

SECUENCIAS DE PULSO CLÁSICAS EN RESONANCIA MAGNÉTICA

Prof. Cristián Garrido Inostroza

Las secuencias de pulso clásicas

Las secuencias de pulso clásicas son las primeras utilizadas, sin embargo, aún son ampliamente utilizadas. Las secuencias clásicas son las siguientes:



Figura 1: Secuencias de Pulso Clásicas

Dentro de las secuencias clásicas mostradas en la [Figura 1](#), hay que destacar que la secuencia Inversión-Recuperación (**IR**) en realidad no es una secuencia, sino que es una técnica que permite suprimir la señal de un tejido en particular, y está asociada al uso de secuencias Spin Eco (**SE**), principalmente del tipo Turbo Spin Eco (**TSE**).

Las secuencias clásicas permiten alcanzar prácticamente todas las potenciaciones. A través de SE y TSE se pueden alcanzar las potenciaciones T1, T2, DP y ejecutar la técnica IR. A través de las secuencias Eco Gradiente (GRE) se pueden alcanzar las potenciaciones T1 y T2*.

Secuencia Spin Eco y Turbo Spin Eco

Es la más sencilla de las secuencias actualmente en uso. El SE clásico consta de un pulso inicial de 90° y la recepción del eco en el tiempo de eco (TE). En el tiempo TE/2 se aplica un pulso de 180° , que impide la pérdida de la señal, ya que refasa los espines que se estaban desfasando en relajación transversal y así en el TE se recolecta un eco de máxima amplitud. El pulso de 180° corrige las inhomogeneidades

de B_0 y la manifestación de la susceptibilidad magnética, por lo que la imagen a obtener tendrá menos artefactos atribuibles a estos dos fenómenos.

Para mostrar la serie de acontecimientos que ocurren durante la ejecución de esta secuencia (aplicación de pulsos de RF, de gradientes y la colección del eco), es necesario recurrir al Diagrama temporal de la secuencia SE (Figura 2)

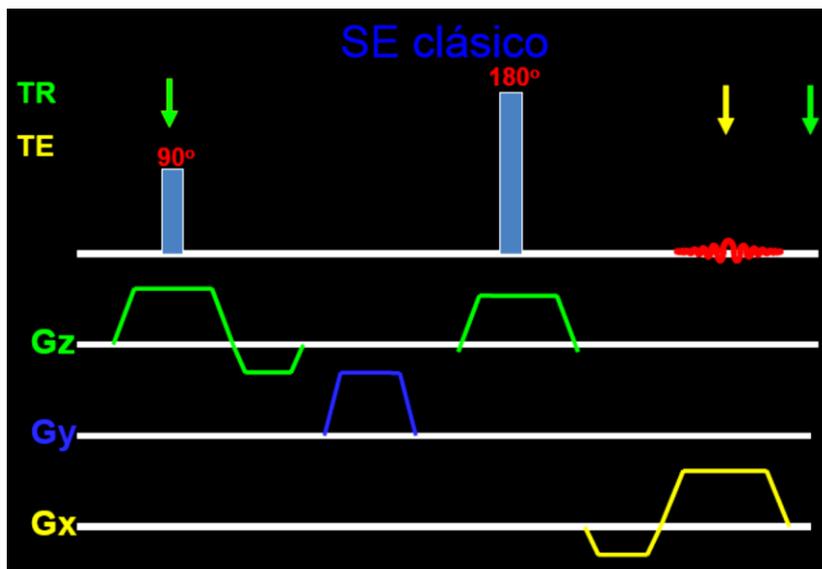


Figura 2: Diagrama temporal de la secuencia SE clásica

En la Figura 2 se representa el diagrama temporal de la secuencia SE clásica, y será explicado como base para ser utilizado en el análisis de las secuencias que se abordarán en el texto.

En la línea superior se grafica la dimensión RF, y siempre mostrará el momento en que se aplica un pulso de RF. En este caso se muestra el momento de la aplicación del pulso de 90° y el de 180°. Habitualmente el tamaño del pulso está en relación con el valor del flip angle, por lo que, así como en este caso, el pulso de 180° tendrá una barra el doble más grande que la del pulso de 90°, para representar esta diferencia en el pulso de RF.

En la línea ubicada inmediatamente abajo, denominada por convención Gz, hace referencia a la aplicación del gradiente de codificación de corte. En algunos esquemas también se le denomina convencionalmente como Gss (slice selection Gradient). Cada vez que se aplica un pulso de radiofrecuencia, para que este pulso excite selectivamente un corte, debe aplicarse en conjunto con un gradiente Gz, que determinará la posición del corte, mientras que su amplitud determinará el espesor de corte. Mientras mayor es la amplitud (pendiente) de este gradiente Gz, menor será el espesor del corte, y viceversa. En este esquema, tanto el pulso de 90°, como el de 180°, serán codificados por un Gz de igual valor (posición) y de igual amplitud, ya que

el pulso de 180° debe refasar los mismos espines que fueron saturados por el pulso de 90° , para que el corte obtenido tenga la misma posición y espesor.

Bajo esta línea, está la línea denominada convencionalmente como **Gy** y hace referencia a la aplicación del *gradiente de codificación de fase*. En algunos esquemas también se le denomina convencionalmente como **Gp** (phase Gradient). En cada TR de la secuencia se llenará una línea del Espacio-K, por lo que se deben ejecutar tantos TRs, como líneas se desee llenar. La cantidad de líneas del Espacio-K a llenar se relaciona con la matriz de adquisición de la imagen. Por ejemplo, si se requiere hacer una imagen con una matriz de 256 líneas por 256 líneas, la que contendrá 65.536 píxeles, será necesario adquirir 256 líneas del Espacio-K, por lo que se necesitarán 256 TRs. En este caso se establece que la *dimensión de la fase* es de 256. La dimensión de la fase se abrevia convencionalmente como **Dim-Phase** o **Ny**. Cada TR se adquirirá con un gradiente Gy de distinto valor, lo que determinará que en cada TR se llenará una línea distinta del Espacio-K. En otro ejemplo, si se desea adquirir una imagen con una matriz de 512x512, diremos que ésta tiene una Dim-Phase de 512 y contiene 262.144 píxeles. En este caso, será necesario llenar 512 líneas del Espacio-K y para esto se requiere ejecutar 512 TRs en la secuencia, lo que demorará el doble de tiempo de adquisición que la secuencia con Dim-Phase 256 del ejemplo anterior. De esto se desprende que adquirir imágenes con mayor resolución siempre requerirá una mayor inversión de tiempo para ejecutar las secuencias.

La línea final denominada convencionalmente como **Gx** hace referencia a la aplicación del *gradiente de codificación de frecuencias*. En algunos esquemas también se le denomina convencionalmente como **Gr** (read Gradient o Gradiente de lectura) o **Gf**. Esta gradiente siempre es una gradiente bipolar, con un lóbulo negativo denominado $-G_x$, y un lóbulo positivo denominado $+G_x$. Siempre el lóbulo $+G_x$ dura el doble de tiempo que el lóbulo $-G_x$. Esta gradiente se ejecuta al mismo tiempo que se recolecta el eco, y su función es la de codificar todas las frecuencias presentes en la línea del Espacio-K que fue determinada por el gradiente Gy aplicado en un TR. El gradiente Gx tiene un efecto refasador-desfasador de los espines al momento de recolectar el eco, con lo que se obtienen ecos con una mayor amplitud en su centro. En la [Figura 3](#) se observa el efecto de esta gradiente en la fase de los espines al momento de recolectar el eco, lo que determina la *amplitud del eco*.

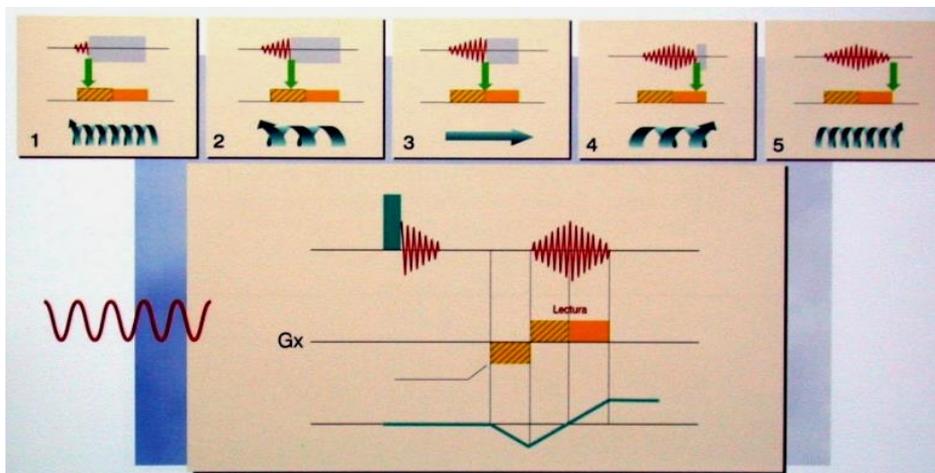


Figura 3: Efecto del gradiente de codificación de frecuencias G_x

En la [Figura 3](#) se aprecia el efecto del gradiente G_x en la amplitud y fase del eco obtenido. Antes de aplicar el gradiente G_x los espines estaban completamente en fase. El lóbulo negativo $-G_x$ desfasa completamente todos los espines. Al comenzar el lóbulo positivo $+G_x$ los espines progresivamente quedarán en fase hasta que en el punto medio de este lóbulo los espines, durante un instante, estarán completamente refasados. Finalmente, el lóbulo $+G_x$ seguirá actuando por otro periodo de tiempo, desfasando nuevamente los espines hasta desfasarlos completamente. De este modo, durante toda la extensión del lóbulo $+G_x$ se recolectará el eco. Al principio el eco será muy débil, ya que los espines están desfasados. A medida que este lóbulo progresa, los espines refasarse harán que el eco sea cada vez más intenso, hasta que en el punto medio de éste lóbulo se producirá el máximo refase de los espines, lo que tiene como consecuencia que el eco en este punto tenga su máxima amplitud. Posteriormente, como el gradiente sigue actuando, los espines se desfasarán en forma progresiva, lo que producirá que el eco se vaya desvaneciendo hasta extinguirse, y dejar de ser captado.

Volviendo a la secuencia SE, se sabe que necesitamos tantos TRs, como líneas del Espacio-K se requieran llenar. Dependiendo si el TR es corto o largo, y adicionalmente, si él TE también es corto o largo, esta secuencia permitirá potenciar en T1, T2 o DP. Como T2 y DP utilizan TRs largos, esta secuencia se demorará mucho tiempo para poder generar estas potenciaciones. Por ejemplo, para adquirir una imagen T2 SE, con un TR de 3000 ms (3 s) y TE de 120 ms, con una matriz 256x256, se requieren 256 TRs. Si multiplicamos el TR de 3 seg por las 256 veces que se necesita repetir, se obtiene una duración total de 768 segundos, lo que equivale a 12 minutos con 48 segundos. Por este motivo, la eficiencia de esta secuencia es muy baja cuando se requiere adquirir potenciaciones con TR largo. Por este motivo se desarrolló la secuencia *Turbo Spin Eco* o *Fast Spin Eco* (**TSE** o **FSE**).

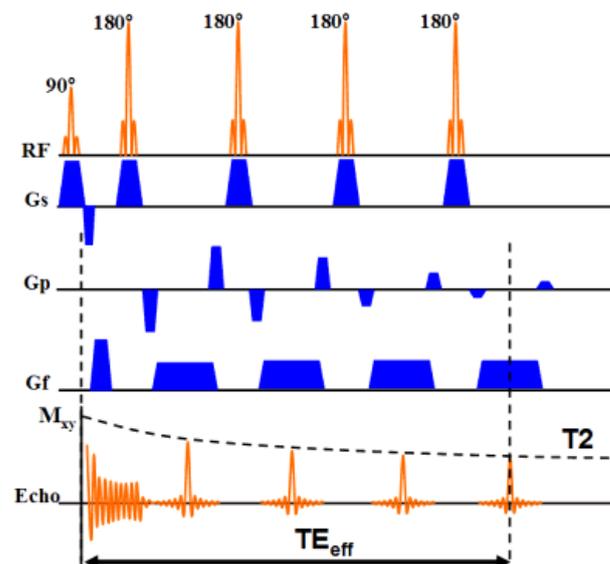


Figura 4: Esquema de la secuencia TSE

En el esquema de la Figura 4, se observa que la secuencia TSE al igual que la SE usa pulsos de 90° y 180° . Se diferencian en que en cada TR se utilizará un tren de pulsos de 180° . Específicamente en este esquema, en un solo TR se utiliza un tren de 4 pulsos de 180° . Cada pulso de 180° lleva asociada una codificación de fase distinta y la misma codificación de frecuencias, por lo que cada pulso de 180° permitirá recolectar un eco. En esta secuencia cada eco se codifica con un valor de fase distinta, por lo que en cada TR se llenarán tantas líneas del Espacio-K como ecos sean obtenidos. Entonces, en la secuencia TSE del esquema se recolectarán 4 ecos por cada TR, lo que significa que esta secuencia será 4 veces más rápida para generar una imagen en comparación con una secuencia SE, por lo que esta secuencia tendrá un *Factor Turbo (TF)* de 4. En realidad, el TF hace referencia a la cantidad de pulsos de 180° que tiene cada TR (Figura 5). La cantidad de pulsos de 180° contenidos cada TR se denomina indistintamente TF o *Echo Train Length* (longitud del tren de ecos o **ETL**), por lo que en este esquema el ETL es de 4. La separación temporal en ms entre los pulsos de 180° se denomina *Echo Spacing* (ES). Una secuencia TSE con un ETL largo requerirá un echo spacing más corto que una con un ETL corto. Por lo tanto, el echo spacing se relaciona en forma inversa con el ETL. El echo spacing mínimo que puede tener una secuencia viene determinado por la rapidez de las gradientes de un equipo. Cuando las gradientes son más rápidas, más corto será el echo spacing mínimo que puede alcanzar.

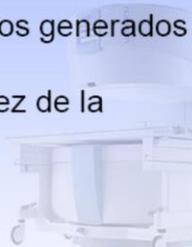
- **Echo Train Length (ETL)**
 - Número total de pulsos de 180° aplicados entre TRs
 - Determina la cantidad de ecos generados por la secuencia
 - Determina el factor de rapidez de la secuencia (Turbo Factor)
 - **Echo Spacing**
 - Distancia temporal entre cada uno de los ecos de 180°
 - Se mide en mseg
- 

Figura 5: ETL y Echo Spacing

Si se retoma el ejemplo anterior (T2 SE; TR/TE: 3000 ms/120 ms; matriz 256x256), pero ejecutando una secuencia T2 TSE con un ETL de 8, la adquisición será 8 veces más rápida, por lo que la secuencia durará $768/8$ segundos, es decir 96 segundos, o sea 1 minuto y 48 segundos. Por esta razón, las potenciaciones con TR largo (T2 y DP) en la actualidad se adquieren utilizando la técnica TSE. Por este motivo, es tentador utilizar ETLs extremadamente largos para que las secuencias sean lo más rápidas posible. Esto no es factible ya que el eco se va agotando cada vez que

se aplica un pulso de 180° (Figura 6). Después de aplicar un máximo de 256 ecos, la señal se agotará completamente, por lo que el ETL máximo será de 256.

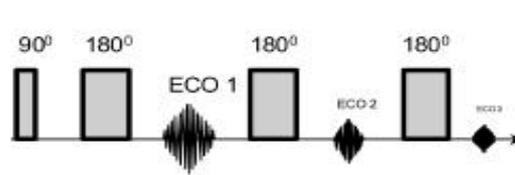


Figura 6: Agotamiento del eco en TSE

La secuencia TSE es ideal para potenciar en T2, no solo por su rapidez en la adquisición, sino que además describe la curva de relajación T2 cuando son unidos los picos de los ecos adquiridos. Esta situación se denomina *decaimiento T2* (T2 decay) (Figura 7)

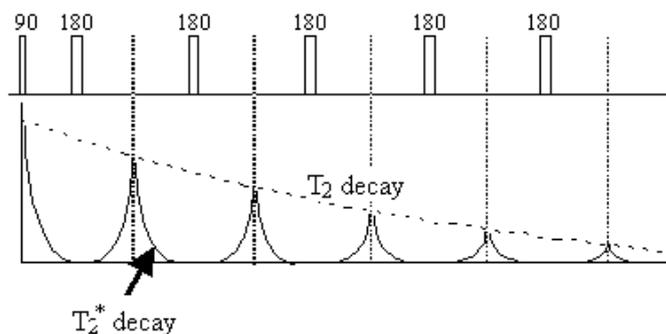


Figura 7: Decaimiento T2

Técnica Inversión-Recuperación (IR)

No es una secuencia en sí, sino que una técnica basada en SE, y en la actualidad, en TSE.

Esta técnica parte con la aplicación de un pulso inversor de 180° . Si después de aplicado el pulso, la magnetización longitudinal invertida se deja relajarse libremente, por el mecanismo de relajación T1 el componente Mz volverá a ser reconstituido a su magnitud original (Figura 8). En el cuadro **a** se observa la magnetización original Mz (M0). En el cuadro **b** se aplica el pulso de 180° lo que produce la inversión de Mz. En el cuadro **c** se dejó relajarse libremente - Mz, por lo que los espines empiezan a pasar de DOWN a UP y el vector comienza a disminuir, para finalmente recomponer paulatinamente la componente longitudinal +Mz (cuadro **d**). La recomposición de la componente longitudinal se hace a través de relajación T1, por lo que esta situación podría esquematizarse mediante una curva T1. Cada tejido excitado por un pulso de

180° seguirá su propia relajación T1 según su medio bioquímico remoto (más rápido grasa, y más lento el agua). Esta situación se aprecia en la [Figura 9](#)

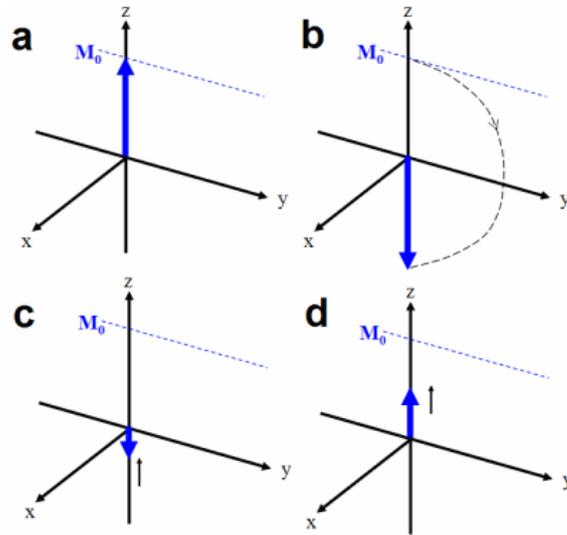


Figura 8: Inversión de Mz y relajación libre

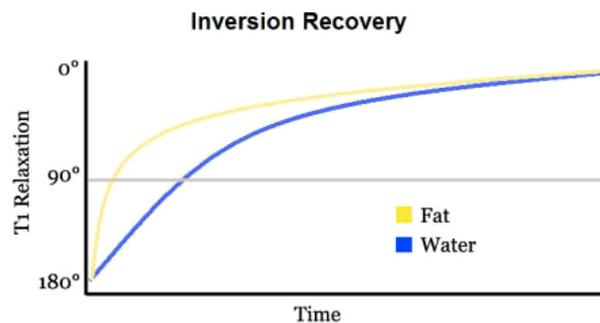


Figura 9: Relajación libre en curvas T1

En la [Figura 9](#) se observa que tras la inversión de Mz, cada uno de los tejidos que componen una muestra se relajará libremente según su curva T1 característica, por lo que cada curva interceptará la línea central (línea base). En este punto de intercepto, el tejido no tendrá componente longitudinal, es decir, está saturado. Este punto, donde un tejido no tiene componente longitudinal, se llama punto de anulamiento o *null point*. Si en el null point de este tejido se aplica una secuencia T2 TSE, que se ahora se llamará *secuencia lectora*, esta secuencia entregará la señal de todos los tejidos que estén tanto bajo como sobre la línea de base (tejidos que tienen componente longitudinal), por lo que servirá para anular exclusivamente la señal del tejido que en ese momento pasa por su null point. No lee la señal del tejido saturado, ya que por no tener componente longitudinal no puede ser excitado. La condición básica para que un tejido pueda ser excitado es que debe tener componente longitudinal. Entonces, tras aplicar un pulso de 180°, si se deja pasar un tiempo, los tejidos comenzarán a pasar por su null point. Primero lo hará la grasa, y al final el agua (LCR para efectos clínicos). El tiempo que se deja pasar se llama *tiempo de inversión*

(TI o Tau (τ)). Por lo tanto, si se selecciona un TI adecuado, e inmediatamente se aplica una secuencia lectora, se puede suprimir la señal de un tejido. Si el TI es corto (140-160 ms a 1.5T) el tejido que pasa por su null point será la grasa. Si el TI es largo (2400-2600 ms a 1.5T) el tejido que pasa por su null point será el LCR. Esta es la base de las secuencias **STIR** (**Short Time Inversion Recovery** o **Short Tau Inversion Recovery**) y **FLAIR** (**FLuid Attenuated Inversion Recovery**)

En la [Figura 10](#) se ven los esquemas del TI para STIR (A) y FLAIR (B).

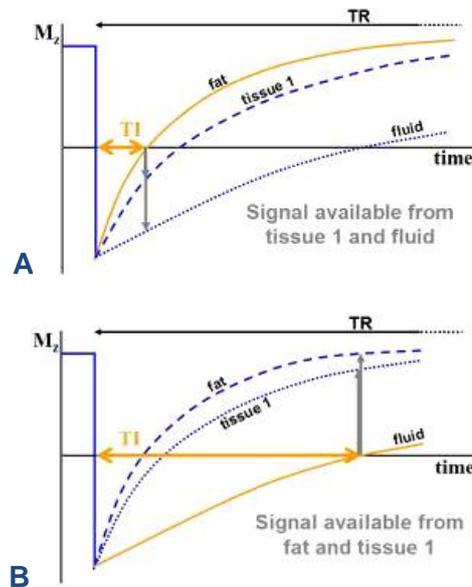


Figura 10: Decaimiento T2

La técnica IR permite obtener las secuencias STIR y FLAIR. El esquema de secuencia es igual en ambos casos, la diferencia se encuentra solo en el TI seleccionado, ya que la secuencia lectora siempre se aplica tras el TI. En la [Figura 11](#) se observa el esquema de las secuencias IR.

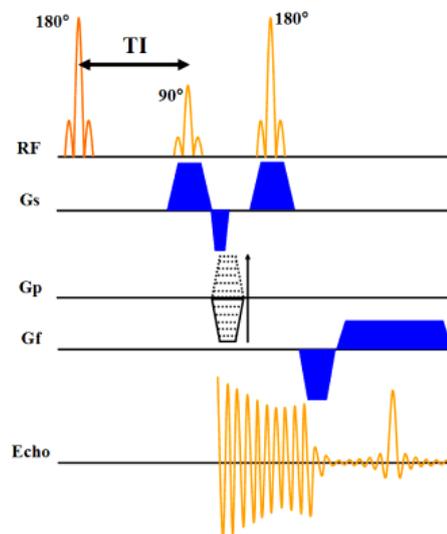


Figura 11: Esquema de una secuencia IR

En la [Figura 11](#) se observa que la secuencia parte con el pulso inversor de 180° , que invierte toda la magnetización longitudinal del volumen, ya que no posee codificación de corte. Luego se deja pasar un TI, que será corto para la secuencia STIR, y largo para FLAIR. Inmediatamente terminado el TI se envía el pulso de 90° inicial de la secuencia lectora, que corresponde a una secuencia TSE, con todas las codificaciones de corte, fase y frecuencia ya conocidas. El TR de la secuencia ahora será el tiempo transcurrido entre la aplicación de dos pulsos de 180° inversores iniciales, ya que por definición el TR es el tiempo que transcurre entre dos pulsos excitatorios iniciales. Por esta razón los TRs de las secuencias IR son muy largos, ya que incluyen el TI ([Figura 12](#))

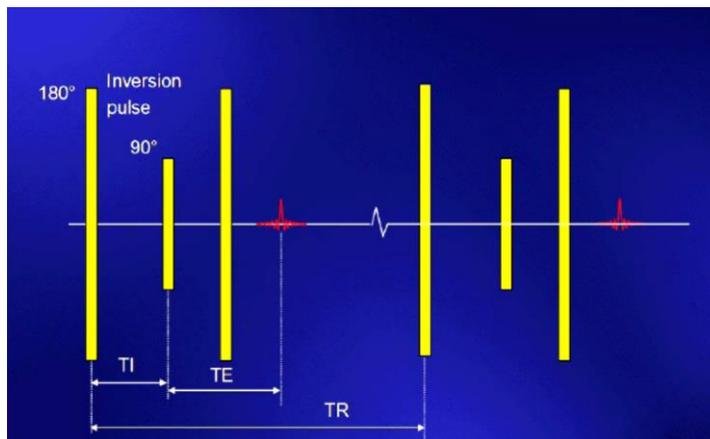


Figura 12: Esquema de una secuencia IR

En la [Figura 13](#) se ve un resumen de los esquemas de STIR y FLAIR.

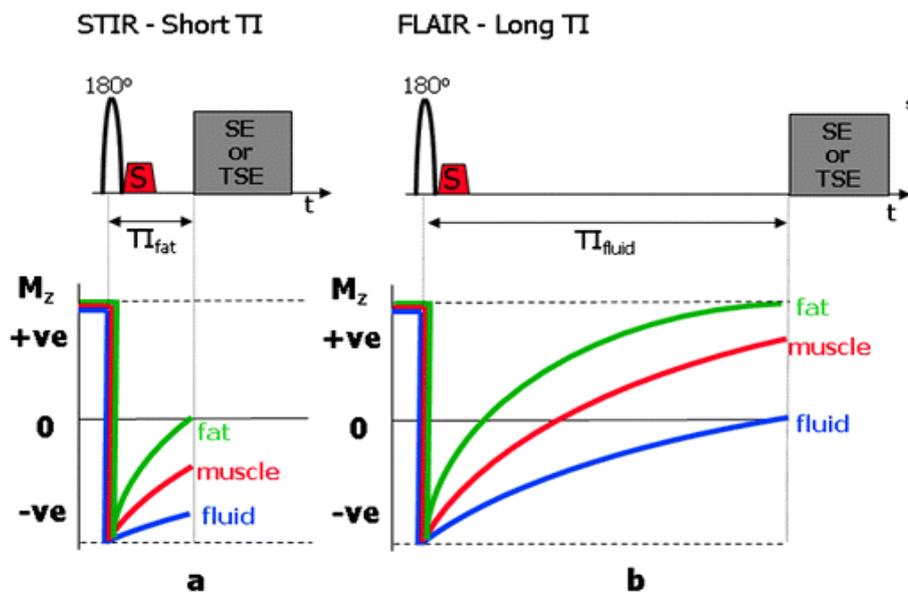


Figura 13: Resumen de los esquemas de las secuencias STIR y FLAIR

En las secuencias STIR y FLAIR la secuencia lectora está potenciada en T2 TSE, para poner de manifiesto un importante signo semiológico de la RM: el edema.

Secuencia STIR

Secuencia STIR

STIR: Short Time Inversion Recovery

- Atenuación de la señal de la grasa
- Se aprovecha el T1 corto de la grasa y se lee la relajación longitudinal justo en su null point
- TI de la grasa depende de la potencia del campo magnético
- Sensible a la presencia de agua libre
 - Colecciones líquidas patológicas se ven hiperintensas
- El hueso es hipointenso \Rightarrow TI anula la señal de la médula grasa

Figura 14: Secuencia STIR



Figura 15: Rangos de TI para la secuencia STIR

La relajación T1 depende de la potencia de B0, por lo que el paso de la grasa por su null point será más rápido a teslajes menores (Figura 15). Por lo tanto, a mayor potencia de campo magnético, mayor será también el tiempo de inversión. En la imagen STIR se suprime la señal normal del hueso, ya que está infiltrado difusamente por gras, y también la señal de la grasa visceral subcutánea. Como la secuencia

lectora está potenciada en T2, la grasa no brillará por estar saturada, mientras que, si brillará el agua libre, el agua ligada y el edema. En la imagen de la columna en la [Figura 15](#), se aprecia la vértebra L4 afectada por una fractura patológica secundaria a implante de un Ca de mama. La imagen T2 izquierda no muestra la infiltración difusa de la vértebra L5, la que si es puesta de manifiesto en la imagen STIR de la derecha. En efecto, la mayor parte de la patología se evidencia a través del un aumento difuso de la cantidad de líquido, que es evaluable a través de la potenciación T2, y se aprecia de mejor forma cuando se anula la señal de la grasa, que por ser hiperintensa en T2, puede enmascarar el aumento de señal causada por el edema

Secuencia FLAIR

El nombre correcto de esta secuencia es T2 FLAIR. Cuando se habla de FLAIR a secas se asume que se hace referencia al T2 FLAIR

Secuencia FLAIR

FLAIR: FLuid Attenuated Inversion Recovery

- Atenuación de la señal del LCR
- Se lee la magnetización longitudinal del LCR, cuando cruza por el valor cero
- Útil para localizar edema diferenciar lesiones periventriculares y desmielinizantes

Figura 16: Secuencia FLAIR

Rangos de TI para FLAIR

- 1.5 T = 2500 msec
- 1.0 T = 2200 msec
- 0.5 T = 1900 msec

Figura 17: Rangos de TI para la secuencia FLAIR

Análogamente a la técnica STIR, el paso del LCR por su null point será más rápido a teslajes menores (Figura 17). Por lo tanto, a mayor potencia de campo magnético, mayor será también el tiempo de inversión. Para que la secuencia FLAIR atenúe la señal del LCR, este debe cumplir con dos condiciones: Que sea LCR, y que tenga flujo laminar. Por la segunda razón es que los neurorradiólogos saben que en las cisternas peritroncales la supresión del LCR será muy deficiente, ya que el flujo en las cisternas, así como en el agujero de Monro, es más bien turbulento. El TI del edema es muy diferente al del LCR ya que sus T1 son muy distintos y el edema no fluye por lo que la técnica FLAIR es muy eficiente para pesquisar la presencia de edema. En la Figura 18 se observa un ejemplo de imagen FLAIR

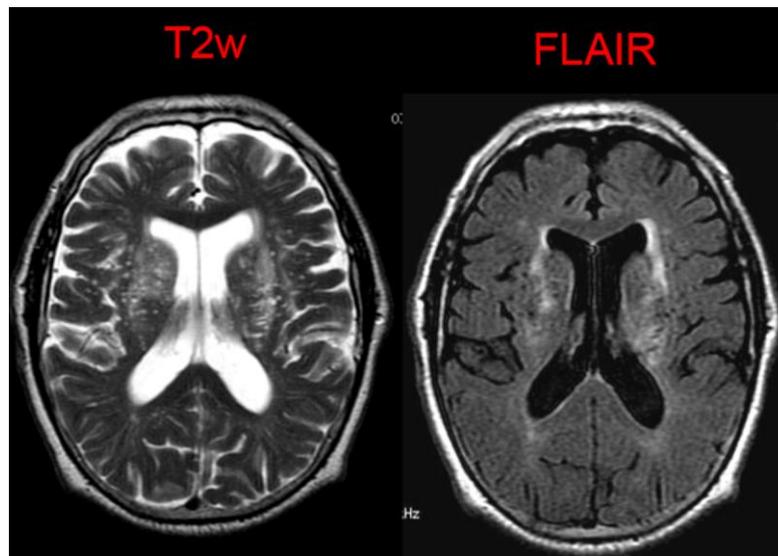


Figura 18: Ejemplo de imagen FLAIR

En la Figura 18, la imagen T2 de la izquierda muestra una hiperintensidad periventricular que pudiera relacionarse con microangiopatía, sin embargo, la misma imagen en T2 FLAIR muestra una disminución de la hiperseñal periventricular por lo que se asume que es LCR en espacios perivasculares amplios de Virchow-Robin.

Ya que las secuencias SE, TSE, STIR y FLAIR, pertenecen a la misma familia de secuencias (secuencias basadas en el eco de espín) presentan las mismas ventajas y desventajas.

Ventajas:

1. Disminuyen el efecto de la susceptibilidad magnética (efecto T2*) por la presencia de los pulsos de 180°, que lo corrigen, siendo las imágenes obtenidas, prácticamente insensibles a este efecto.
2. Son imágenes de una gran calidad. En la actualidad, los equipos pueden llegar a valores altos de matrices, lo que mejora aún más la calidad de la imagen

3. Tienen menos manifestación de los artefactos metálicos, cuando estos están presentes, también debido a la presencia del pulso de 180°

Desventajas:

1. El tiempo de adquisición es largo, incluso en las secuencias TSE.
2. Por el largo tiempo de adquisición son más susceptibles a los artefactos de movimiento, lo que las hace impracticables en algunas regiones anatómicas (tórax y abdomen). En la actualidad las secuencias TSE se pueden adquirir en sincronía con la respiración y los latidos cardiacos, lo que permite ejecutarlas en estas localizaciones.

Secuencia Eco Gradiente



Figura 19: Secuencia Eco Gradiente

La secuencia Eco Gradiente clásica usa los parámetros de TR y TE que las secuencias de eco espín, pero otro parámetro juega un rol importante...El ángulo flip. Este parámetro es tan determinante, que en dos secuencias GRE con los mismos TR y TE, un cambio en el flip puede hacer que una secuencia potencie T1 o T2*. La potenciación no es T2, sino que T2*, debido a que esta secuencia no usa pulsos de 180° , por lo que al potenciar en T2, no se corregirán los efectos de la susceptibilidad magnética ni de la inhomogeneidad de B0, por lo que todos ellos, junto con la composición intravóxel, se manifestarán en la potenciación T2. Si es así, la potenciación será T2* y no T2

Las secuencias GRE clásicas en Philips se llaman **FFE** (Fast Field Echo), en GE se llaman **GRE**, y en Siemens se llaman secuencias **Flash**

Las características principales de la secuencia GRE clásica se observan en la Figura 20.

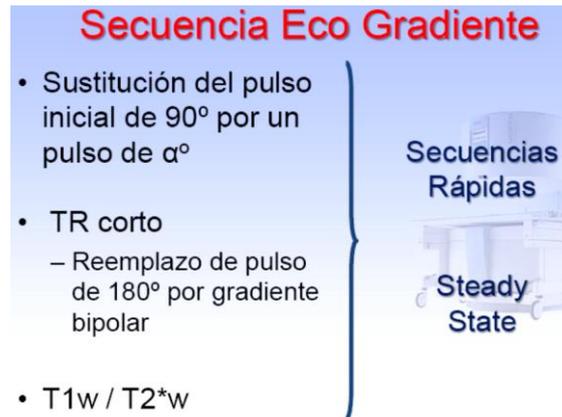


Figura 20: Características principales de la secuencia Eco Gradiente

Una característica de esta secuencia es que el pulso inicial de 90° se sustituye por un pulso flip menor, de alfa grados.

Un pulso menor de 90° demora menos tiempo que uno de 90° , por lo que se deduce que son secuencias más rápidas que las basadas en los ecos de espín.

Los TRs son cortos, pues además de usar pulsos flip iniciales menores de 90° , no se utiliza el pulso de 180° que refasa los espines. Sin usar este pulso se pierde señal, y para no perderla se utiliza un gradiente bipolar que tiene prácticamente el mismo efecto, sólo que no es óptimo ya que solo durante un instante refasa por completo a los espines, pero el resto del tiempo éstos están desfasados o semirefasados. La gradiente utilizada para este propósito no es una gradiente adicional, exclusiva para esta secuencia. Es la gradiente de codificación de frecuencias Gx. Esta gradiente no corregirá los desfases producidos por la inhomogeneidad del campo magnético ni el efecto de la susceptibilidad, por lo que la potenciación será T1 o T2*.

Estas secuencias permiten adquirir imágenes rápidamente y el desarrollo de las secuencias de Steady State, donde los TRs son inferiores a los 100 ms.

El esquema de la secuencia Eco Gradiente se observa en la [Figura 21](#).

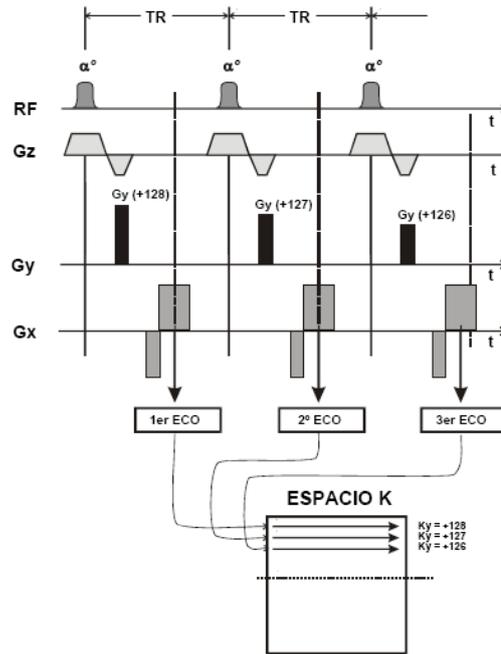


Figura 21: Esquema de la secuencia Eco Gradiente

En la [Figura 21](#) se observa que la secuencia GRE empieza con la aplicación de un pulso flip menor de 90° . Para que este pulso excite selectivamente un corte, la emisión del pulso flip se hace coincidir con la gradiente G_z que determinará la posición y el espesor del corte. En cada TR se utilizará una codificación de fase G_y diferente, de modo que en cada TR se llenará una línea del Espacio-K distinta. La codificación de frecuencias G_x cumplirá una función similar a la del pulso de 180° (refase de los espines), al mismo tiempo que permite la codificación del eco (revisar nuevamente la [Figura 3](#))

En la [Figura 22](#) se observa un esquema simplificado de la secuencia GRE.

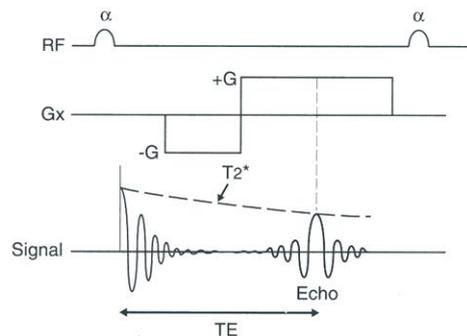
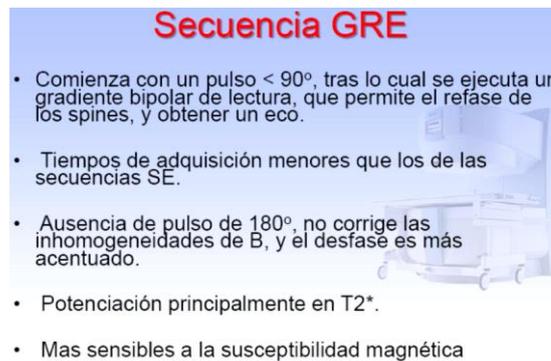


Figura 22: Esquema simplificado de la secuencia Eco Gradiente

En el esquema simplificado de la [Figura 22](#) se puede apreciar mejor la relación del gradiente G_x con el eco. Una vez emitido el pulso flip inicial, la señal decaerá. En las secuencias SE y TSE, antes de recibir la señal (en el tiempo $TE/2$) se usaba un

pulso de 180° que refasaba los espines. En la secuencia GRE esta función la cumple parcialmente el gradiente Gx. El lóbulo -Gx desfasa completamente los espines, mientras que la primera parte del lóbulo +Gx comienza con el refase de los espines. En el punto medio de +Gx se producirá el máximo refase de los espines, y por lo tanto la máxima amplitud del eco, para posteriormente, en la segunda mitad del lóbulo +Gx, seguirá el desfase de los espines y la extinción del eco. En este punto la diferencia con las secuencias SE es que la amplitud máxima del eco será menor en GRE que en SE. Esto hace que la "calidad del eco" sea menor en las secuencias GRE, lo que se traduce en una señal menor.

La secuencia GRE permite tiempos de adquisición menores a los de las secuencias SE (por usar pulsos flip, y no utilizar el pulso de 180°), sin embargo, por no utilizar el pulso de 180° , no se corregirán las inhomogeneidades de B0 ni los efectos de la susceptibilidad magnética, por lo que al potenciar en T2, la potenciación real será T2*. Cuando esta secuencia potencia en T1 también se expresará el efecto T2*, por lo que la imagen presentará algún grado de artefacto de susceptibilidad magnética, especialmente cuando existen materiales ferromagnéticos en el volumen excitado.



Secuencia GRE

- Comienza con un pulso $< 90^\circ$, tras lo cual se ejecuta un gradiente bipolar de lectura, que permite el refase de los espines, y obtener un eco.
- Tiempos de adquisición menores que los de las secuencias SE.
- Ausencia de pulso de 180° , no corrige las inhomogeneidades de B, y el desfase es más acentuado.
- Potenciación principalmente en T2*.
- Mas sensibles a la susceptibilidad magnética

Figura 23: Secuencia Eco Gradiente

La susceptibilidad magnética se manifiesta en estas secuencias como caída de señal. Los espines afectados por materiales con alta susceptibilidad magnética se desfazarán más que los que no están próximos a los materiales ferromagnéticos o iones metálicos, por lo que la señal de los espines afectados será menor que la de los espines no afectados. Este efecto es indeseable en la imagen, sin embargo, cuando es necesario pesquisar la presencia de un foco de sangramiento antiguo, o la presencia de calcificaciones patológicas, sustancias con una alta susceptibilidad magnética, se recurre al uso de la potenciación en T2*, para evidenciarla presencia de estas sustancias. Esta potenciación solo es alcanzable a través de las secuencias GRE y se llaman en forma general T2*, T2 gradiente, o T2 Hemo. En la [Figura 24](#) se observa un ejemplo de la secuencia T2 hemo.

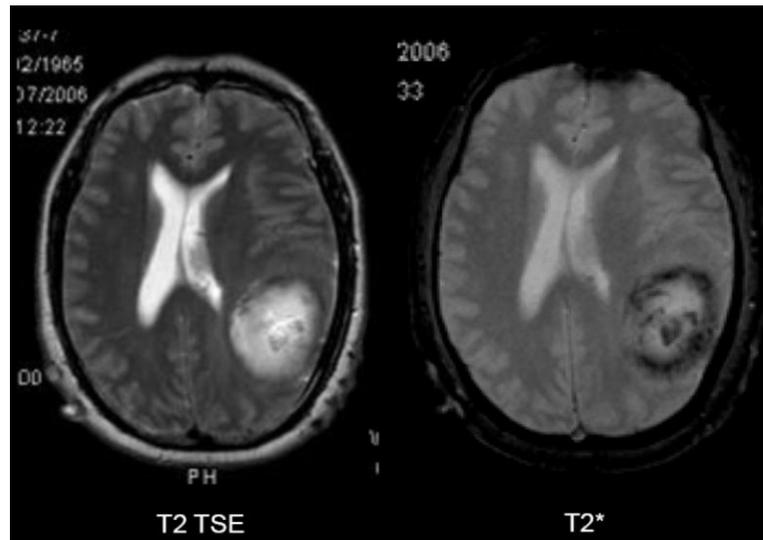


Figura 24: Ejemplo en imágenes de secuencia T2 y T2 hemo (T2*)

A la izquierda se observa una lesión parieto-occipital izquierda, en una imagen T2 TSE. La lesión está bien circunscrita y es hiperintensa por lo que se asume su naturaleza quística, sin embargo, en su interior y su periferia se aprecian algunos cambios en señal líquida. Para caracterizar a que corresponden estos cambios de señal, se recurre a la secuencia T2 GRE (T2 hemo) que se a la derecha. La potenciación T2* muestra una marcada caída de señal en la periferia y en el interior de la lesión, lo que puede interpretarse como zonas de aumento de la susceptibilidad magnética que se pueden correlacionar con la presencia de hemosiderina o calcio. Parece poco probable que sea una calcificación, además que la configuración en anillo periférico corresponde a un halo hemosiderótico, patognomónico de las lesiones hemorrágicas crónicas. Esta es la utilidad de esta secuencia. La calidad de la imagen T2 hemo es muy inferior a la T2 TSE, ya que fue obtenida con ecos de baja señal. Esta secuencia no se adquiere por su “calidad de imagen”, sino por su “utilidad” para pesquisar iones metálicos y sustancias con una alta susceptibilidad magnética.

En la [Figura 25](#) se propone una combinación de parámetros para potenciar las imágenes en la secuencia GRE. Se puede apreciar que los parámetros más importantes para potenciar son el TE, que se usa del mismo modo que en las secuencias SE (TE corto para T1 y TE largo para T2) y el flip angle, siendo los flip menores los que se utilizan en las secuencias T2* y DP.

Potenciación en secuencias GRE

Potenciación	TR	TE	Flip Angle
T1	200 - 500	mínimo	45° - 90°
T2	200 - 500	30 - 50	10° - 20°
DP	200 - 500	mínimo	10° - 20°

Tiempos (ms)	"Corto"	"Largo"
TR	< 50	> 100
TE	1 - 5	> 10

Figura 25: Parámetros de exploración para potenciar secuencias GRE