

POTENCIACIÓN DE LA IMAGEN

Autor: Acad. TM. Cristián Garrido Inostroza

Introducción

T1 y T2 son constantes de tiempo de relajación longitudinal y transversal respectivamente. En los inicios del desarrollo de la RM con uso clínico-imagenológico, el Dr. Raymond Damadian tomó el camino del análisis de estos tiempos de relajación, evidenciando que los tejidos normales tenían valores de T1 y T2 constantes, mientras que, en los tumores, debido al aumento en contenido del agua tisular ambos tiempos de relajación se alargan. Otros cambios del entorno bioquímico serían posibles y también podrían ser caracterizados en contexto de la patología, pero requería de la cuantificación de estos tiempos. Mientras tanto, Paul Lauterbur y Peter Mansfield, silenciosamente trabajaban en el concepto de formación de imágenes mediante RM que reflejaran las características de T1 y T2 de los tejidos, entregando un nivel en escala de grises para cada tejido, que podría variar en función de la patología debido a un cambio en la cantidad de agua tisular, y la presencia de otras sustancias cuya señal pudiera aportar al diagnóstico diferencial. Esta concepción de la MRI es la que terminó por afianzarse como técnica y permitió que estos investigadores ganaran el Premio Nobel de Medicina el año 2003, por su contribución en el desarrollo de esta técnica de imagen. La forma en que los tiempos de relajación se transforman en un atributo de las imágenes es la potenciación.

Potenciación de la Imagen

Potenciar una imagen es análogo a contrastar la imagen. Cuando se dice que una imagen está potenciada en T1, implica que el contraste de la imagen está dado por las propiedades de los tiempos de relajación T1 de los tejidos visualizados en esa imagen. En este caso, en nomenclatura de RM la imagen se denomina Potenciada en T1, y se denotará como T1w. La **w** significa “weighted” y entrega la noción de que en algunas secuencias, por ejemplo en las secuencias de Steady State, una imagen potenciada en T1 puede mostrar algunas características del T2. Aunque los atributos del T1 dominan prácticamente todo el contraste de la imagen, existe una “leve expresión del T2” que puede hacer por ejemplo que la susceptibilidad se manifieste en una imagen T1.

Desde el punto de vista de la potenciación sólo existen 5 contrastes: **T1**, **T2**, **DP** (Densidad Protónica), **DWI** (Imagen potenciada en Difusión) y **SWI** (Imagen potenciada en Susceptibilidad). En este apunte se abordarán las 3 primeras.

Para potenciar la imagen se utiliza un parámetro: El **TR** (Tiempo de repetición)

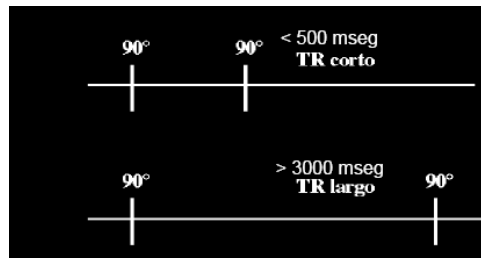


Figura 1: Concepto de TR

Para contrastar la imagen se hace lo siguiente: Se envía un pulso de 90° (de saturación) y luego se deja pasar un tiempo durante el cual los espines se relajarán, y luego se aplica otro pulso de 90° . El tiempo que transcurre entre los dos pulsos de 90° se conoce como **TR** o *Tiempo de Repetición*. Si el pulso fuera de 45° el tiempo transcurrido entre ambos también se denomina TR. Por lo tanto, la definición amplia de TR es *el tiempo que transcurre entre dos pulsos excitatorios iniciales*. En este ejemplo el flip inicial es de 90° . Si el TR es menor a 500 ms se dice que se aplicó un TR corto. Si el tiempo entre los dos pulsos excitatorios iniciales es mayor a 3000 ms, se dice que el TR utilizado es largo. Estos tiempos son utilizados por convención.

Existe otro fenómeno: el *fenómeno de pérdida de la fase*. De acuerdo con la relajación nuclear, una vez que finaliza un pulso excitatorio, los espines puestos en fase por el pulso de RF comienzan a desfasarse. Los espines pertenecientes a redes más compactas perderán más rápidamente su coherencia de fase, mientras que los localizados en redes más laxas perderán su fase con mucha sincronía, debido a que, en este caso, la probabilidad de interacción spin-spin es más baja. Por lo tanto, una vez que se suspende el pulso de RF que generó la magnetización M_{xy} , los espines siempre se desfasarán, ya sea sincrónica o asincrónicamente ([Figura 2](#)).

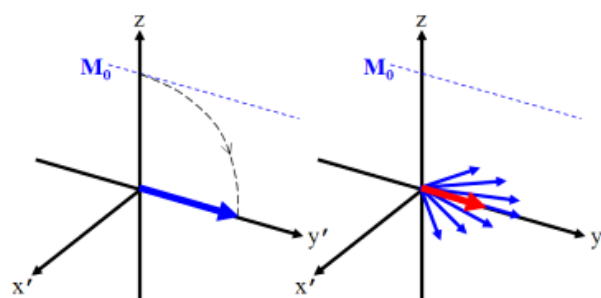


Figura 2: Fenómeno de pérdida de la fase

La componente transversal es la responsable de la señal de inducción que se utiliza para formar la imagen, por lo que no es conveniente perder esta componente. Para no perder esta componente se puede aplicar *un pulso de 180°* .

El efecto de un pulso de 180° no cambia el módulo de la magnetización longitudinal, por lo que M_z no se afecta, sin embargo, en la componente transversal se

producirá el refase de los espines, lo que reconstituye la componente M_{xy} disminuída por efecto de la relajación transversal (Figura 3).

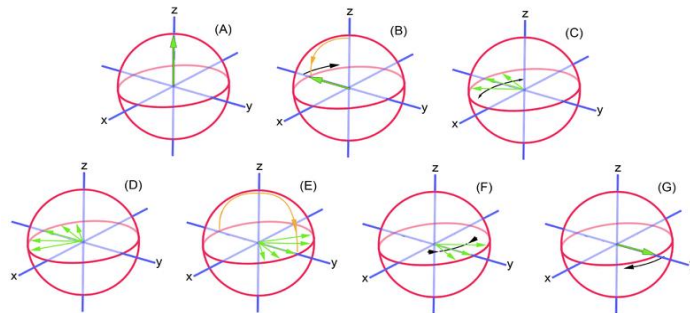


Figura 3: Efecto en la fase de M_{xy} de un pulso de 180°

En la Figura 3 se ve que la componente M_{xy} se forma en el momento (B) por la nutación del vector M_0 hacia el plano transversal. Durante (C) y (D) los espines se desfasan, hasta que en el momento (E) se aplica el pulso de 180° . Este pulso invertirá los espines en el plano x, y ; lo que además invertirá el sentido en el cual se estaban desfasando, hasta que, transcurrido un tiempo, los espines estarán nuevamente en fase, y por lo tanto existirá una componente M_{xy} máxima, lo que se ve en el momento (G). Este experimento es clásico dentro de la resonancia magnética y corresponde al denominado “Eco de Hahn”, ya que permite obtener una señal (**Eco**) de inducción máxima cuando la componente transversal (la que induce la señal en la antena) es máxima. Para que la componente M_{xy} sea máxima en este experimento, debe cumplirse que el refase de los espines a través del pulso de 180° se produzca en la mitad del tiempo entre el inicio del proceso de relajación transversal (fin del pulso de RF inicial) y la recolección de la señal, o eco. En la Figura 4 se puede apreciar otro esquema que aborda lo anterior:

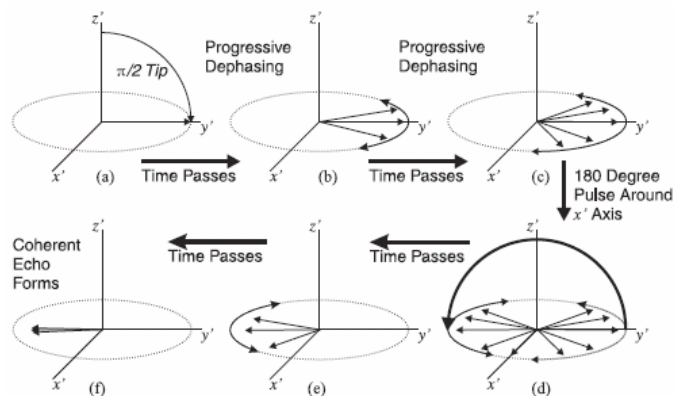


Figura 4: Pulso de 180° aplicado en la mitad del tiempo en que se captará la señal (Eco), de modo que en el momento en el que se adquiera el Eco, la intensidad de este sea máximo, debido a que el componente transversal también es máximo.

Por lo tanto, el pulso de 180° debe ser aplicado justo en la mitad del tiempo que transcurre entre la aplicación el pulso excitatorio inicial y la recepción de la señal, lo que se denomina **TE** o *Tiempo de Eco*. Por este motivo, el pulso de 180° será emitido en el tiempo TE/2. En resumen, el pulso de 180° aplicado en el tiempo TE/2 sirve para evitar la pérdida de señal por disminución de la componente M_{xy} .

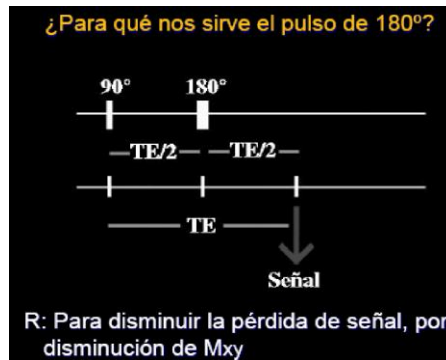


Figura 5: Función del pulso de 180°

En el Eco está la clave para entender el concepto de *Intensidad de Señal*. Para captar este eco, se debe instaurar un momento de recepción de la señal en donde se permite que la bobina que abre sus canales de recepción “escuche” la señal. El tiempo durante el que se produce la recepción en la antena se denomina *Tiempo de muestreo* (**Ts** o Time of Sampling) y depende de varios parámetros, como la tasa de muestreo, la rapidez del sistema de conversión análogo digital (ADC), el ancho de banda receptor, el sitio en la cadena de recepción y lectura donde se realiza la conversión ADC, entre otros parámetros. La señal que se recibe en la antena en ese momento será la que posteriormente se reflejará en la imagen. Por ejemplo, si un tendón estaba completamente desfasado cuando la antena recibió la señal, su componente transversal era mínima o inexistente, por lo que no se recibirá señal de él ya que su intensidad de señal era mínima o inexistente. En este ejemplo, cuando se recibe la señal del vóxel, el agua presente estaba recién desfasándose por lo que su componente transversal es prácticamente máxima, lo que implica que el agua poseerá la máxima intensidad de señal.

Por esta razón, aquellos tejidos con señal mínima, o sin señal, se verán negros en la imagen y se denominan hipointensos, del mismo modo, los tejidos con una baja cantidad de espines, o baja densidad protónica, tampoco entregarán señal, por lo que también se verán hipointensos. Al contrario, aquellos tejidos cuya intensidad de señal es alta se verán blancos por lo que se denominan hiperintensos. El término isointenso es confundente. En algunos textos se usa como analogía a “señal intermedia”, sin embargo, sólo puede utilizarse cuando se comparan las intensidades de dos estructuras presentes en la misma imagen. Esta nomenclatura paulatinamente ha sido reemplazada por los términos señal alta, intermedia, baja y nula (Figura 6)



Figura 6: Nomenclatura de la intensidad de señal.

¿Qué otro efecto tiene el pulso de 180° ?:

1. Corrige las inhomogeneidades del campo magnético: Un campo magnético siempre tendrá zonas homogéneas. Si se sitúan espines en su interior, los que están en las regiones homogéneas precesarán a la F_c , solo modificada por la interacción spin-spin, mientras que los que están en las zonas inhomogéneas estarán desfasados respecto a los que están en las zonas homogéneas. Al enviar el pulso de 180° todos los espines precesarán a la frecuencia del pulso emitido, independiente de si están en las zonas homogéneas o no. Por esta razón se dice que el pulso de 180° *“corrige las inhomogeneidades de B_0 ”*. En estricto rigor no corrige la inhomogeneidad, sino que corrige el efecto de interferencia en la coherencia de fase de los espines producida por las inhomogeneidades.
2. Corrige la susceptibilidad magnética: En el interior de un campo magnético pueden existir materiales ferromagnéticos, que refuerzan la intensidad del campo magnético local en su proximidad, ya que concentran en su interior las líneas de fuerza del campo magnético. Si aumenta el valor local del campo magnético los espines situados bajo su influencia precesarán más rápido, y los que están lejos del material con alta susceptibilidad magnética precesarán a la F_c determinada por B_0 . Al emitir un pulso de 180° , tanto los espines que están cerca como los que están lejos precesarán a la misma frecuencia del pulso de 180° . Por esta razón se dice que el pulso de 180° *“corrige la susceptibilidad magnética”*. Literalmente no corrige la susceptibilidad, sino que corrige sus efectos en la coherencia de fase de los espines del vóxel.

Si el pulso de 180° es capaz de corregir estos factores, se puede deducir que se puede utilizar para potenciar una imagen en T2, para que este contraste dependa solamente de la composición molecular intravóxel, o sea, del grado de organización del tejido que influye en la probabilidad de interacciones spin-spin; sin que influyan otros parámetros. De otro modo, si no se aplicara el pulso de 180° se manifestaría en la potenciación T2 la influencia de los otros factores (inhomogeneidad de B_0 y susceptibilidad magnética), por lo que si no se aplica un pulso de 180° , la potenciación que incluye todos los factores de asincronismo no será T2, sino que será T2*.

TR y TE trabajan juntos para potenciar

Para potenciar la imagen se utilizará TR y TE. El TR lleva implícito el “excitar”, ya que en cada pulso de RF inicial se eliminará la componente longitudinal y se creará la componente transversal. También es necesario recibir la señal de la relajación, lo que se traduce en la recepción de un Eco. Por esta razón siempre se deben utilizar ambos parámetros en forma coordinada.

El TR permite controlar la componente longitudinal:

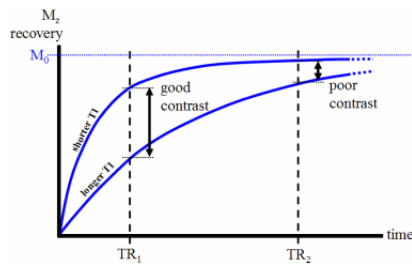


Figura 7: Diferencia entre curvas T1 a través del TR

En la [Figura 7](#) se aprecian 2 tejidos con sus respectivas curvas T1. Un tejido tendrá una curva T1 más pronunciada, lo que implica que tiene un T1 más corto (por ejemplo, la grasa). El otro tejido tiene una curva T1 más plana por tener un T1 más largo (por ejemplo, el agua). En el esquema se ve que para contrastar la imagen es necesario representar el contraste en función de una mayor separación entre las curvas. De este modo, cuando las curvas están más separadas, es mayor el contraste T1 entre ellas. Un TR corto permite obtener la máxima diferencia entre las curvas por lo que el contraste T1 será adecuado. Por el contrario, cuando el TR es largo no se observan diferencias entre las curvas, por lo que no se puede alcanzar un buen contraste T1. Si el TR es superior a los 5000 ms, ambas curvas ya habrán alcanzado el nivel del 100% de la magnetización longitudinal original (M_0), por lo que el contraste T1 es nulo. Por lo tanto:

TR Corto: Permite potenciar T1

TR Largo: No permite potenciar T1

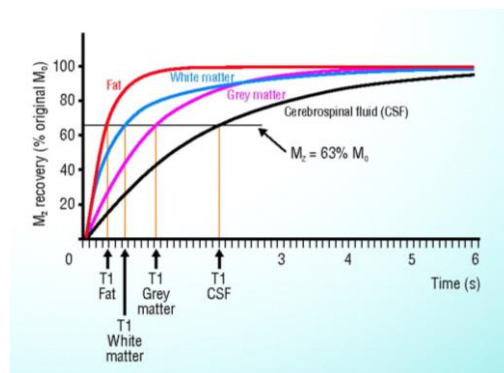


Figura 8: Diferencia entre curvas T1 de tejidos encefálicos

En la [Figura 8](#) se observan curvas T1 de tejidos encefálicos. Para analizarlas desde el punto de vista bioquímico, los tejidos deben abordarse desde el enfoque “*ser más grasa*”, lo que los hace tener un T1 más corto; o “*ser más agua*” lo que los hace tener un T1 más largo. Ningún tejido tendrá un T1 más corto que la grasa, ni un T1 más largo que el agua. La sustancia blanca está constituida por mielina, formada por esfingolípidos. A su vez los esfingolípidos están formados por un alcohol (esfingosina) y una cadena de ácido graso, fosfato y colina. Por lo tanto, es grasa con “impurezas”, por lo que su T1 será más largo que el de la grasa, pero no mucho. Su complacencia en T1 es muy similar entre ambas. La sustancia gris está constituida por los somas neuronales, es decir, citoplasmas, ricos en agua y organelos productores de proteínas (complejo de Golgi, y cuerpos de Nissl, que corresponden a RER), por lo que está lleno de vesículas repletas de proteínas que formarán parte de los neurotransmisores y de vesículas sinápticas. Por lo tanto, es agua con “impurezas”, por lo que su T1 será mucho más corto que el del agua, pero mucho más largo que el de la grasa. Cabe señalar que las proteínas son moléculas grandes y polares, por lo que tienden a disminuir el T1 de los tejidos con alto contenido de proteínas. El edema es rico en proteínas plasmáticas, siendo la albúmina un 70% del total de proteínas presentes. Su alto contenido proteico, hace que su T1 sea más largo que el resto de los tejidos analizados, pero más corto que el agua, por lo que su curva T1 se ubica entre la curva del LCR y la de la sustancia gris. El LCR se asume como “agua pura”, aunque en estricto rigor no lo es. Al ver todas estas curvas en el esquema, se aprecia que la zona de máxima discriminación entre las curvas (es decir la zona de máximo contraste T1) está en el rango entre los 0.4 y los 0.8 segundos (entre 400 y 800 ms), por lo que los TR óptimos para potenciar en T1 en este caso, se encuentran dentro de este rango.

El TE permite controlar la componente transversal:

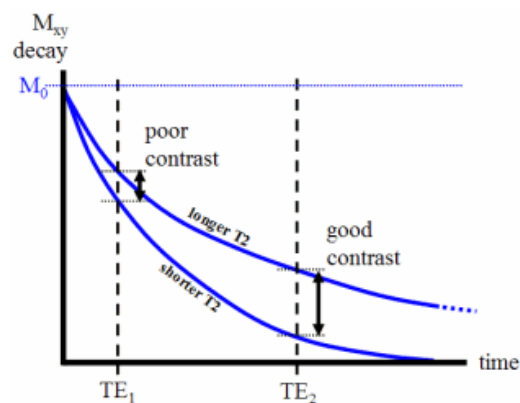


Figura 9: Diferencia entre curvas T2 a través del TE

En la [Figura 9](#) se aprecian 2 tejidos con sus respectivas curvas T2. Un tejido tiene una curva T2 más pronunciada, lo que implica que tiene un T2 más corto (por ejemplo, un tendón). El otro tejido tiene una curva T2 más plana por tener un T2 más largo (por ejemplo, el agua). Se ve en la gráfica que para contrastar la imagen, es necesario representar ese contraste en función de una mayor separación en las

curvas. De este modo, cuando las curvas están más separadas, es mayor el contraste T2 entre ellas. Un TE corto (TE_1) no permite obtener la máxima diferencia entre las curvas por lo que el contraste T2 no será discriminado. Por el contrario, cuando el TE es largo (TE_2) se observa la diferencia máxima entre las curvas, por lo que el contraste T2 es alto. Nótese que, si el TE es superior a los 500 ms, todos los tejidos ya habrán alcanzado la línea de base por lo que el contraste T2 será extremo, suficiente solo para diferenciar la señal del agua (hiperintensa) y el resto de los tejidos se verán hipointensos. En estas condiciones el contraste recibe el nombre de T2 ultrapesado (**T2hw** o T2 heavily weighted).

Por lo tanto:

TE Corto: No permite potenciar T2

TE Largo: Permite potenciar T2

TE Ultralargo: Permite potenciar T2hw

Como convención, se habla de un TE corto al comprendido entre los 10 y 20 ms, mientras que un TE largo va entre los 70 y 200 ms (promedio 120 ms). Existe otro concepto de TE intermedio, muy usado actualmente en RM osteoarticular, que va entre los 30 y los 45 ms.

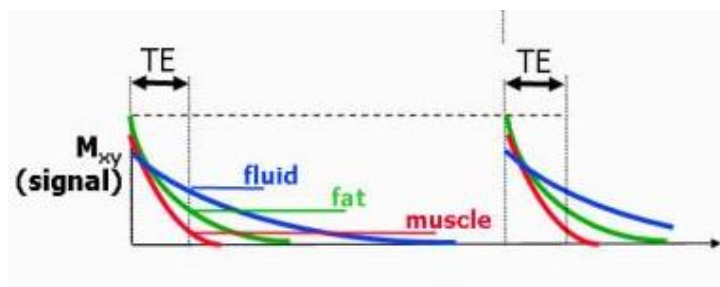


Figura 10: Diferencia entre curvas T2 de distintos tejidos

En la Figura 10 vemos la situación de las curvas T2 en tres tejidos. Para analizarlas desde el punto de vista bioquímico es necesario ver los tejidos desde el abordaje “tener más agua” o “tener menos agua”, entendiendo que tener “más agua” es tener más agua libre, mientras que tener “menos agua” significa tener *menos cantidad de agua libre*, o tener *agua con más “impurezas”*. Cualquiera de estas analogías se puede extrapolar al hecho de que el tejido es menos organizado cuando es más fluido. Las impurezas habituales son las proteínas y las sustancias que presentan algún grado de susceptibilidad magnética. Como se puede apreciar el agua tiene un T2 más largo que el resto de los tejidos por ser agua pura y ser el tejido menos organizado, seguido por la grasa con una organización mayor. Finalmente, el que tiene el T2 más corto es el músculo, que presenta una mayor organización. Un TE largo permite localizar la zona que muestra la mayor diferencia entre las curvas, y por lo tanto, una mejor discriminación del T2.

Potenciación T1

Para potenciar T1 se debe usar un TR que permita discriminar el T1 (**TR corto**) y un TE que no permita discriminar T2 (**TE corto**). [Figura 11](#)

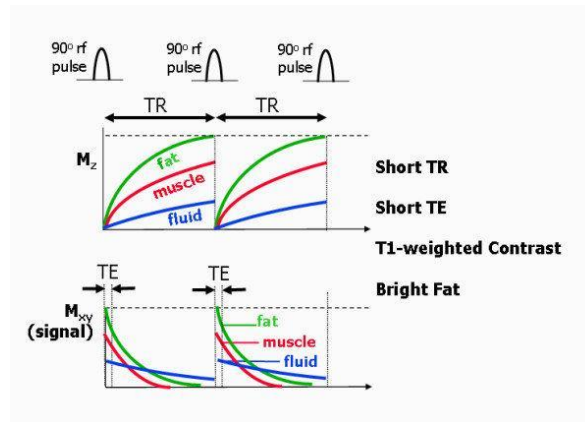


Figura 11: Potenciación T1

En la [Figura 12](#) se ven ejemplos de imágenes potenciadas en T1

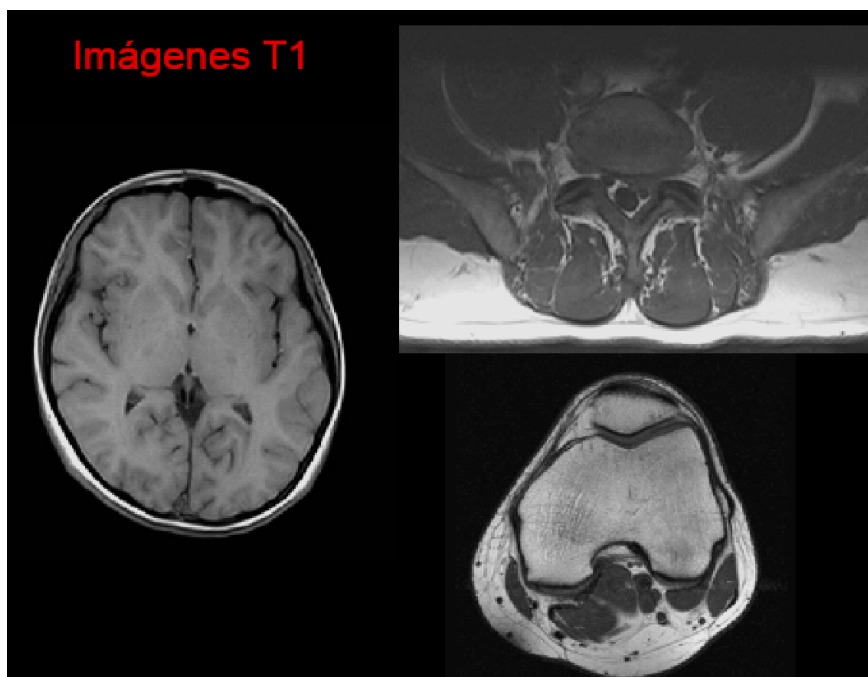


Figura 12: Imágenes potenciadas en T1

Para adquirir las imágenes se utiliza un TE corto, lo que implica que después de aplicar el pulso de RF inicial se deja pasar un tiempo corto para leer la señal. En esta condición, el tejido que entregará la máxima intensidad de señal al recibir la señal es la grasa, porque está en su máximo nivel de recuperación de la magnetización. Por este motivo se ve hiperintensa en la imagen T1, porque entrega la mayor intensidad de señal, ya que es la que se relaja más rápido. En la imagen axial de rodilla, se ve que entre la grasa existen unos finos septos fibrosos que le dan sostén, que son hipointensos debido a su baja densidad protónica y su alto contenido acuoso. El hueso trabecular se ve hiperintenso, por estar constituido por médula ósea infiltrada por

grasa. Esta médula ósea no está constituida por tejido adiposo, sino que son células que tuvieron actividad hematopoyética, y que se infiltraron de grasa en forma de inclusiones en vacuolas, o micelas citoplasmáticas, por lo que se le denomina, grasa microscópica. Las trabéculas óseas en el interior del hueso no entregan señal porque el hueso compacto que las forma tiene una baja densidad protónica, además que la señal de los pocos espines que tiene disminuye por efecto de la alta susceptibilidad magnética del calcio presente en la matriz de hidroxapatita del hueso.

En la imagen axial del cerebro, el tejido celular subcutáneo es hiperintenso porque contiene grasa. La sustancia blanca “contiene más grasa” debido al contenido de mielina que la sustancia gris, por lo que se ve hiperintensa respecto de la gris que “contiene más agua, pero con impurezas”. El agua – o LCR en este caso – se ve hipointensa ya que aún no se alcanza a relajar cuando la antena recibe la señal en el TE corto adecuado para potenciar la imagen en T1.

En el corte a nivel del disco L5-S1 la grasa peridural se ve hiperintensa, el hueso subcondral de las articulaciones interapofisiarias se ve hipointenso, por su baja densidad protónica y alta susceptibilidad, mientras el saco dural con las raíces de la cauda equina se observa hipointenso por su contenido de LCR. Los músculos paravertebrales tienen una intensidad intermedia ya que no presentan infiltración grasa además de su alto contenido de agua rica en proteínas, por lo que no es hipointenso, a menos que aumente en forma patológica su contenido acuoso.

Potenciación T2

Para potenciar T2 se debe usar un TR que no permita discriminar bien el T1 (**TR largo**) y un TE que permita discriminar bien T2 (**TE largo**). [Figura 13](#)

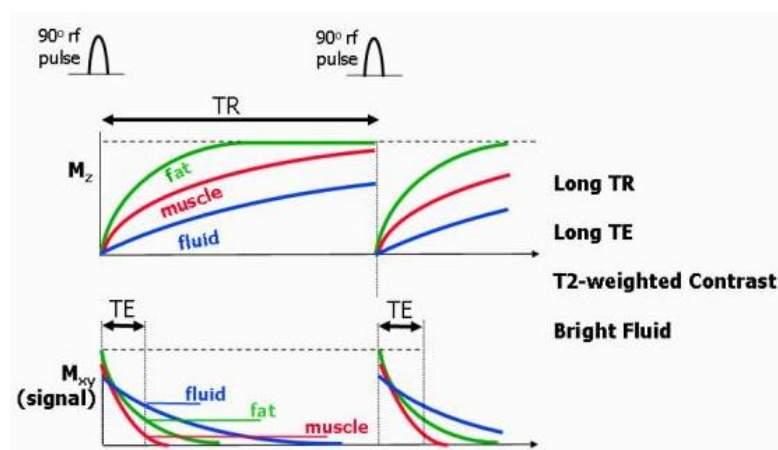


Figura 13: Potenciación T2

En la [Figura 14](#) se ven algunos ejemplos de imágenes potenciadas en T2



Figura 14: Imágenes potenciadas en T2

Como el TE es largo, todos los tejidos que tienen tiempos T2 cortos se verán hipointensos, porque ya están desfasados al momento de recolectar el eco, mientras que aquellos con T2 largo se verán hiperintensos debido a que recién están desfasándose. *Por lo tanto, la señal del agua es la que predomina en el contraste T2.*

La médula espinal y cauda equina se visualizan hipointensas por su bajo contenido acuoso y su alta compactación, mientras que el saco dural se ve hiperintenso por contener LCR. Cabe notar que dorsal al saco, entre este y los ligamentos flavos (que se ven hipointensos por su alto contenido de colágeno, que le confiere una alta estructuración y una baja densidad protónica) se ve una delgada lámina de intensidad intermedia, que corresponde a la grasa peridural, menos compacta que los ligamentos, y menos fluida que el LCR contenido en el saco dural. Los discos intervertebrales son anillos fibrosos (por lo que su señal en los bordes es hipointensa) rellenos con un gel de mucopolisacáridos en su interior, que al tener estructura de gel es poco compacto, por lo que su señal es hiperintensa, pero menos que la señal del LCR. Al centro del disco intervertebral se observa una estructura hipointensa, que debe su señal a la presencia de tejido fibroso altamente compacto, y que corresponde al núcleo pulposo. La patogenia de la degeneración discal comienza con la deshidratación del disco intervertebral, por lo que si pierde su contenido acuoso es esperable que disminuya su señal normal en T2, lo que se aprecia en los dos últimos discos lumbares.

En el cerebro, la sustancia gris tiene más agua que la sustancia blanca, por lo que se ve más hiperintensa, pero no tan hiperintensa como el LCR por su mayor grado de compactación.

En la imagen de la rodilla el hueso cortical, se ve muy hipointenso, por su baja densidad protónica, pero especialmente por su extrema estructuración. Los ligamentos y tendones se observan hipointensos, no tanto como el hueso cortical, porque tienen una baja densidad protónica y una alta compactación, aunque menos extremo que en el hueso cortical. El hueso trabecular se ve hiperintenso por su infiltración grasa, aunque brilla menos que la grasa de Hoffa. Su señal es menor por la presencia de

trabéculas óseas que poseen alta compactación, baja densidad protónica y alta susceptibilidad, lo que disminuye la señal global del hueso trabecular. La presencia de septos fibrosos en la grasa también hace que la señal de ésta sea menor. Este razonamiento explica que la señal de la grasa en T2 sea menos intensa que en T1, ya que el tejido fibroso que compone los septos disminuye la señal global de la grasa. Si se compara la señal T2 de un vaso de agua pura y un vaso de aceite, la señal de ambos es muy similar, lo que prueba que la disminución de captación de la grasa, por la presencia de los septos, es la razón principal de la diferencia de señal entre la grasa líquida (aceite) y el tejido adiposo.

Potenciación en Densidad Protónica (DP)

Esta potenciación presenta la cualidad de no ser absoluta. Así como todos los tejidos tienen valores constantes de tiempos de relajación T1, a determinada potencia de B0, y de T2, no existe un tiempo de relajación asociado a DP. La potenciación en densidad protónica solo permite determinar a través de la imagen, cuál de los tejidos presentes en esa imagen es el que tiene una mayor cantidad de espines, o sea, el que posee la mayor densidad protónica. El tejido con la mayor densidad protónica es el que tendrá la máxima intensidad de señal. Por ser una potenciación de naturaleza "relativa", en la literatura se le suele denominar Densidad Relativa de Protones (**RPD**, Relative Proton Density). Dentro de los tejidos que tienen la mayor están el agua libre y la grasa. Si se enviara un pulso excitatorio inicial, sin aplicar TR ni TE, y se capta la señal inmediatamente después de finalizado el pulso de RF excitatorio, la señal recibida de la muestra reflejaría solamente la densidad protónica de los tejidos que la componen. Esta es la base de las extintas secuencias de Saturación-Relajación.

Para potenciar en DP se debe usar un TR que no permita discriminar el T1 (**TR largo**) y un TE que no permita discriminar T2 (**TE corto**), lo que muestra que DP no es T1 ni T2. Figura 15

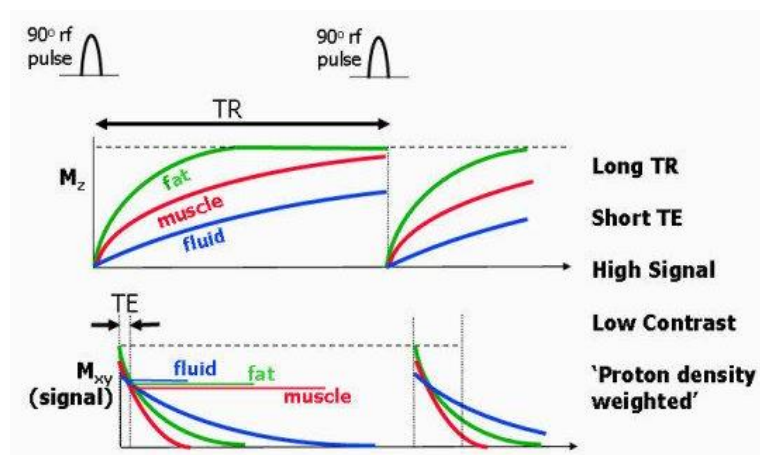


Figura 15: Potenciación DP

En la [Figura 16](#) se ven algunos ejemplos de imágenes potenciadas en DP

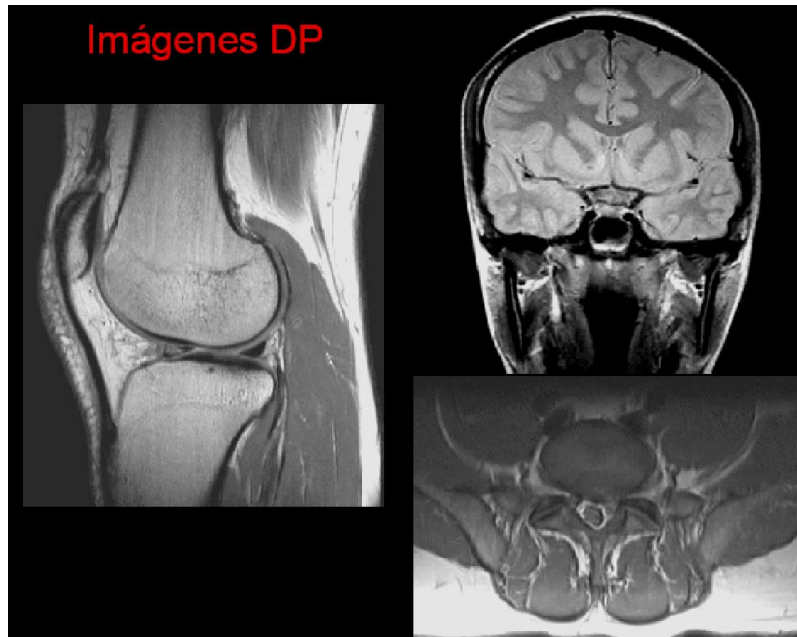


Figura 16: Imágenes potenciadas en DP

En las imágenes se ve que la mayor intensidad la tiene el agua libre, aunque es prácticamente similar a la de la grasa. En la potenciación DP no hay valores absolutos, sino que dentro de la misma imagen se debe comparar la señal de un tejido en función de los otros. Por ejemplo, la grasa, que tiene una alta DP, siempre brillará en todas las imágenes, y en todas las localizaciones. En el cerebro los ventrículos, que debieran brillar, no se ven tan hiperintensos como se espera debido al efecto del flujo, lento del LCR en las cavidades ventriculares. Entre la sustancia gris y la sustancia blanca, es la SG la que tiene una mayor cantidad de agua y, por lo tanto, brilla más que la SB. En la rodilla, la grasa que tiene alta densidad de protones se ve hiperintensa. El hueso cortical, los ligamentos y tendones, que casi no tienen espines, se visualizan hipointensos. El cartílago, que está bien hidratado, posee una intensidad intermedia, ya que es rico en agua, aunque posee agua ligada a macromoléculas, por lo que no posee una imagen en DP similar a la del líquido, ni a la de la grasa. Su intensidad de señal será menor a la de la grasa y a la del agua.

En la [Figura 17](#) se ve un cuadro mostrado en un libro clásico de física de la RM (Introducción Biofísica a la RM, del Prof. Jaime Gili). Este cuadro resume como es la intensidad de señal de los tejidos en las distintas potenciaciones mediante una escala que intenta ordenarlos desde el nivel de gris blanco al negro. Los tejidos hipointensos son los mismos en todas las potenciaciones (aire, ligamentos y hueso cortical), debido a que tienen una baja densidad de espines, siendo el aire el que no tiene espines. En el T1, el tejido que se ve más blanco es el que tiene el T1 más corto (flecha abajo), porque cuando se recibe el eco se percibe la señal de los tejidos que están recuperándose más rápido debido al uso de un TE corto. En este caso es la grasa.

El agua libre es el que tiene el T2 más largo (flecha arriba) y se ve hiperintenso porque al leerse más tarde la señal, debido al uso de un TE largo, el agua libre recién se está desfasando.

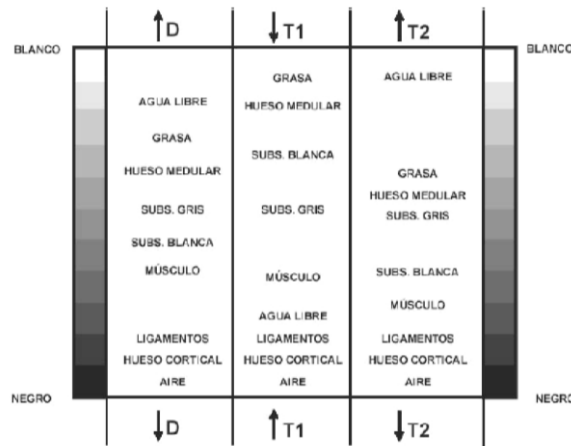


Figura 17: Comparación de la señal en T1, T2 y DP

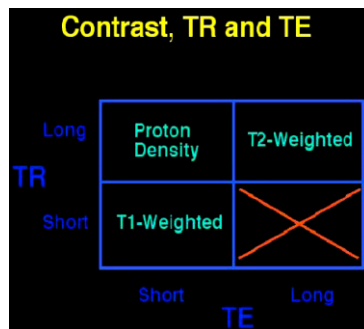


Figura 18: Resumen de TR y TE para cada potenciación

La [Figura 18](#) resume las combinaciones de TR y TE para cada potenciación. La combinación TR corto y TE largo no es válida ya que solo permite recibir ruido en la antena, ya que la señal se capta muy tardíamente dentro del TR, cuando ya casi se ha extinguido. En la [Figura 19](#) se ve como es la imagen con esta combinación de parámetros.



Figura 19: Combinación TR corto, TE largo