

UNIVERSIDAD  
**NACIONAL**  
DE COLOMBIA

OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE IMÁGENES EN RESONANCIA  
MAGNETICA DE CEREBRO DEL HOSPITAL DEPARTAMENTAL DE  
VILLAVICENCIO

JOANA PAOLA CORREDOR DIAZ  
ESTUDIANTE MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Ciencias , Departamento de Física  
Bogotá, Colombia  
2016

OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE IMÁGENES EN RESONANCIA  
MAGNETICA DE CEREBRO DEL HOSPITAL DEPARTAMENTAL DE  
VILLAVICENCIO

JOANA PAOLA CORREDOR DIAZ  
ESTUDIANTE MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

Trabajo de Maestría presentado como requisito parcial para optar al título de:  
**Magister en Física Médica**

Director (a):  
Dr.rer.nat, Luis Agulles Pedrós

Codirector (a):  
Doctor. Yuri Gutierrez

Línea de Investigación:  
línea de Profundización

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Ciencias, Departamento de Física  
Bogotá, Colombia  
2016

*A mi padre,*

*Que con esfuerzo y dedicación ha contribuido a  
mi formación profesional y personal.*

*Mi Madre que desde el Cielo siempre ha estado  
acompañándome e intercediendo con Dios para  
que guie mi paso al andar*

## **Agradecimientos**

Al profesor Luis Agulles pedros por su valiosa colaboración académica y su dedicación para la culminación de este trabajo, Al Radiólogo Yuri Gutierrez por sus aportes en la parte de análisis de imágenes, Al tecnólogo Yesid Chisica por su ayuda incondicional para la toma de imágenes y a las secretarias Elizabeth y Gloria del departamento por su incondicional colaboración y finalmente a mi esposo que siempre estuvo animandome para alcanzar este logro.

## Resumen

El presente trabajo estudia la correlación del coeficiente de difusión (ADC) y el tiempo de relajación T2 hallados a través de la obtención de imágenes de cerebro potenciadas en T2 y difusión, variando tiempos de eco TE (s) y valores b entre  $0 \leq b \leq 1000$  (s/mm<sup>2</sup>); se realizaron estudios en 14 pacientes con diferentes tipos de diagnóstico; se estudiaron 3 zonas del hemisferio derecho e izquierdo contralaterales en tejido sano de materia gris, blanca y líquido cefalorraquídeo; con el objetivo de encontrar una relación estadística significativa para optimizar los protocolos de imágenes en cerebro del Hospital Departamental Regional de Villavicencio. Se muestran valores de r coeficiente de correlación que están entre un rango de  $-1 < r < 0$  tomando en cuenta que los valores pueden presentarse entre  $-1 \leq r \leq 1$ . Además se presentan valores de probabilidad, donde se encuentran en un rango de  $p \leq 0,05$ , mostrando una correlación inversa entre ellas, donde se evidencia que las imágenes potenciadas en T2 y Difusión muestran una correlación negativa en las zonas estudiadas.

**Palabras clave:** Difusión, Cerebro, Secuencia, protocolo, estadística

## Abstract

This work studies the correlation between the diffusion coefficient (ADC) and the T2 relaxation time, in brain images, varying the echo time TE (s) and b-value between  $0 \leq b \leq 1000$  ( $\text{s}/\text{mm}^2$ ); Studies were carried out on 14 patients with different types of diagnosis; 3 contralateral right and left hemispheres were studied in healthy tissue of gray and white matter, and cerebrospinal fluid; in order to find a statistically significant relation to optimize the protocols of brain imaging acquisition at the Regional Departmental Hospital of Villavicencio. We show the r-values of the coefficient of correlation taking into account that the values can be between  $-1 \leq r \leq 1$ . In addition there are values of probability, in a range of  $p \leq 0.05$ , showing an inverse correlation between them. It is shown that the images enhanced in T2 and Diffusion has a negative correlation in the studied zones.

**Keywords: diffusion, brain, sequence, protocol, statistics**

# Contenido

<b>1. BASES FÍSICAS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA .....</b>	<b>13</b>
1.1 SECUENCIAS EN RESONANCIA MAGNÉTICA.....	17
1.1.1 <i>Secuencia Spin Echo (SE)</i> .....	18
1.1.2 <i>Secuencia Espín Eco Potenciada en T1</i> .....	20
1.1.3 <i>Secuencia Espín Eco Potenciada en T2</i> .....	22
1.1.4 <i>Secuencia Gradiente Echo</i> .....	27
1.1.5 <i>Secuencia de Difusión</i> .....	27
1.1.6 <i>Equipo de Resonancia Magnética</i> .....	30
<b>2. MATERIALES Y METODOLOGÍA.....</b>	<b>37</b>
2.1 DISEÑO METODOLÓGICO .....	37
2.2 MATERIALES.....	38
<b>3. RESULTADOS .....</b>	<b>39</b>
<b>4. ANALISIS DE RESULTADOS .....</b>	<b>47</b>
<b>5. CONCLUSIONES Y DISCUSION .....</b>	<b>48</b>
5.1 CONCLUSIONES .....	48
5.2 DISCUSION.....	48
<b>6. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>50</b>

## Lista de figuras

<b>FIGURA 1.1:</b> PARTICULA CON SU RESPECTIVO ESPIN Y MOMENTO MAGNÉTICO. [1] .....	14
<b>FIGURA 1.2:</b> ALINEACIÓN DE LOS ESPINES DE FORMA PARALELA Y ANTI-PARALELA CON REFERENCIA AL CAMPO MAGNÉTICO EXTERNO $B_0$ . [1] .....	15
<b>FIGURA 1-3:</b> REPRESENTACIÓN DE LA PRECESIÓN DE LOS PROTONES ALREDEDOR DEL CAMPO. [1].....	16
<b>FIGURA 1-4:</b> REPRESENTACIÓN DEL CAMPO XY QUE PRODUCE LAS ONDAS DE RADIOFRECUENCIA.[1].....	16
<b>FIGURA 1-5:</b> ESQUEMA DE LA SECUENCIA SE. [1].....	18
<b>FIGURA 1-6:</b> FORMACIÓN DE UN ECO EN SECUENCIA SE. [1] .....	19
<b>FIGURA 1-7:</b> FUNCIÓN EXPONENCIAL CRECIENTE DE LA RELAJACIÓN LONGITUDINAL. [1]	21
<b>FIGURA 1-8:</b> TONO DE GRISES PARA UNA IMAGEN EN T1. [1].....	22
<b>FIGURA 1-9:</b> DECRECIMIENTO DE SEÑALES EN LA MAGNETIZACIÓN TRANSVERSAL EN DOS VÓXELES.[1].....	25
<b>FIGURA 1-10:</b> ESCALA DE GRISES PARA IMÁGENES POTENCIADAS EN T2. [1].....	26
<b>FIGURA 1-11:</b> ESQUEMA DE LA SECUENCIA GRE. [1].....	27
<b>FIGURA 1-12:</b> DIAGRAMA DE STEJSKAL –TANNER PARA EL CÁLCULO DE LA DIFUSIÓN. [1] .....	28
<b>FIGURA 1-13:</b> ARREGLO DE BOBINAS COMPENSADORAS.[9] .....	31
<b>FIGURA 1-14:</b> CONFIGURACIONES DE LAS DIFERENTES BOBINAS GRADIENTES.[9] .....	32
<b>FIGURA 1-15:</b> A,B) SISTEMA INTEGRADO DE BOBINAS DE GRADIENTE.[9] .....	33
<b>FIGURA 1-16:</b> SISTEMAS DE BOBINAS SECUNDARIAS. [9].....	34
<b>FIGURA 1-17:</b> DISEÑO DE UNA INSTALACIÓN DE RESONANCIA MAGNÉTICA. [9].....	36
<b>FIGURA 3-1:</b> CORTE AXIAL DE CEREBRO DE PACIENTE 1, SECUENCIA DE DIFUSIÓN $B=0$ S/MM <sup>2</sup> , ROI, ZONA IZQUIERDA 1 (ZI1). .....	39
<b>FIGURA 3-2:</b> CORTE AXIAL DE CEREBRO DE PACIENTE 1, SECUENCIA DE DIFUSIÓN $B=1000$ S/MM <sup>2</sup> , ROI, ZONA IZQUIERDA 3 (ZI3). .....	40
<b>FIGURA 3-3:</b> IMAGEN POTENCIADA EN T2, TE (97 ms), ROI; ZONA DERECHA 1 (ZD1)..	40



---

<b>FIGURA 3-4:</b> IMAGEN POTENCIADA EN T2, TE (123 ms), ROI, ZONA DERECHA 2 (ZD2).	41
<b>FIGURA 3-5:</b> IMAGEN POTENCIADA EN T2, TE (150 ms), ROI ZONA DERECHA 3 ZD3. ....	41
<b>FIGURA 3-6:</b> DISTRIBUCIÓN ESTADISTICA DE DATOS ADC Y T2 PARA ZD1. ....	42
<b>FIGURA 3-7:</b> DISTRIBUCIÓN ESTADISTICA DE DATOS ADC Y T2 PARA ZD2. ....	43
<b>FIGURA 3-8:</b> DISTRIBUCIÓN ESTADISTICA DE DATOS ADC Y T2 PARA ZD3. ....	43
<b>FIGURA 3-9:</b> DISTRIBUCIÓN ESTADISTICA DE DATOS ADC Y T2 PARA ZI1. ....	44
<b>FIGURA 3-10:</b> DISTRIBUCIÓN ESTADÍSTICA DE DATOS ADC Y T2 PARA ZI2. ....	44
<b>FIGURA 3-11:</b> DISTRIBUCIÓN ESTADÍSTICA DE DATOS ADC Y T2 PARA ZI3.: ....	45

## Lista de tablas

<b>TABLA 1-1.</b> POTENCIACION DE LAS IMAGENES SE .....	20
<b>TABLA 3-1</b> VALORES DE COEFICIENTE DE DIFUSIÓN Y T2 PARA EL PACIENTE 1. ....	45
<b>TABLA 3-2:</b> FACTORES DE CORRELACION R ENTRE ADC Y T2 DE CADA UNA DE LAS ZONAS DE LOS 14 PACIENTES. ....	46
<b>TABLA 3-3:</b> VALORES DE PROBABILIDAD ENCONTRADOS AL RELACIONAR ADC CONTRA T2 DE CADA UNA DE LAS ZONAS DE LOS 14 PACIENTES. ....	46

## Introducción

La resonancia magnética es una técnica de imagen tomográfica la cual genera cortes bidimensionales del organismo; ésta se basa en la emisión y absorción de ondas electromagnéticas que están en el rango (8 a 130 MHz) y corresponden al rango de las radiofrecuencias en el espectro electromagnético. La técnica se ha convertido en el método de diagnóstico preferido por la comunidad médica en radiología ya que permite distinguir las diferentes densidades de los tejidos del cuerpo humano con una mejor escala de grises a comparación de la tomografía computarizada, esta técnica junto con sus diferentes secuencias ha permitido estudiar trastornos del cerebro y del sistema nervioso central, lesiones traumáticas, cáncer y problemas osteo-musculares.

La resonancia magnética aplicada a estudios del cuerpo humano ha venido optimizándose de acuerdo a varias investigaciones del comportamiento de la materia frente a campos magnéticos, y de acuerdo al comportamiento del Spin; cualidad intrínseca que tiene las partículas al igual que la carga y la masa. Las secuencias convencionales de la RMN son T1(tiempo de relajación longitudinal) y T2 (tiempo de relajación transversal); secuencias que solo dan información cualitativa y morfológica, pero desde hace 24 años surgió una nueva técnica además de la secuencia potenciada en T2, denominada Resonancia Magnética por difusión que aporta información complementaria a las secuencias convencionales que permite detectar las diferencias en el movimiento browniano de las moléculas del agua en los tejidos, esta tiene la capacidad de ofrecer un análisis cualitativo y cuantitativo de la integridad de la membrana celular. A diferencia de la resonancia convencional, la resonancia por difusión permite estudiar solo la sustancia blanca y se basa en la difusión de las moléculas de agua por el tejido cerebral, “lo que permite identificar la estructura nerviosa del cerebro”. “El agua se difunde por los axones de las neuronas, que son como conductos que siguen una dirección”. En síntesis este tipo de resonancia magnética permite cuantificar el grado de anisotropía, la propiedad del tejido cerebral que depende de la direccionalidad de las moléculas de agua y de la integridad de las fibras de la sustancia blanca; ayudando en el diagnóstico temprano y caracterización de muchas patologías. Por estos y por tantos aportes que brinda a la resonancia convencional, se realizó este trabajo de investigación motivado por la revisión de artículos científicos de cómo se podían optimizar las imágenes convencionales, mediante imágenes potenciadas en T2 y difusión del centro de imagenología del Hospital Regional Departamental de Villavicencio (HRDV); el objetivo de este trabajo es contrastar Valores de coeficiente de difusión (ADC) y valores de T2 (tiempo de relajación transversal (ms)) para encontrar correlaciones significativas de las dos variables y así poder

optimizar el protocolo convencional del centro de radiología del HRDV contra un protocolo planteado para optimizar imágenes de resonancia magnética en cerebro.

Realizando una búsqueda exhaustiva de investigaciones sobre la correlación de ADC y T2, no se encuentra mucha bibliografía, solamente tres artículos fueron encontrados los cuales se consideraron para la realización de este trabajo: “Gibbs, P., Line, GP., Pickles, MD., Zelhof, B., Rodrigues, G., Y Turnbull, LW. (2009). Correlation of ADC and T2 measurements with cell density in prostate cancer at 3.0 Tesla. *Investigative Radiology*, 44(9)”. Enfocado en el estudio de tejido sano y tejido enfermo de próstata buscando diferencias en tejido, ellos utilizaron la técnica t no apareada y correlación de Pearson, donde sus resultados fueron observación de diferencias no significativas en tejido; el segundo artículo se referencia como; “Xiaobing, Fan., Kay, Macleod., Devkumar, Mustafi., Suzanne, D., Erica, Markiewicz., Marta, Zamora., James, Vosicky., Jeffrey, Mueller., Gregory, S., y Karczmar. (2015). Correlation of in vivo and ex vivo ADC and T2 of in situ and invasive murine mamary cancers. *Plos One* 10(7)”. Donde se exploró tejido in vivo y ex vivo de las glándulas mamarias con canceres in situ de ratones, donde encontraron fuerte correlación entre ADC y T2 y finalmente el artículo “Oh, J., Cha, S., Aiken, AH., Han, ET., Crane, JC., Stainsby, JA., Wright, GA., Dillon, WP., y Nelson, SJ. (2005). Quantitative apparent diffusion coefficients and T2 relaxation times in characterizing contrast enhancing brain tumors and regions of peritumoral edema. *Journal of magnetic resonance imagin* 21(6)”; el cual estudia el valor potencial y la relación del ADC y T2 para la caracterización de la celularidad del tumor cerebral y edema relacionada con el tumor, se consideraron 26 pacientes con diferentes tipos de tumores tales como gliomas, meningiomas y metástasis, donde se encontraron similitudes para los ADCs y los T2 donde varían de acuerdo a la enfermedad. Dando al final correlaciones significativas entre los valores de ADC y T2. De acuerdo a esto, se plantea este trabajo debido a que se encontraron muy pocos estudios significativos de la correlación de estas dos variables ADC Y T2.

# 1. BASES FÍSICAS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

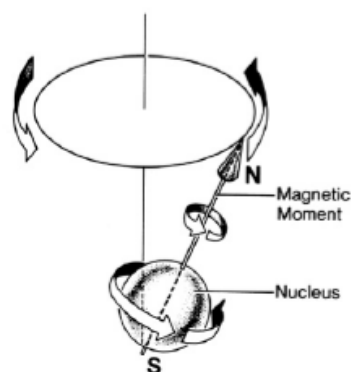
“Como se sabe la materia está constituida por moléculas, las moléculas por átomos y los átomos por partículas llamadas protones, neutrones y electrones, donde los dos primeros se enmarcan en el núcleo del átomo y los electrones en las orbitas que rodean al núcleo”(Pooley,2005,25). Estas partículas tienen propiedades que las caracterizan, por ejemplo el protón tiene una carga positiva, el neutrón no tiene carga y el electrón tiene carga negativa. De acuerdo con el número de estas partículas presentes en la materia hace que esta se diferencie por medio de elementos, los cuales están caracterizados por un número atómico (número de protones en el núcleo) y peso atómico (suma del número de protones y neutrones); aparte de esa propiedad también tienen masa y un vector momento angular intrínseco (espín), que consiste en una rotación constante alrededor de un eje perpendicular a la dirección de rotación del núcleo y a una velocidad determinada.

El espín de los átomos se encuentra cuantizado a valores discretos, que dependen del número y peso atómico del núcleo en particular, este tiene tres diferentes valores: cero- semi-entero y entero. Un núcleo tiene spin cero si este se caracteriza por tener un número y peso atómico par, o tiene spin entero si el núcleo presenta un peso atómico par y un número impar, y finalmente tiene un valor semi-entero si tiene un peso atómico impar. El protio es un isotopo del hidrógeno; este núcleo se caracteriza por tener un solo protón además de tener un espín  $\frac{1}{2}$  (semi-entero) y un electrón. Los átomos con número impar de electrones tienen un exceso de protones los cuales se encuentran girando constantemente sobre su eje generando un campo magnético. El cuerpo humano está compuesto por un 63% de hidrógeno además de carbono, oxígeno, magnesio y otros en menores proporciones, pero la proporción de interés se centra en el porcentaje del isotopo de hidrógeno que es el que se necesita para

crear las imágenes del interior del cuerpo obtenidas por la técnica radiológica Resonancia Magnética.

Esta técnica se basa en el espín del protón del isotopo de hidrógeno, donde si se considera un volumen de tejido compuesto de varios núcleos con espines direccionados al azar; estos se van a anular los unos con los otros dando como resultado una magnetización cero. Ahora si ese volumen de tejido es sometido a un campo magnético externo direccionado; la reacción de ellos es alinearse al campo de forma paralela o anti-paralela figura (1.2); utilizando menor o mayor energía para hacerlo, donde la alineación predominante es la que necesita menor energía.

**Figura 1.1:** Particula con su respectivo espín y momento magnético. [1]



La expresión que define esa energía de interacción está definida por la ecuación (1.1), los signos positivo y negativo se deben al tener en cuenta los sentidos paralelos y anti-paralelos; ángulos iguales a 0 y 180 grados respectivamente

$$E_{int} = \pm \mu B \quad (1.1)$$

Donde  $\mu$  es el momento dipolar magnético y B es el campo.

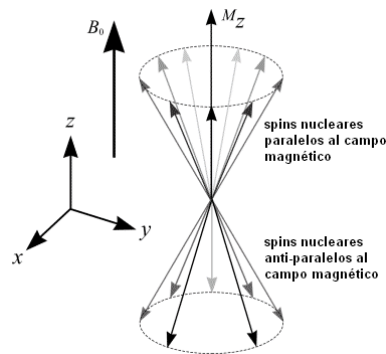
Los espines además de alinearse al campo se mueven alrededor de él en forma de peonza, figura (1.3); movimiento que se le denomina precesión cuya frecuencia o velocidad de giro depende de la intensidad del campo magnético, cuanto más intenso sea el campo mayor es la frecuencia de precesión la cual se puede calcular por la ecuación (1.2) y se conoce como precesión Larmor , donde  $\gamma$  es una

constante de giro  $\gamma$  y  $B_0$  es la intensidad del campo magnético. La frecuencia se mide en Hertz (Hz) y el campo magnético en Tesla (T). Esta frecuencia es importante conocerla para la obtención de las imágenes en la técnica.

$$\omega = \gamma B_0 \quad (1.2)$$

El objetivo inicial de someter el tejido al campo externo es obtener una magnetización neta a partir de la alineación de los espines con él, la alineación en la misma dirección se conoce como magnetización longitudinal, la cual se utiliza para la obtención de señales en resonancia siendo no óptima para obtener información de diferentes contrastes magnéticos del tejido que es lo que se busca con la técnica.

**Figura 1.2:** Alineación de los espines de forma paralela y anti-paralela con referencia al campo magnético externo  $B_0$ . [1]

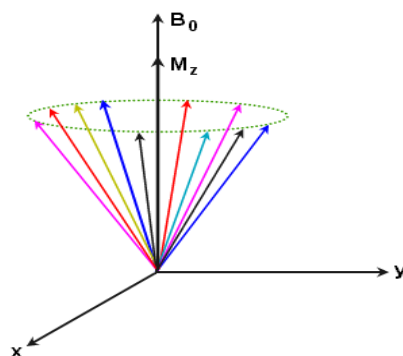


Para obtener esos contrastes magnéticos se necesita que los espines pasen de un menor estado de energía a un mayor estado de energía absorbiendo o emitiendo fotones de energía  $h\gamma$ , donde  $h$ , hace referencia a la constante de Planck y  $\gamma$  a la frecuencia de vibración del fotón. Pero no cualquier fotón sirve para lograr esa transición, se necesitan fotones que estén vibrando a las frecuencias de radio donde si se hace coincidir con la frecuencia de precesión de los espines que conforman el tejido entran en un estado de resonancia logrando la disminución de la magnetización longitudinal y generando magnetización transversal al campo. Con  $B_0$  apuntando en la dirección Z, las ondas de radiofrecuencia se generan

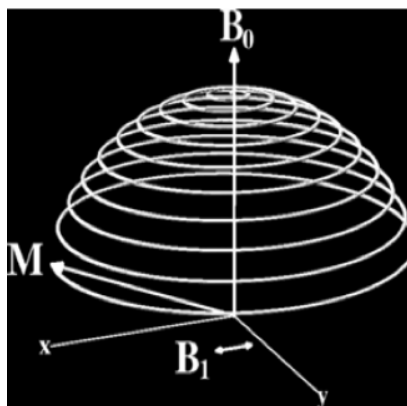
mediante dos bobinas cuyos ejes apuntan en direcciones X y Y, las cuales se alimentan por corrientes eléctricas alternas de frecuencia angular  $\omega_0$  y en fase figura (4). Debido a esas corrientes se genera un campo  $B_1$  que gira alrededor de Z que tiene como objetivo incitar a los espines a que precesen y Realicen la transición entre los estados de energía a un tiempo  $t = \frac{\alpha}{\omega_0}$ , donde  $\alpha$  obedece a un ángulo cualquiera y  $\omega$  a la frecuencia de vibración de las ondas de radiofrecuencia. Matemáticamente el campo  $B_1$  se define como se indica en la ecuación 1.3.

$$B_1(t) = B_1 \cos(\omega_0 t) i + B_1 \sin(\omega_0 t) j \quad (1.3)$$

**Figura 1-3:** Representación de la precesión de los protones alrededor del campo. [1]



**Figura 1-4:** Representación del campo xy que produce las ondas de Radiofrecuencia.[1]





Los valores  $\alpha$  utilizados en la técnica son de  $90^0$  y  $180^0$  los cuales tienen como función llevar los espines a los niveles de menor y mayor energía. En el momento en que este campo deja de actuar, los espines dejan de precesar volviendo a su estado de equilibrio liberando parte de esa energía tomada como corriente eléctrica denominada señal de resonancia magnética o eco, captada por una antena para cuantificar los tiempos que demoran en precesar los espines; tiempos denominados de relajación y son estos los que dan el contraste de los tejidos en la técnica. Existen dos tiempos de relajación: uno conocido como tiempo de relajación longitudinal T1 y tiempo de relajación transversal T2, los cuales miden la magnetización de los espines tanto longitudinal y transversal al enviar los pulsos de radiofrecuencia de  $90^0$  y  $180^0$ . Estos dos tipos de magnetización se presentan al mismo tiempo, el T1 mide cuando se ha recuperado el 63% de la magnetización longitudinal original y T2 mide cuando ha decrecido el 37% de la magnetización transversal.

Además, a esto se le suma otro tipo de tiempo llamado tiempo de eco (TE), el cual se define como el tiempo que transcurre entre la aplicación del pulso de radiofrecuencia y la captación de la señal de resonancia o eco, factor importante en la generación de las diferentes secuencias existentes. La señal obtenida suele ser débil debido a que proviene de ese pequeño exceso de protones que inicialmente se alinearon paralelamente al campo magnético, por lo tanto, es necesario repetir las mediciones varias veces para obtener datos significativos y poder reconstruir una imagen con valor clínico. Por eso es necesario utilizar varios pulsos de radiofrecuencia en los ángulos de  $90^0$  y  $180^0$ , el tiempo que mide esa secuencia de pulsos se denomina tiempo de repetición (TR).

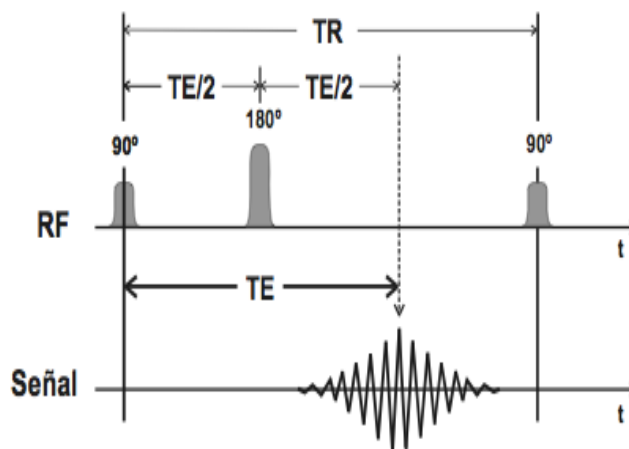
## 1.1 Secuencias en Resonancia Magnética

La resonancia magnética considera varias secuencias, donde se encuentran diferentes parámetros técnicos que se pueden modificar con el objetivo de lograr un contraste diferente entre los tejidos, es decir, información acerca de T1 o de T2. Los más comúnmente manipulados son: el tiempo de repetición, el tiempo de eco y el ángulo de deflexión de la magnetización. Existen dos secuencias básicas a partir de las cuales se han modificado los parámetros para crear las secuencias que se manejan en él ahora. Estas secuencias se conocen como *spin echo* y *gradiente de echo*. Lo importante aquí es entender que, sea cualquiera que se maneje, las imágenes que se pueden obtener están igualmente potenciadas en T1, en T2 o en densidad de protones (Jacobs,2007,27).

### 1.1.1 Secuencia Spin Echo (SE)

La secuencia SE, se caracteriza por enviar un pulso de  $90^\circ$  inicialmente para excitar los núcleos contenidos en un volumen de tejido; donde se deja transcurrir un tiempo de eco y medio  $TE/2$  para que los núcleos se relajen y los espines se desfasen, seguido de esto se envía un pulso de  $180^\circ$  para que se invierta la posición de los espines con respecto al campo magnético; al transcurrir un  $TE/2$  nuevamente se recoge la señal. Después de un TR se vuelve a repetir el proceso.

**Figura 1-5:** Esquema de la secuencia SE. [1]

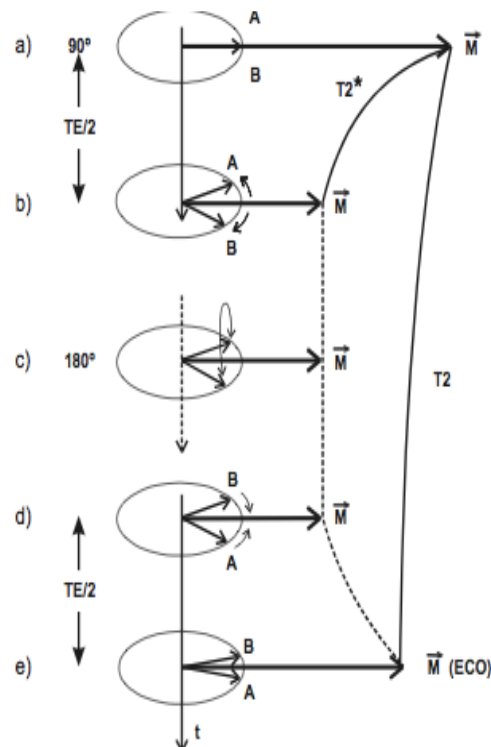


Al analizar lo que ocurre en la secuencia se puede predecir el comportamiento de los espines tras la aplicación de los pulsos, en la figura (1.5) se esquematiza el evento de lo que se podría observar. Al enviar el pulso de  $90^\circ$ , la magnetización  $M$  del volumen de tejido se invierte sobre el plano transversal y los espines se ponen en fase (evento a); seguidamente por la variación del campo magnético local percibido por los núcleos, cada uno empieza la relajación a una frecuencia característica lo que ocasiona que unos núcleos se adelanten o atrasen. Estos cambios se presentan debido a irregularidades en la homogeneidad del campo magnético externo y por las interacciones con el entorno bioquímico (interacciones espín-espín). En la figura (1.6) se aprecia con la letra A el núcleo que se retrasa (sentido anti horario) y con la letra B el núcleo que se adelanta (sentido horario), transcurrido el tiempo  $TE/2$  estos núcleos presentan un desfase (evento b) donde se tiene como resultado la disminución en la magnetización inicial  $M$ . Ahora transcurrido un tiempo  $TE/2$  se envía el pulso de  $180^\circ$  el cual ocasiona que los espines se inviertan con respecto al campo magnético, en donde se aprecia que los espines A y B invierten su

posición (evento d), el valor de la magnetización es el mismo. Ahora bien después de ese cambio de posición los espines se refasan; lo que significa que A y B se acercan y finalmente transcurrido un  $TE/2$ , los espines nucleares se van a encontrar en la posición inicial, es decir, en fase (evento e).

La señal recogida de esta secuencia se denomina eco teniendo en cuenta la similitud de la inversión de los espines con el fenómeno de la reflexión de las ondas. Al recoger la señal, la magnetización se relaja y al cabo de un TR se vuelve a dar la secuencia. El TR en esta secuencia es mucho mayor que el TE, característica por la cual se da una posibilidad útil en la práctica y es la obtención de varios ecos dentro de un mismo TR, luego, se podría hablar de una imagen obtenida en el segundo o en el enésimo eco, ver figura (1.6). La potenciación de la imagen de esta secuencia se regula por TR y TE. Por lo tanto, se deben tener las siguientes consideraciones: en las imágenes están presentes factores como la densidad protónica (D), T1 y T2, cuanto mayor es el TE, mayor es la potenciación en T2, y cuanto menor es el TR, mayor es la potenciación en T1.

**Figura 1-6:** Formación de un eco en secuencia SE. [1]



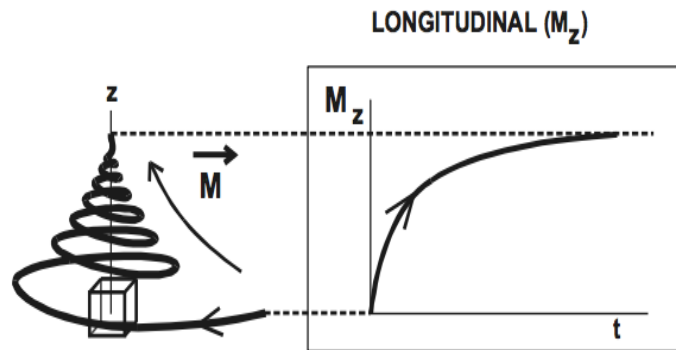
**Tabla 1-1.** Potenciación de las imágenes SE

	TE corto	TE largo
TR corto	Imagen potenciada T1	Contraste mixto
TR largo	Imagen potenciada D	Imagen potenciada en T2

### 1.1.2 Secuencia Espín Eco Potenciada en T1

Las imágenes potenciadas en T1 se obtienen usando tiempo de repetición y tiempo de eco cortos. Aquí se tiene en cuenta que durante la relajación de los núcleos de hidrógeno, estos liberan el exceso energético y una vez terminada la relajación, el vector magnetización recupera su valor inicial alineado con el campo magnético. Por consiguiente, el estudio de la relajación longitudinal da información de la rapidez con la cual se alcanza de nuevo el estado inicial. La relajación longitudinal tiene forma de una función exponencial creciente regulada por una constante de tiempo expresada en milisegundos llamada T1, ver figura (1.7). Cuanto menor es el valor de esta más rápidamente se alcanzará el estado de equilibrio, es decir, la relajación es más rápida y por consiguiente un T1 corto corresponde a una liberación rápida de energía.

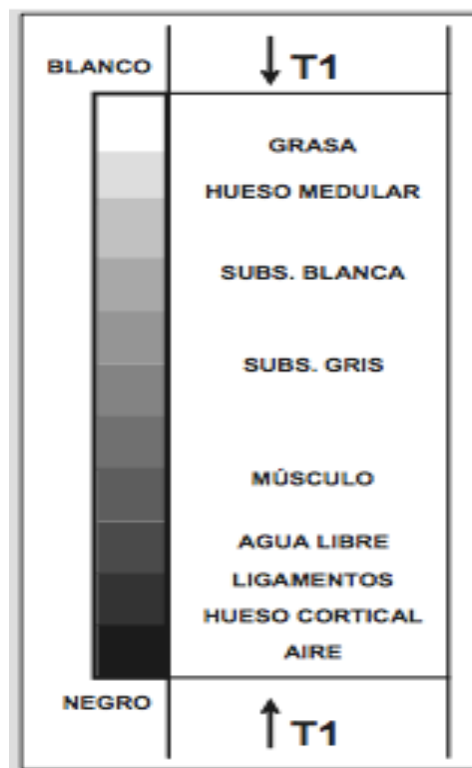
El T1 se conoce como el tiempo de relajación; y los valores de este dependen del campo magnético principal  $B_0$ , debido a que este impone la banda de frecuencias de trabajo, y por tanto en un mismo medio la eficacia de la relajación varía.

**Figura 1-7:** Función exponencial creciente de la relajación longitudinal. [1]

Además, el valor de T1 también es fuertemente dependiente del tipo y movilidad de las moléculas con las que el hidrógeno se relaciona. Se comprende que según sea el entorno molecular con que el núcleo de hidrógeno se correlaciona, existe una mayor o menor facilidad en la liberación energética. En las moléculas intermedias como los lípidos, la manera más frecuente es la liberación de energía intramolecular, (la energía absorbida por el núcleo de hidrógeno se libera a la propia molécula en forma de energía de vibración, rotación o cinética). Por ello, la liberación energética está muy facilitada, y en consecuencia tienen un T1 corto. En contraste, en las moléculas de agua el proceso de liberación energética depende de la facilidad de correlacionarse con otras moléculas que puedan absorber la energía. Los medios en los que el hidrógeno forma parte de moléculas pequeñas y móviles como el agua libre, ofrecen dificultades para que el hidrógeno libere su energía. Cuando el agua forma parte de las capas de hidratación de las moléculas su posibilidad de relajación aumenta y su T1 disminuye.

Por esta razón tiempos de relajación muy cortos, como la grasa, aparecen con alta intensidad de señal con respecto a aquellas con tiempos de relajación más prolongados, como el agua o el líquido cefalorraquídeo que presentan baja intensidad de señal. Así mismo la sustancia blanca del cerebro por ser rica en grasa se presenta con mayor señal.

A continuación se presenta una escala de grises en una imagen estándar potenciada en T1.

**Figura 1-8:** Tono de grises para una imagen en T1. [1]

### 1.1.3 Secuencia Espín Eco Potenciada en T2

Las imágenes potenciadas en T2, a diferencia de las potenciadas en T1 se obtienen usando tiempo de repetición y tiempo de eco largos. Aparte de la información sobre la facilidad en la relajación energética que suministra la relajación longitudinal ( $M_z$ ), se puede obtener otra información relacionada con la estructura bioquímica del medio, estudiando las variaciones con el tiempo de la componente sobre el plano transversal x,y de la magnetización durante la relajación o Relajación transversal ( $M_{x,y}$ ).

Cuando  $M_{x,y}$  es igual a cero, implica que el vector magnetización se ha alineado sobre el eje Z con el campo magnético principal. El vector magnetización no es más que la expresión resultante del comportamiento de los espines nucleares

contenidos dentro de un vóxel. Cuando  $M_{x,y}$  es cero, significa que los espines nucleares han alcanzado su orientación al azar. Al representar sobre el plano transversal la evolución de la proyección de los espines con el tiempo después de un pulso de  $90^0$ , se observa que inmediatamente después del pulso estaban en fase, a medida que pasa el tiempo, esta coherencia se va perdiendo, desfasándose progresivamente, debido a las diferencias en los campos magnéticos que individualmente perciben los núcleos del vóxel.

Durante la relajación, cada núcleo libera un exceso energético a una frecuencia que depende del campo magnético que localmente percibe, tal como expresa la ecuación de Larmor. El valor del campo magnético percibido por el núcleo, aparte del campo magnético externo, depende del entorno bioquímico en que se encuentra ya que todas las cargas eléctricas en movimiento de su entorno modifican localmente el valor del campo magnético. Esta influencia del entorno bioquímico se conoce como interacción spin-spin. Si los núcleos de H de un vóxel estuvieran totalmente aislados (interacción spin-spin nula) y percibieran únicamente el campo magnético externo creado por el imán y suponiendo que su valor fuese perfectamente idéntico en todo el vóxel, todos los núcleos de H liberarían su energía a la misma frecuencia y el proceso de relajación sería muy sincrónico o coherente. Por el contrario si los núcleos de H del vóxel forman parte de radicales químicos distintos, los campos localmente percibidos son ligeramente distintos (interacción spin-spin no nula) lo que origina que cada núcleo libere la energía a frecuencias distintas originándose una relajación asincrónica o incoherente.

El sincronismo en la relajación del vóxel depende por tanto de las heterogeneidades del campo magnético externo en el vóxel y de características tisulares internas, función de la composición y estructuración molecular en el vóxel. En particular es importante la presencia de iones que puedan alterar localmente el campo magnético percibido por los núcleos de H creando variaciones de la susceptibilidad magnética y si la influencia de estas cargas eléctricas actúan siempre de la misma forma sobre los núcleos o actúan de forma aleatoria. En el agua libre debido a la movilidad de las moléculas, la resultante promedio de las variaciones magnéticas locales es prácticamente nula, con lo que la interacción spin-spin es de escasa trascendencia y tendremos una gran coherencia en la relajación. Por el contrario, en los tejidos en los que el agua es básicamente ligada, los núcleos percibirán campos magnéticos distintos en función de las diferentes estructuras bioquímicas de sus alrededores lo que implicará una gran incoherencia (interacción spin-spin elevada) en la relajación de los núcleos, el espectro de las frecuencias de relajación del agua ligada es muy amplio, lo que implica una gran incoherencia y que la señal del agua ligada en el vóxel se amortigüe rápidamente y no se capte en la antena receptora, Es por ello que la señal refleja básicamente la relajación del agua libre.

Cuando se tiene en cuenta la coherencia en la relajación de los núcleos de H del agua libre se tiene que considerar los factores que pueden intervenir. Básicamente el propio movimiento browniano implica por un lado un continuo cambio de orientación lo que origina diversas interacciones spin-spin. Por otro lado el movimiento de difusión de la molécula móvil del agua libre que permite el desplazamiento y por tanto el hecho de que los núcleos de H se encuentren en microcosmos magnéticos distintos y por tanto el movimiento de difusión favorece el asincronismo.

El sincronismo en la relajación nuclear del vóxel se observa estudiando la relajación transversal  $M_{x,y}$ . En efecto, si dentro del vóxel los núcleos tienen una relajación incoherente, cada núcleo emite a frecuencias distintas. Los espines de los núcleos que emiten a frecuencias más elevadas procesan a frecuencias más elevadas y en consecuencia las proyecciones sobre el plano transversal de sus espines, se adelantan respecto a los que emiten a frecuencias más bajas. Ello origina que el plano transversal se alcance rápidamente la orientación al azar. Por el contrario si dentro del vóxel la relajación es muy coherente, todos los núcleos liberan la energía a frecuencias muy similares, lo que origina un gran sincronismo y muy poco desfase. En consecuencia se tardará mucho en que los espines alcancen la orientación al azar y por tanto el vector magnetización se verticalice.

La evolución de la magnetización transversal con el tiempo hasta que se anula, corresponde a una senoide a la frecuencia de relajación, amortiguada por una exponencial decreciente. Este decrecimiento exponencial de la envolvente está regulada por un parámetro que se llama  $T2^*$  si se consideran todos los factores que influyen sobre el asincronismo de los núcleos o  $T2$  si no se consideran ni la influencia de las heterogeneidades del campo magnético externo ni las variaciones locales magnéticas que actúan de forma fija sobre los núcleos. Por tanto  $T2$  indica el asincronismo de los núcleos del vóxel durante la relajación debido a las influencias spin-spin aleatorias que dependen de la composición y estructuración propias del tejido. Si se considera un campo externo perfectamente homogéneo y un tejido sin variaciones magnéticas locales fijas, el  $T2$  coincide con el  $T2^*$ . Por lo general el  $T2^*$  siempre es menor que el  $T2$  ya que cuando se contemplan todas las causas que pueden producir asincronismo la relajación es mucho más incoherente.

Si se considera únicamente la relajación transversal de la magnetización en el vóxel, como originada únicamente por los factores que intervienen en  $T2$ , la envolvente exponencial que regula el decrecimiento responde a la ecuación.

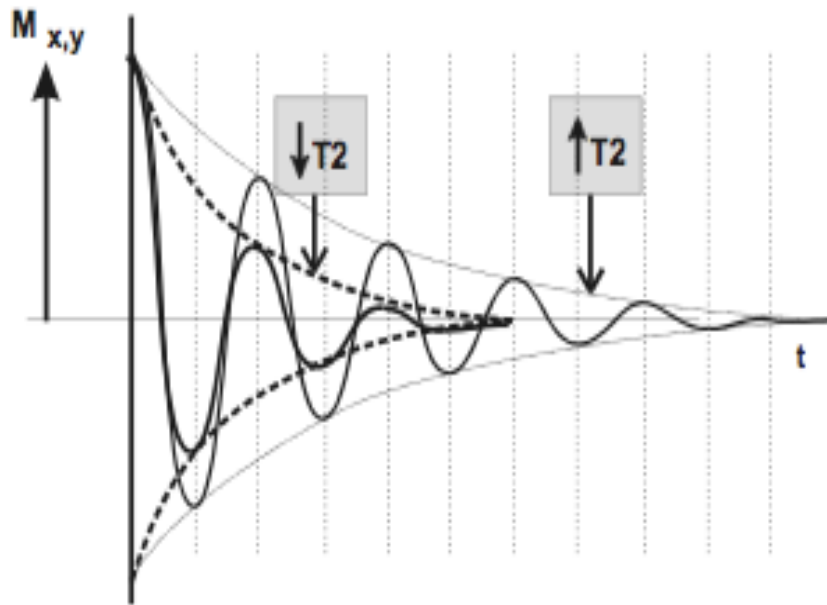
$$M_{x,y}(t) = M_{0x,y} e^{\frac{-t}{T2}} \quad (1.4)$$

La constante  $T2$  recibe el nombre de tiempo de relajación spin-spin o tiempo de relajación transversal ya que viene determinada por la proyección de la relajación



sobre el plano  $x,y$ ; esta se expresa en ms. Una curva de magnetización que decrece rápidamente, implica un valor de  $T_2$  bajo, indicando un gran asincronismo en la relajación (alta influencia spin-spin), ver figura (1.9).

**Figura 1-9:** Decrecimiento de señales en la magnetización transversal en dos vóxeles.[1]



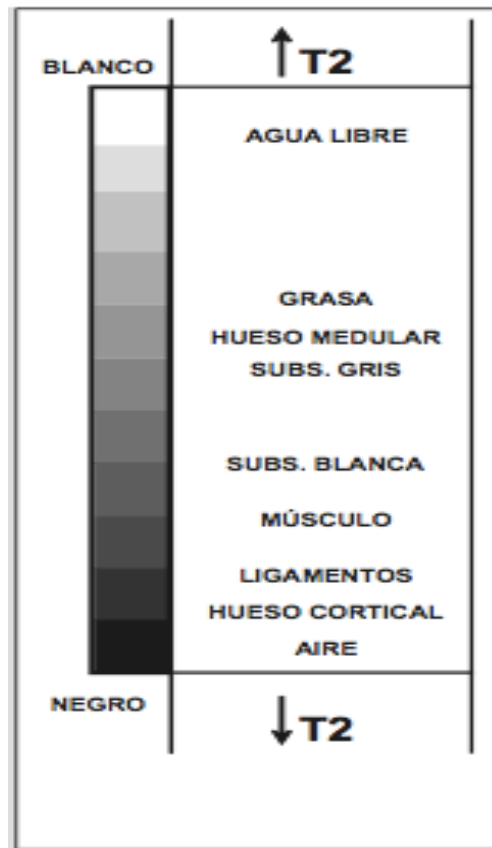
Se puede obtener una imagen en la que el contraste entre los vóxeles potencie la diferencia en los valores de  $T_2$ . La imagen potenciada en  $T_2$  da una idea, a través del sincronismo en la relajación de la estructuración molecular en el vóxel. En una imagen potenciada en  $T_2$ , la intensidad de la señal es directamente proporcional al valor del  $T_2$ . Es decir, a mayor señal mayor coherencia en la relajación, menor influencia entre núcleos y mayor desestructuración.

Los líquidos en reposo tienen una alta señal de resonancia en imágenes potenciadas en  $T_2$ . Una imagen en la que los líquidos aparecen en alta señal se identifica que es potenciada en  $T_2$ . Cuanto mayor sea la intensidad de los líquidos tanto mayor es la potenciación en  $T_2$ . Si la imagen que se obtiene no está corregida de las heterogeneidades del campo magnético externo ni de los efectos de las

variaciones de susceptibilidad fijas, se obtendrán imágenes potenciadas en T2\* siempre que los líquidos aparezcan hipertensos.

En la figura (1.10), se presenta una escala de grises para identificar imágenes potenciadas en T2.

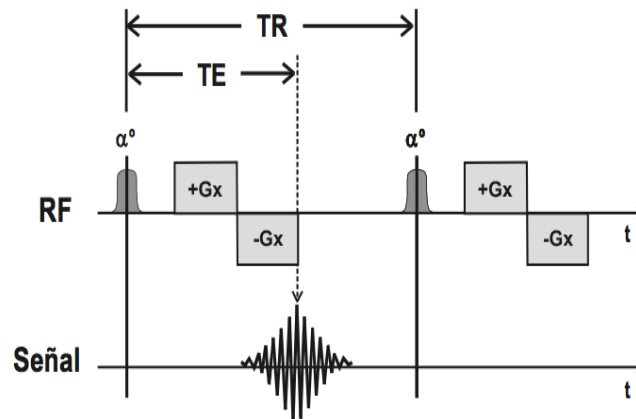
**Figura 1-10:** Escala de grises para imágenes potenciadas en T2. [1]



### 1.1.4 Secuencia Gradiente Echo

En esta secuencia se adquieren señales o ecos sin la aplicación de pulsos de  $180^\circ$  después de un pulso inicial de  $90^\circ$ ; en lugar de esto, se invierte sucesivamente la polaridad del campo magnético externo al que está siendo expuesto el tejido. Este proceso se denomina adquisición de ecos por inversión de gradientes. Es una técnica iniciada con un pulso similar al usado en la secuencia *spin echo*, pero de menor duración, lo que produce una orientación de los campos magnéticos de los átomos en precesión y se modifica en un ángulo menor de  $90^\circ$ . En esta secuencia el parámetro a tener en cuenta es el ángulo de deflexión  $\alpha_0$  de la magnetización porque es más importante que el tiempo de repetición y el tiempo de eco para determinar el tipo de información que se pretende obtener. En general, los ángulos mayores de  $45^\circ$  proporcionan información potenciada en T1 y los pequeños (menos de  $30^\circ$ ) tienen muy bajo impacto T1. Ver Figura (1.11).

Figura 1-11: Esquema de la secuencia GRE. [1]



### 1.1.5 Secuencia de Difusión

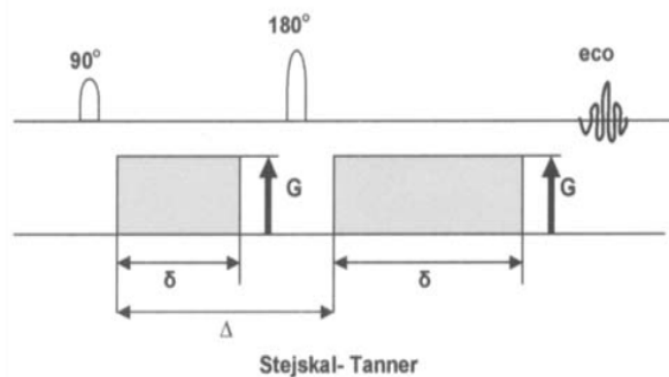
La secuencia de difusión en RM, se caracteriza por ser una secuencia funcional que complementa las secuencias convencionales para elevar la capacidad diagnóstica, y hacerla más asertiva en las diferentes enfermedades patológicas.

La física de la difusión se explica teniendo en cuenta tres parámetros: el primero, asociado al desplazamiento aleatorio que realizan las moléculas de agua en el tejido vivo como respuesta a una energía térmica (difusión molecular). Seguidamente, después de ese movimiento se considera un cambio de velocidad tanto en magnitud como en dirección generando un tipo de movimiento aleatorio llamado movimiento Browniano, y finalmente, esas moléculas realizan una trayectoria que varía. El promedio del desplazamiento neto en un determinado tiempo ( $\text{mm}^2/\text{s}$ ) es cuantificado mediante un coeficiente llamado coeficiente de difusión (ADC).

La secuencia de difusión demuestra gráficamente los diferentes desplazamientos de los protones principalmente asociados al agua contenida en el interior de los tejidos, representando la longitud media recorrida por dichas moléculas, conocida como imagen de difusión (DWI).

Las secuencia de difusión está fundamentada en la secuencia convencional Espín Echo (SE) ponderada en T2, pulso de radiofrecuencia de  $90^\circ$ , seguido por otro pulso de radiofrecuencia de  $180^\circ$ . Teniendo en cuenta la secuencia Stejskal y Tanner; ver figura (1.12), aquí se aplica a esa secuencia un par simétrico de gradientes de valor G con polaridad opuesta antes y después del pulso de  $180^\circ$ . Se logró así una medida de la difusión de las moléculas de agua, efectos demasiado insignificantes para la RM convencional.

**Figura 1-12:** Diagrama de Stejskal –Tanner para el cálculo de la difusión. [1]



- **Formación de la Imagen en difusión**

La imagen en difusión se genera en el instante después de aplicar un pulso de excitación donde las moléculas de un volumen se encuentran en la misma fase. Cuando a ese volumen se le aplica un gradiente, las moléculas se desfasan en diferente grado dependiendo de su posición; después se aplica otro gradiente más; opuesto y de la misma magnitud, volverán a la fase aquellos protones que se encuentran en la misma posición (difusión restringida). Además, las moléculas que tienen gran movilidad no podrán recuperar su fase completamente después de la aplicación de ese segundo gradiente. Los dos pulsos de gradiente aplicados están separados por un intervalo de tiempo  $\Delta t$ , y la duración de esos pulsos se puede graduar por un valor identificado como sigma  $\delta$ .

La ecuación (1.5) permite relacionar la señal de la imagen potenciada en difusión (S) con una imagen potenciada en T2 no sensibilizada a la difusión  $S_0$  descrita por Stejskal y Tanner es:

$$S = S_0 e^{-b \cdot D} \quad (1.5)$$

donde D es el coeficiente de difusión y en este trabajo se referencia como ADC, y b es el conocido valor que depende de los gradientes de difusión aplicados. La selección del factor b adecuado tiene una influencia decisiva en las imágenes resultantes porque aporta en la descripción de la potenciación. El valor b, se define mediante la siguiente expresión:

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left( \Delta - \frac{\delta}{3} \right) \quad (1.6)$$

Donde G es la amplitud del gradiente,  $\gamma$  es la constante giromagnética del protón,  $\delta$  es la duración del pulso del gradiente y  $\Delta$  representa el intervalo de tiempo de la aplicación de los pulsos de gradiente. Una vez se defina b y obteniendo las señales S y  $S_0$ , se puede calcular D. El valor b determina inversamente cuanta contribución T2 tiene la imagen obtenida, para lo cual es necesario disponer de una imagen basal ( $S_0$ ,  $b=0$  s/mm<sup>2</sup>) porque la intensidad del vóxel depende del movimiento molecular del agua y del contraste T2 del propio tejido.

### 1.1.6 Equipo de Resonancia Magnética

Un equipo de resonancia magnética es un conjunto de componentes mecánicos, eléctricos y electrónicos conformado por los siguientes elementos: un imán, un sistema de bobinas compensadoras, un sistema de bobinas de gradiente y un sistema de bobinas receptor y emisor conocido como sonda de radiofrecuencia.

- El imán es el componente más importante del equipo y genera el campo magnético externo, su potencia es medida en Teslas (T). El imán de los diferentes proveedores de equipos de resonancia magnética tiene una caracterización variada. Este se caracteriza por ser abierto o cerrado, por generar un campo bajo menor 0,5 T, de campo medio (0,5-1,0 T) y de alto campo (1,0-3,0 T), además, por su composición se conocen como permanentes o electroimanes, estos últimos son generados por corriente eléctrica y se clasifican como resistivos y superconductores. Necesitan refrigeración, donde usualmente se utiliza agua o Helio líquido. El imán permanente es aquel fabricado por materiales modernos fáciles de imantar. Por ejemplo, las cerámicas, que son ligeras y capaces de producir campos hasta de 0,3 T. En la resonancia se disponen varios bloques cerámicos pero el campo generado no es muy uniforme y no muy óptimo para la obtención de las imágenes a pesar de ser de bajo costo y tampoco genera gastos de mantenimiento. El imán resistivo es un imán fabricado por espiras de alambre. El alambre utilizado es un muy buen conductor pero con una resistencia pequeña por eso su nombre. En los equipos de resonancia se utilizan varias bobinas grandes (generalmente 4) con diámetro de aproximadamente 1,5 metros dispuestas concéntricamente. La resistencia baja hace que se produzca una gran cantidad de calor debido a la alta intensidad de corriente que atraviesa las bobinas, por ello, se requiere un sistema de refrigeración.

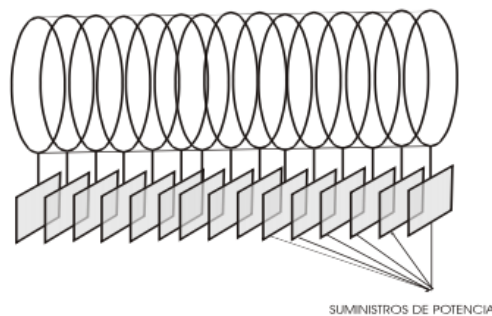
El campo generado por este tipo de bobinas hace que se atraigan las unas con las otras, luego, es necesaria una estructura rígida para reducir la distorsión mecánica, la corriente de potencia que las alimenta es de casi 8 KW.

El imán superconductor está fabricado por bobinas hechas con aleaciones metálicas que se comportan como conductores perfectos cuando se someten a enfriamiento hasta una temperatura de  $10^0\text{K}$  ( $-263\text{ }^0\text{C}$ ); esto ocasiona la no resistencia al paso de una corriente. Las aleaciones metálicas se comportan como conductores normales a temperatura ambiente, pero cuando se someten a temperaturas muy bajas o criogénicas se convierten en superconductoras.

Estos imanes tienen ventajas frente a los imanes resistivos, principalmente estos no presentan disipación de calor y al no presentar resistencia no pierden energía eléctrica la cual se aprovecha completamente. Además, no requieren sistemas de refrigeración por agua ni grandes suministros de potencia. Estos imanes pueden producir campos magnéticos hasta de 4 T, aunque su uso comercial en IRM se limita a 1,5 T. Un requisito fundamental del imán en el resonador es la homogeneidad del campo magnético, y para alcanzarla las bobinas compensadoras ajustan la corriente y la polaridad.

- Las bobinas compensadoras se definen como un conjunto de espiras circulares enrolladas donde puede fluir una corriente eléctrica la cual genera un campo interno y externo en la bobina, tangentes en cada punto de las circunferencias imaginarias cuyo centro es el alambre conductor. La magnitud de los campos decae inversamente proporcional al radio de cada espira y se calcula por la ley de Ampere, la suma total de todas las espiras crea en el interior un campo magnético uniforme y constante. Las bobinas compensadoras se encuentran en un tambor ubicado en la abertura principal del imán, conformado por hasta treinta espiras enrolladas cada una con su propio suministro de potencia; su funcionamiento es el mismo de una bobina común. La figura (1.13) muestra la disposición de estas bobinas.

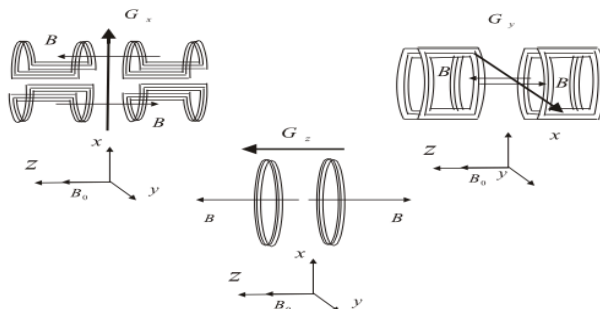
**Figura 1-13:** Arreglo de bobinas compensadoras.[9]



Las bobinas de gradiente se encargan de generar el campo magnético gradiente necesario para realizar el mapeo espacial de la señal proveniente de los tejidos

sometidos al campo magnético principal  $B_0$ . Además, se caracterizan por ser tres tipos de embobinados móviles los cuales proporcionan los incrementos lineales de campo magnético en las diferentes direcciones espaciales X,Y y Z; con el fin de obtener los diferentes cortes. Cuando el campo magnético de gradiente Z está activado, el pulso de radiofrecuencia se sintoniza con precisión, de forma tal que los núcleos de hidrógeno de un corte determinado del paciente reciben energía. De esta manera, si se desea obtener un corte coronario es necesario activar la bobina de gradiente X, y para un corte sagital se activa la bobina de gradiente Y, y así sucesivamente. El diseño de estas bobinas es diferente de acuerdo con la disposición geométrica y la necesidad de los incrementos lineales de campo. En la figura (1.14) se muestran las diferentes configuraciones de estas bobinas.

**Figura 1-14:** Configuraciones de las diferentes bobinas gradientes.[9]



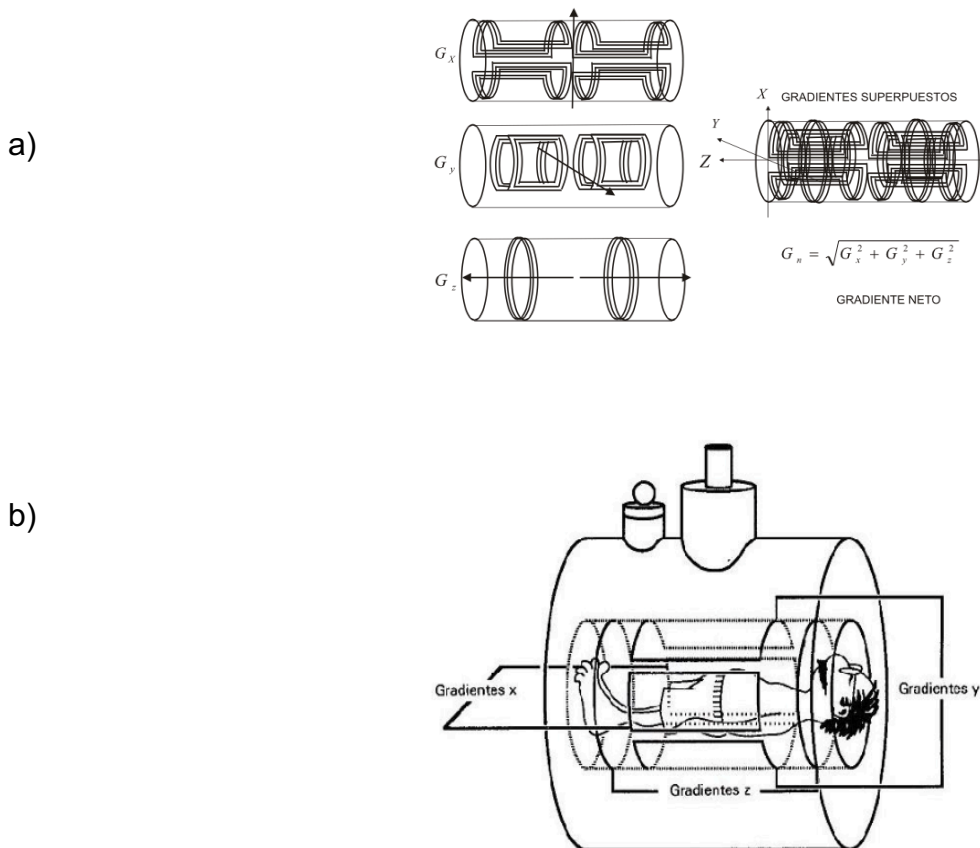
La bobina dispuesta en dirección X, está conformada por cuatro espiras paralelas en pares, en cada una de estas circula una corriente eléctrica de igual intensidad; en el primer par de bobinas la dirección de la corriente es en sentido contrario con respecto de la una a la otra. Lo mismo sucede para el siguiente par de bobinas. Tan solo llevan la misma dirección de corriente las bobinas contiguas que son las dispuestas en la dirección Y; las cuales están conformadas por cuatro circuitos de alambre conductor diseñados en forma rectangular arqueados en los extremos más pequeños, cada par de circuitos están configurados en forma paralela uno en contra del otro y alrededor del cilindro de soporte. Finalmente, las bobinas dispuestas en dirección Z son dos espiras circulares donde circula corriente eléctrica de la misma intensidad pero en sentidos opuestos, las cuales se pueden



mover a lo largo del eje de referencia; alejándose o acercándose una con respecto a la otra.

El embalaje de las tres bobinas de gradiente está contenido en un soporte especial que permite la movilización de las bobinas a lo largo y alrededor del mismo Figura (1.15).

**Figura 1-15:** a,b) sistema integrado de bobinas de gradiente.[9]

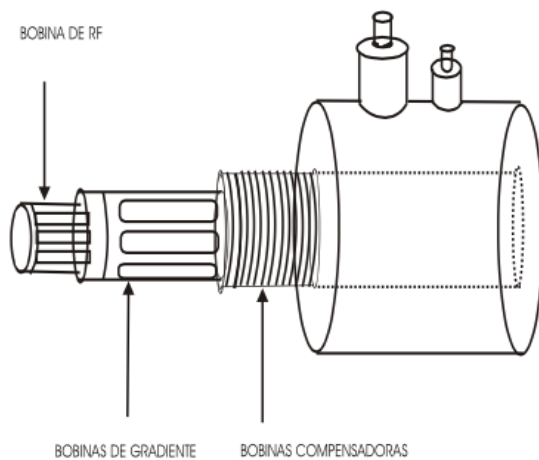


- La sonda de radiofrecuencia se compone de una bobina de radiofrecuencia la cual produce un campo magnético  $B_1$ , necesario para que los espines de la materia roten  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ , u otro valor seleccionado según la secuencia de pulsos. Se caracteriza por tener doble funcionalidad, la primera es transmitir

pulsos de radiofrecuencia, y la segunda es detectar la respuesta de los espines de la materia vía la magnetización transversal la cual induce un voltaje en la bobina (bobina antena). Esta se encuentra ubicada dentro de las bobinas de gradiente y lo más cerca del paciente. En la figura (1.16) se muestra cómo se ubica la bobina de radiofrecuencia en el sistema de bobinas secundarias.

Esta antena emisora y receptora a su vez está compuesta por diferentes tipos de embobinados los cuales forman circuitos especiales encargados de generar la señal de radiofrecuencia necesaria para producir la resonancia en la materia (bobinas transmisoras); además de recibir las señales generadas por la materia en la transición fuera de la resonancia (bobinas receptoras).

**Figura 1-16:** Sistemas de bobinas secundarias. [9]



El funcionamiento de las bobinas transmisoras se debe principalmente a la corriente eléctrica oscilante o alterna. Una bobina debe resonar o almacenar energía de forma óptima a la frecuencia de Larmor de los núcleos de la muestra en estudio. Todas las bobinas de un equipo de resonancia se componen de un inductor o un conjunto de elementos capacitivos. La frecuencia de resonancia de una bobina de radiofrecuencia se determina por la inductancia (L) y la capacitancia (C) del circuito de inductores y capacitadores. Esto se evidencia en la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (1.7)$$

La sonda de radiofrecuencia también considera dos tipos de circuitos externos; circuitos de volumen y circuitos superficiales. Los primeros son los encargados de estudiar zonas del cuerpo que abarcan un volumen determinado, por ejemplo, la cabeza, el tórax, la región abdominal, entre otros. Los circuitos superficiales son los encargados de estudiar zonas de interés bien limitadas, por eso su característica importante de sensibilidad a la radiofrecuencia.

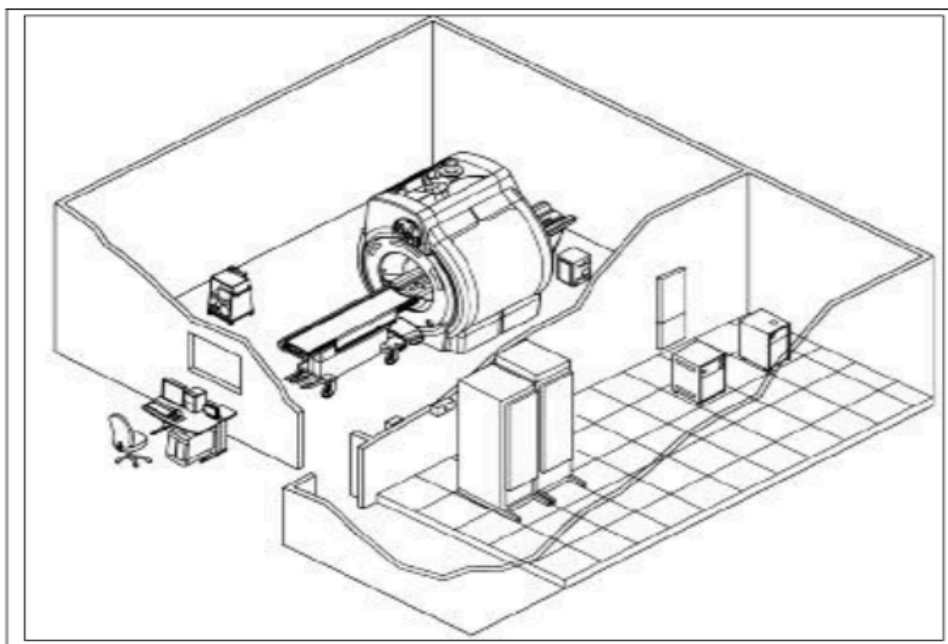
Existen varios circuitos de volumen. Uno conocido con el nombre de jaula de pájaro, el cual se caracteriza por ser el más homogéneo y se utiliza en estudios de cráneo, este tiene la doble función transmisor-receptor logrando generar señales de radiofrecuencia a la mayor parte de la cabeza. El campo magnético asociado a este circuito es perpendicular al campo principal  $B_0$ . El otro circuito de volumen es conocido con el nombre de silla de montar, se caracteriza porque es capaz de emitir pulsos de radiofrecuencia al paso de una corriente alterna. El campo magnético generado por este circuito también es perpendicular al campo principal  $B_0$ .

- ***Diseño Espacial de Ubicación del Equipo***

Debido a que el resonador magnético es una máquina sensible a campos magnéticos externos, el espacio donde se ubique debe estar construido con materiales no magnéticos. De acuerdo con la consideración anterior se destacan algunos puntos: el concreto de las paredes debe estar acompañado por barras de cloruro de polivinilo (PVC) en lugar de barras de hierro, el canal de tuberías también debe ser de PVC, todas las entradas eléctricas deben poseer filtros eléctricos para eliminar frecuencias de interferencias y por último la iluminación debe ser de corriente continua. Además, dependiendo del diseño del equipo de resonancia magnética es necesario tener en cuenta dos tipos de escudo: uno electromagnético y otro magnético. El escudo electromagnético generalmente es una malla de alambre conductor, dispuesto alrededor de la máquina para atenuar las posibles interferencias electromagnéticas externas provenientes de los sistemas electrónicos comerciales los cuales pueden ser tan fuertes para enmascararse en las débiles señales de la resonancia procedentes del paciente.

El escudo magnético generalmente es un arrollamiento de material superconductor con polarización inversa de corriente, y produce un campo magnético inverso que sirve para reducir un campo producido fuera de la abertura principal donde se ubica el paciente, el cual puede interferir ya sea; en el funcionamiento mecánico y electrónico de la sala, o puede distorsionar la homogeneidad de la porción de materia a estudio generando degradación de la imagen, este campo se conoce con el nombre de campo magnético marginal. En la figura (17) se presenta la distribución típica de una instalación de resonancia magnética.

**Figura 1-17:** Diseño de una instalación de resonancia magnética. [9]



## 2. MATERIALES Y METODOLOGÍA

### 2.1 Diseño Metodológico

Se realizó una búsqueda minuciosa de estudios publicados y de bases de datos electrónicas, sin restricción de fecha e idioma con las siguientes palabras clave; correlación de ADC y T2 en imágenes de resonancia magnética en cerebro. Magnetic Resonance brain Imaging, ADC, T2 correlation, donde se encontraron los tres artículos mencionados. Se estudió el protocolo de cerebro que sigue la unidad de resonancia magnética del HDRV. Donde se evidencian 7 secuencias: una secuencia sagital Spin Echo potenciada en T1, una secuencia Flair Axial, una secuencia axial Spin Echo potenciada en T1, una secuencia T2 coronal, una secuencia axial de difusión y una secuencia gradiente Echo potenciada en T2\*. Se tomaron 14 estudios de cerebro en pacientes con diferente diagnóstico, con el protocolo usual más secuencias Axial Spin Echo potenciada en T2 con Tiempos de Eco(TE) modificados; TE=97 ms, TE=123 ms, TE=150 ms y secuencia de difusión axial con valores de  $b=0 \text{ s/mm}^2$  y  $b=1000 \text{ s/mm}^2$ . Este valor b determina el peso de la difusión en la señal de la imagen y está definido por los gradientes sensibles a la difusión. Para el análisis de las imágenes se utilizó el software Image J, caracterizado de ser un programa de procesamiento y análisis de imágenes digitales, se consideraron 6 regiones de interés (ROIs), tres en el hemisferio derecho y tres en el hemisferio izquierdo en tejido sano; de sustancia gris, sustancia blanca y líquido cefalorraquídeo teniendo en cuenta el mismo corte para todas ver figuras (18, 19, 20, 21, 22). El Image J permite medir la intensidad de la señal para cada TE considerado en cada uno de las zonas ROI bidimensional.

Mediante el paquete estadístico R commander, software libre distribuido bajo licencia pública general que sirve para programar análisis estadístico y gráfico; se trataron los datos estadísticamente utilizando un modelo lineal a la relación señal

(Ln S) versus TE, para así obtener el T2 que caracteriza a cada relación de las 6 zonas consideradas tomado de 1/m; (m= pendiente de la recta), y Ln de S versus b (s/mm<sup>2</sup>), para el cálculo de los ADC(mm<sup>2</sup>/s) (Coeficiente de Difusión).

El método estadístico utilizado se compone de dos fases. La primera fase corresponde al cálculo del coeficiente de correlación r entre las variables ADC y T2 dado por la ecuación

$$r = \frac{\sum x_i y_i}{\sqrt{(\sum x_i^2)(\sum y_i^2)}} \quad (2.1)$$

el cual mide el grado de asociación entre las dos variables ADC y T2.

En la tabla 3.1 se presentan los valores del coeficiente de correlación r de cada una de las zonas de todos los 14 pacientes considerados.

En la segunda fase se realizó estimaciones en las 3 zonas del hemisferio derecho e izquierdo relacionando todos los T2 y los ADC de cada una de ellas y de todos los pacientes. Estas estimaciones arrojaron resultados estadísticamente significativos presentados en la tabla 2. y a partir de esas estimaciones se obtuvo el P value (valor de probabilidad) y el t- statistic (factor que determina una prueba de hipótesis, mediante una relación significativa entre dos variables).

## 2.2 Materiales

Los estudios fueron realizados en un resonador de 1,5 T (Siemens Magnetóm Essenza), con túnel de exploración ultracorto de 145 cm, con imán superconductor de 3,5 toneladas que se refrigera con Helio. Además de tener 25 Bobinas integradas y 8 canales de radiofrecuencia.

### 3. RESULTADOS

Se presentan imágenes de los cortes considerados en el estudio de uno de los pacientes; mostrando las zonas a considerar delimitando los ROI, donde se mide la intensidad de señal (S) para los diferentes valores de TE y b.

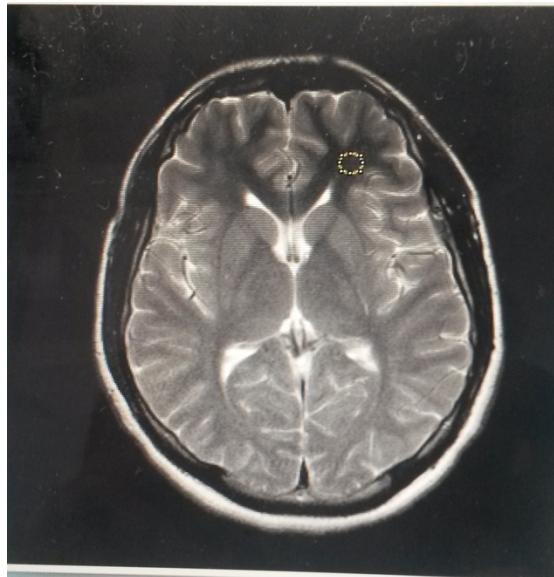
**Figura 3-1:** Corte axial de cerebro de paciente 1, secuencia de difusión  $b=0$  s/mm<sup>2</sup>, ROI, Zona Izquierda 1 (Z11).



**Figura 3-2:** Corte axial de cerebro de paciente 1, secuencia de difusión  $b=1000$  s/mm<sup>2</sup>, ROI, Zona Izquierda 3 (Z13).

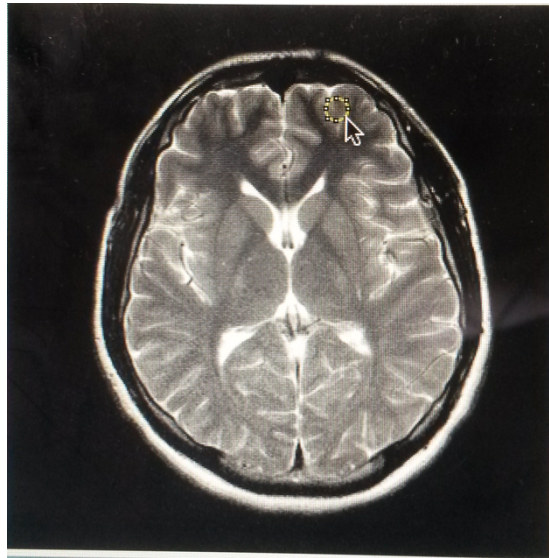


**Figura 3-3:** Imagen potenciada en T2, TE (97 ms), ROI; zona derecha 1 (ZD1).

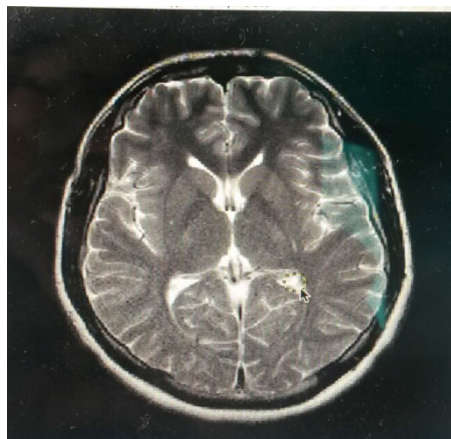




**Figura 3-4:** Imagen potenciada en T2, TE (123 ms), ROI, Zona derecha 2 (ZD2).



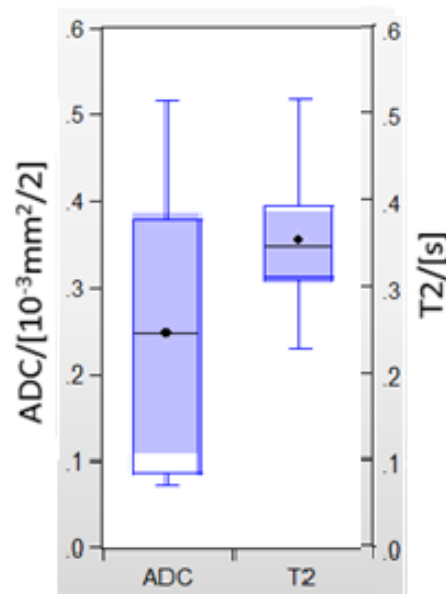
**Figura 3-5:** Imagen potenciada en T2, TE (150 ms), ROI zona derecha 3 ZD3.

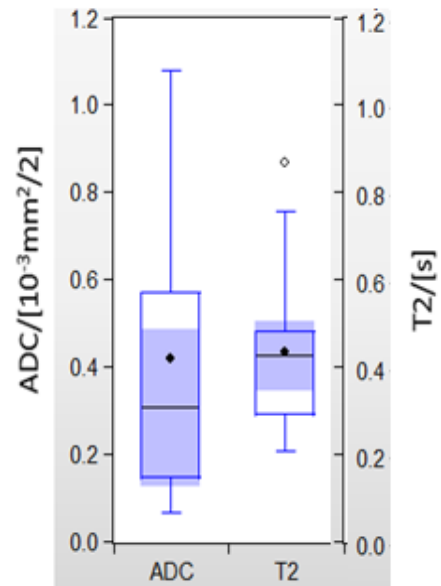
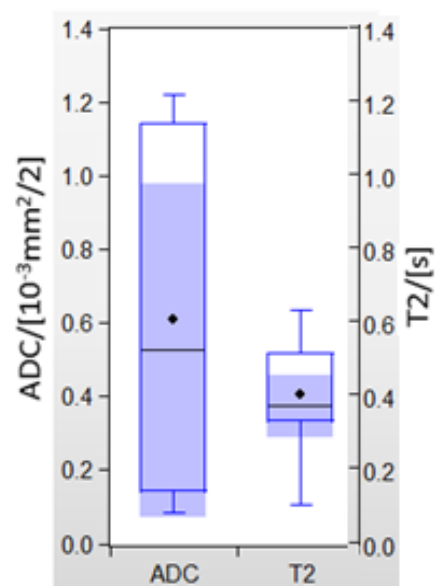


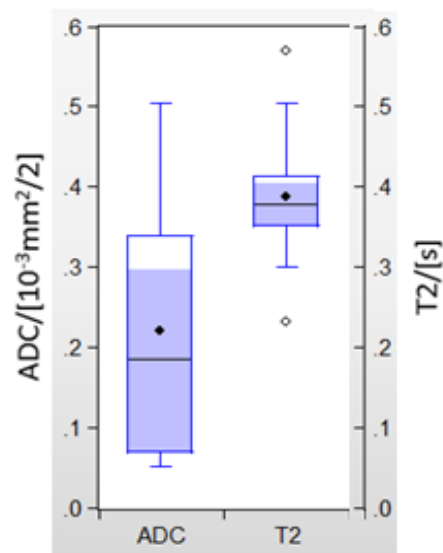
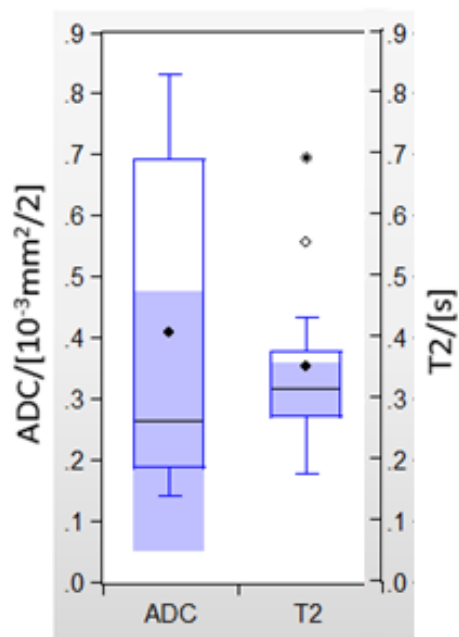
Seguido de la obtención de los valores de T2 para cada una de las 6 zonas de los 14 pacientes se obtuvieron los coeficientes de Difusión (ADC), calculando la pendiente de la gráfica de la linealización del logaritmo natural de la señal ( $\ln S$ ) versus los valores  $b$  ( $s/mm^2$ ). En la tabla 3.2 se muestran los valores de ADC y T2 para cada una de las zonas del paciente 1. El resto de datos para los demás pacientes se encuentran en el ANEXO A.

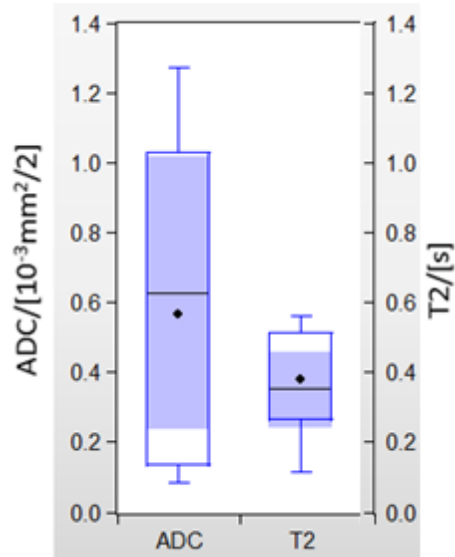
Para observar el comportamiento de los datos recolectados de los coeficientes de difusión ADC y Tiempos de relajación transversal T2, se presentan las distribuciones estadísticas para cada zona. Donde se representa el valor medio de cada variable junto con el valor mínimo y máximo de cada uno, además de los cuartiles.

**Figura 3-6:** Distribución estadística de datos ADC y T2 para ZD1.



**Figura 3-7:** Distribución estadística de datos ADC y T2 para ZD2.**Figura 3-8:** Distribución estadística de datos ADC y T2 para ZD3.

**Figura 3-9:** Distribución estadística de datos ADC y T2 para ZI1.**Figura 3-10:** Distribución estadística de datos ADC y T2 para ZI2.

**Figura 3-11:** Distribución estadística de datos ADC y T2 para ZI3.:**Tabla 3-1** Valores de coeficiente de difusión y T2 para el paciente 1.

<b>PACIENTE 1</b>		
<b>ZONA</b>	<b>ADC(mm<sup>2</sup>/s)</b>	<b>T2(s)</b>
	Media+-desviación estándar	
<b>ZD1</b>	0,084+-0,65	0,387
<b>ZD2</b>	0,216+-0,061	0,299
<b>ZD3</b>	0,168+-0,048	0,283
<b>ZI1</b>	0,057+-0,451	0,414
<b>ZI2</b>	0,232+-0,051	0,321
<b>ZI3</b>	0,130+-0,048	0,384

Para encontrar la relación que hay entre los valores ADC y T2, se calculó el valor de correlación  $r$  de las zonas derechas e izquierdas de los 14 pacientes, valores que se encuentran en la tabla 3.2

**Tabla 3-2:** Factores de correlacion r entre ADC y T2 de cada una de las zonas de los 14 pacientes.

FACTOR DE CORRELACION r	ZONA
ADC (mm <sup>2</sup> /s) contra T2 (s)	
-0,438	ZD1
-0,271	ZD2
-0,218	ZD3
-0,460	ZI1
-0,153	ZI2
-0,091	ZI3

Finalmente se estiman los modelos de regresión lineal simple. Se realizaron seis estimaciones sobre los datos de T2 y ADC de las tres zonas derechas y las tres zonas izquierdas de cada uno de los pacientes determinando el p value y el t-statistics para cada una de ellas. Los valores obtenidos se presentan en la tabla 3.3.

**Tabla 3-3:** Valores de probabilidad encontrados al relacionar ADC contra T2 de cada una de las zonas de los 14 pacientes.

ZONA	MODELO	t-Statistic	P -value
ZD1	ADC=f(T2)	4.55	0.0007
ZD2	ADC=f(T2)	2.36	0.0359
ZD3	ADC=f(T2)	3.02	0.0105
ZI1	ADC=f(T2)	-16.68	0.0000
ZI2	ADC=f(T2)	-3.19	0.007
ZI3	ADC=f(T2)	6.88	0.0000

## 4. ANALISIS DE RESULTADOS

Se necesita comprender que la intensidad de señal que se observa en la secuencia de difusión es un compuesto entre la difusión misma y el tiempo de relajación T2 del tejido. Para estudiar la relación que hay entre esas dos magnitudes, fue necesario correlacionarlas mediante el coeficiente de correlación  $r$ , el cual es una medida del grado de asociación entre ellas y las cuales fueron encontradas desde la pendiente de la línea del logaritmo de la intensidad de señal para los TE escogidos (97, 123, 150 ms) y los dos valores  $b$  escogidos entre 0 y 1000 s/mm<sup>2</sup>.

Los valores de  $r$  están en el rango de  $-1 \leq r \leq 1$  donde pueden ser positivos o negativos, de acuerdo a los datos obtenidos en la tabla 3, se analizó que la correlación entre estas dos magnitudes es negativa lo que significa que la covariancia de ambas variables tiene un sentido inverso; a valores altos de ADC le corresponderán valores bajos de T2 o a valores bajos de ADC le corresponderán valores altos de T2.

De acuerdo a las estimaciones que se presentan en la tabla 3.3, se encuentra que el valor de probabilidad es menor que el  $p \leq 0,05$ , siendo esto favorable por qué se puede considerar que las dos variables se correlacionan de manera directa, y a la hora de un estudio imagenológico, la imagen potenciada en T2, brinda la misma información que la secuencia de difusión, con la ventaja de ofrecer mejor resolución y contraste.

En los gráficos de distribución estadística de cada una de las zonas, se evidencia que el valor medio de ADC está en un rango de  $0.3 \leq \text{ADC} \leq 1.2$  mm<sup>2</sup>/s y T2 entre  $0.2 \leq T2 \leq 0.8$ s, presentando una media de 0.4 s, valores que no se pueden comparar ya que el único artículo donde relacionan las dos variables en cerebro se realiza en tejido enfermo. "Quantitative apparent diffusion coefficients and T2 relaxation times in characterizing contrast enhancing brain tumors and regions of peritumoral edema".

## 5. CONCLUSIONES Y DISCUSION

### 5.1 CONCLUSIONES

5.1.1 En este trabajo se encontró correlación entre ADC y T2, para tejido sano de cerebro, de acuerdo a que se encontraron valores de probabilidad menores  $p < 0,05$ , eso se podría traducir que la técnica potenciada en T2 y difusión en imágenes brindan la misma información, ya que en los artículos citados no se encuentran diferencias entre esas dos variables, considerando tejidos normales y enfermos.

5.1.2. La correlación de las variables es significativa, pero no es suficiente para optimizar el protocolo, faltaron más variaciones de TE para tener varios rangos de resolución en la imagen.

5.1.3. Se propone para estudios futuros realizar mediciones en tejido sano y enfermo para poder intercomparar las correlaciones de más resoluciones de imagen.

### 5.2 DISCUSION

Las imágenes ponderadas en T2 ofrecen mejor calidad de imagen en comparación con la imagen de difusión.

Sin embargo, las imágenes de difusión son un componente importante para apoyar diagnóstico en enfermedades cerebrales según el artículo "Oh, J., Cha, S., Aiken, AH., Han, ET., Crane, JC., Stainsby, JA., Wright, GA., Dillon, WP., y Nelson, SJ. (2005). Quantitative apparent diffusion coefficients and T2 relaxation times in characterizing contrast enhancing brain tumors and regions of peritumoral edema. Journal of magnetic resonance imagin 21(6)"



Se propone un estudio para medir esas dos variables tanto para tejido sano como para tejido enfermo y hacer una comparación de la variación de ADC y T2, para evidenciar la importancia de la difusión en el diagnóstico de las neoplasias

Dada la alta correlación en estas zonas estudiadas entre el ADC y el T2, y debido a las ventajas de las medidas de T2 (menor dispersión de datos, por lo tanto mejor robustez de los resultados y mejor calidad de imagen), se recomienda reevaluar el uso de las imágenes de ADC para diagnóstico en estos casos concretos.

## 6. BIBLIOGRAFÍA

[1] Gili J, Capdevila A. Introducción biofísica a la resonancia magnética. En: Gili J, Capdevila A, editores. Resonancia Magnética. Barcelona: Editorial Impritex, 1997.

[2] Morillo AJ. Imagenología por resonancia Magnética. Acta Neurológica Colombiana. 1989;5:13-14

[3] Pooley RA. Fundamental physics of MR. *imaging. Radiographics.* 2005;25: 1087-99.

[4] Sociedad Española De Radiología Medica, Resonancia Magnética Funcional(RMF)- cerebral,2009.

[5] Jacobs M, Ibrahim T, Ouwerkerk R. MR Imaging: Brief overview and emerging applications. *Radiographics.* 2007;27:1213-29.

[6] Schaefer P, Grant E, Gonzalez G. Diffusion-weighted MR imaging of the Brain. *Radiology.* 2000; 217: 331 -345.

[7] Damodar g, MacGrawHill, Econometria,2014.

[8] Correlation of ADC and T2 measurements with cell density in prostate cancer at 3.0 Tesla”(Invest Radiol, 2009 sep;44.

[9] Quantitative apparent diffusion coefficients and T2 relaxation times in characterizing contrast enhancing brain tumors and regions of peritumoral edema, *J Magn Reson Imaging*,2005 jun,21(6):701-8.

[10] Pedro Pablo Escobar. Imágenes en medicina, Bioingeniería, Argentina.

**A. Anexo:** En este apartado se presenta las tablas con los valores de los coeficientes de difusión ADC y T2, para los 13 pacientes considerados en el estudio.

<b>PACIENTE 2</b>		
<b>ZONA</b>	<b>ADC(mm<sup>2</sup>/s)</b>	<b>T2(s)</b>
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,390+-0,04	0,348
<b>ZD2</b>	1,081+-0,54	0,362
<b>ZD3</b>	1,206+-0,44	0,313
<b>ZI1</b>	0,302+-0,362	0,361
<b>ZI2</b>	0,834+-0,054	0,353
<b>ZI3</b>	1,276+-0,447	0,504

<b>PACIENTE 3</b>		
<b>ZONA</b>	<b>ADC(mm<sup>2</sup>/s)</b>	<b>T2(s)</b>
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,111+-0,069	0,337
<b>ZD2</b>	0,147+-0,057	0,868
<b>ZD3</b>	0,134+-0,043	0,541
<b>ZI1</b>	0,075+-0,146	0,569
<b>ZI2</b>	0,154+-0,062	0,179
<b>ZI3</b>	0,106+-0,043	0,546

<b>PACIENTE 4</b>		
<b>ZONA</b>	<b>ADC(mm<sup>2</sup>/s)</b>	<b>T2(s)</b>
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,336+-0,51	0,41
<b>ZD2</b>	0,572+-0,237	0,535
<b>ZD3</b>	0,426+-0,068	0,375
<b>ZI1</b>	0,328+-0,364	0,434
<b>ZI2</b>	0,572+-0,078	0,434
<b>ZI3</b>	0,63+-0,026	0,384

<b>PACIENTE 5</b>		
<b>ZONA</b>	<b>ADC(mm<sup>2</sup>/s)</b>	<b>T2(s)</b>
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,248+-0,080	0,230
<b>ZD2</b>	0,398+-0,070	0,231
<b>ZD3</b>	1,208+-0,580	0,638
<b>ZI1</b>	0,282+-0,085	0,358
<b>ZI2</b>	0,586+-0,070	0,325
<b>ZI3</b>	1,04+-0,630	0,342

PACIENTE 6		
ZONA	ADC(mm <sup>2</sup> /s)	T2(s)
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,080+-0,06	0,345
<b>ZD2</b>	0,066+-0,08	0,453
<b>ZD3</b>	0,164+-0,04	0,352
<b>ZI1</b>	0,088+-0,06	0,301
<b>ZI2</b>	0,221+-0,08	0,379
<b>ZI3</b>	0,194+-0,07	0,242

PACIENTE 7		
ZONA	ADC(mm <sup>2</sup> /s)	T2(s)
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,147+-0,05	0,461
<b>ZD2</b>	0,16+-0,04	2,945
<b>ZD3</b>	0,10+-0,058	1,104
<b>ZI1</b>	0,052+-0,045	0,402
<b>ZI2</b>	0,142+-0,048	0,558
<b>ZI3</b>	0,11+-0,056	0,930

PACIENTE 8		
ZONA	ADC(mm <sup>2</sup> /s)	T2(s)
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,073+-0,035	0,351
<b>ZD2</b>	0,09+-0,059	0,461
<b>ZD3</b>	0,184+-0,045	0,272
<b>ZI1</b>	0,071+-0,037	0,398
<b>ZI2</b>	0,154+-0,048	0,273
<b>ZI3</b>	0,15+-0,04	0,319

PACIENTE 9		
ZONA	ADC(mm <sup>2</sup> /s)	T2(s)
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,518+-0,065	0,303
<b>ZD2</b>	1,036+-0,042	0,469
<b>ZD3</b>	0,868+-0,053	0,408
<b>ZI1</b>	0,506+-0,045	0,231
<b>ZI2</b>	0,725+-0,032	0,239
<b>ZI3</b>	1,03+-0,058	0,495

PACIENTE 10		
ZONA	ADC(mm <sup>2</sup> /s)	T2(s)
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,427+-0,023	0,261
<b>ZD2</b>	0,812+-0,079	0,482
<b>ZD3</b>	1,082+-0,059	0,500
<b>ZI1</b>	0,48+-0,034	0,411
<b>ZI2</b>	0,693+-0,065	0,461
<b>ZI3</b>	1,03+-0,087	0,461

PACIENTE 11		
ZONA	ADC(mm <sup>2</sup> /s)	T2(s)
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,346+-0,033	0,353
<b>ZD2</b>	0,51+-0,047	0,245
<b>ZD3</b>	1,222+-0,085	0,366
<b>ZI1</b>	0,362+-0,030	0,358
<b>ZI2</b>	0,734+-0,051	0,273
<b>ZI3</b>	0,867+-0,012	0,564

PACIENTE 12		
ZONA	ADC(mm <sup>2</sup> /s)	T2(s)
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,072+-0,027	0,520
<b>ZD2</b>	0,202+-0,083	0,402
<b>ZD3</b>	0,086+-0,037	0,631
<b>ZI1</b>	0,075+-0,044	0,505
<b>ZI2</b>	0,189+-0,057	0,697
<b>ZI3</b>	0,086+-0,041	0,564

PACIENTE 14		
ZONA	ADC	T2(s)
Media+-desviación estándar		
<b>ZD1</b>	0,09+-0,067	0,381
<b>ZD2</b>	0,147+-0,086	0,757
<b>ZD3</b>	0,194+-0,070	0,546
<b>ZI1</b>	0,069+-0,043	0,353
<b>ZI2</b>	0,194+-0,012	0,299
<b>ZI3</b>	<b>0,206+-0,055</b>	<b>0,353</b>



