectos T2, es un imagen que representa exclusivamente las características de difusividad del agua de los tejidos. Por ello el valor en la escala de grises asignado a cada píxel es una representación acorde a la realidad de la difusión del tejido, y de igual manera que las UH en una tomografía, es medible.



T2 BASE (B=0)



DWI (B=1000)

Relationship between  
signal of b = 0, DWI and ADC

$$S_{DWI} = S_{b=0} \times e^{(-b \times D)}$$

equivalent to...

$$D = -\frac{1}{b} \times \ln\left(\frac{S_{DWI}}{S_{b=0}}\right)$$

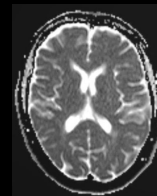
$S_{DWI}$  = signal intensity of isotropic DWI

$S_{b=0}$  = signal intensity of b = 0

$b$  = b value

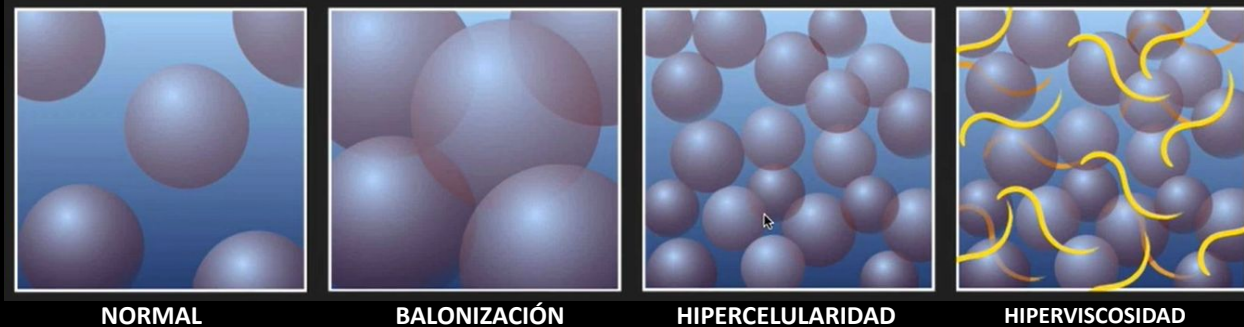
$D$  = apparent diffusion coefficient (ADC)

En el mapa ADC se pueden colocar ROIs y obtener con precisión la velocidad promedio a la que se mueven las moléculas de agua en los vóxeles incluidos (expresados como  $1.10^{-6} \text{ mm}^2/\text{seg}$ ).



ADC

Ejemplos de situaciones que presentan restricción a la difusión.

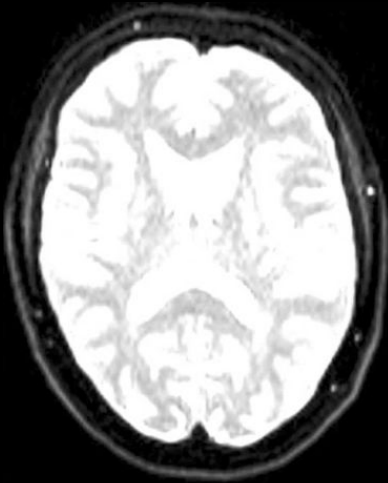


**PERO...**

Sin embargo hay que tener en cuenta que **todos los tejidos presentan en mayor o menor medida restricción al movimiento del agua libre** (en particular el cerebro normal) por lo que la interpretación binaria y ampliamente utilizada sobre si determinado vóxel presenta o no restricción a la difusividad hídrica es, en principio, conceptualmente **incorrecta**. Lo que en realidad debemos considerar es que hay rangos de valores de difusividad normal para cada tejido y, en el caso de encontrar que la difusión no es la esperada, cabe señalar “restricción anormalmente aumentada” de la difusión del agua para la esperada en ese tejido.

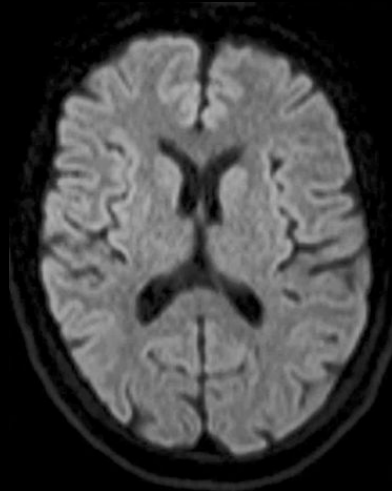
# ENTONCES...

PRIMERO SE OBTIENE



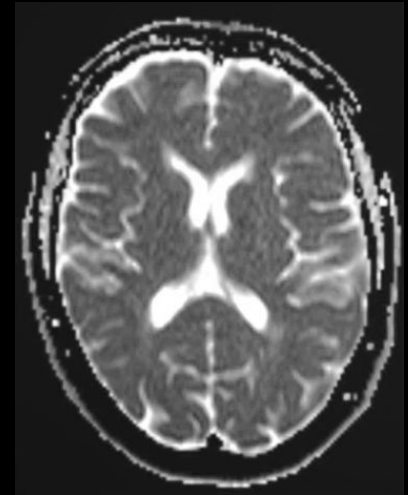
T2 BASE (B=0)

LUEGO SE GENERA  
(NOS SIRVE PARA SABER DÓNDE MIRAR)



DWI (B=1000)

FINALMENTE SE CALCULA EN BASE A LA  
INFORMACIÓN DE LAS DOS PREVIAS  
(NOS REPRESENTA LA REALIDAD)



ADC

# BIBLIOGRAFÍA

1. Soffia S, Pablo. (2009). DIFUSIÓN POR RESONANCIA MAGNÉTICA: BASES Y APLICACIONES ONCOLÓGICAS EN ÓRGANOS EXTRACRANEANOS. *Revista chilena de radiología*, 15(Supl. 1), 17-24.  
<https://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082009000400004>
2. Niknejad, M., Bell, D. Apparent diffusion coefficient. Reference article, Radiopaedia.org.  
<https://doi.org/10.53347/rID-21759>
3. Goel, A. b values. Reference article, Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-26733>
4. Bashir, U., Vajuhudeen, Z. Echo planar imaging. Reference article, Radiopaedia.org.  
<https://doi.org/10.53347/rID-19116>
5. Bashir, U., Baba, Y. Diffusion-weighted imaging. Reference article, Radiopaedia.org.  
<https://doi.org/10.53347/rID-16718>
6. [www.youtube.com/watch?v=J\\_aamnpRJE8&t=49s&ab\\_channel=DoctorKlioze](http://www.youtube.com/watch?v=J_aamnpRJE8&t=49s&ab_channel=DoctorKlioze)