

Componentes y Equipamiento de un Resonador Magnético

TM. Esteban Boerr G.

Introducción

Los resonadores magnéticos han evolucionado con el paso de los años gracias a los nuevos desarrollos tecnológicos. Algunos componentes de estos equipos han sufrido variaciones significativas y otros han permanecido sin grandes cambios.

Al referirnos a los equipos de resonancia magnética nos vemos enfrentados a diferentes tipos de diseños. Los equipos se pueden clasificar de acuerdo a su diseño externo o a la forma en que se produce el campo magnético.

Según su diseño externo los resonadores se pueden clasificar en abiertos y cerrados. Los resonadores abiertos se reconocen por tener una placa inferior y una placa superior, dejando un espacio abierto a los lados del paciente (Figura 1). En cambio, los resonadores cerrados tienen la configuración típica de túnel que conocemos, en un anillo completo que rodea al paciente (Figura 2). Claramente, la ventaja de los resonadores abiertos es que disminuyen la sensación de encierro para los pacientes, permitiendo la realización de exámenes en pacientes claustrofóbicos, sin embargo, tienen la desventaja de que sólo permiten ciertos tipos de exámenes.



Figura 1: Resonador abierto



Figura 2: Resonador cerrado

De acuerdo a la forma en que se produce el campo magnético en el imán, los resonadores pueden clasificarse en imanes permanentes, imanes resistivos e imanes superconductores.

Imanes permanentes:

Los imanes permanentes siempre tienen configuración abierta. El campo magnético se genera por un par de magnetos ubicados a ambos lados en forma opuesta (Figura 3). Estos magnetos están permanentemente imantados, en forma natural, sin necesidad de aporte externo de energía. Una de sus desventajas es que son muy pesados, lo que limita su instalación, por ejemplo, un resonador de 0.32 Tesla pesa 16 toneladas. Otra desventaja es su bajo poder de campos magnéticos, desde 0.2 a 0.32 Tesla.

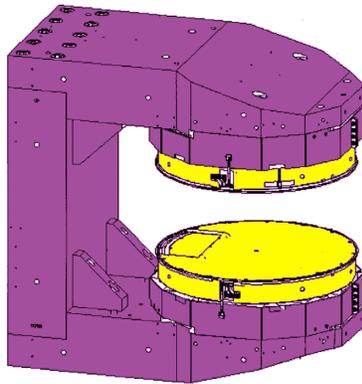


Figura 3: Resonador permanente. En color amarillo se observan los dos imanes permanentes.

Imanes resistivos:

Los imanes resistivos usan un conductor de cobre para que circule la corriente eléctrica que generará el campo magnético. Estos imanes no tienen magnetismo permanente al momento de su instalación, se debe añadir una corriente eléctrica en forma permanente que, al circular a través del conductor generará un campo magnético, debido al fenómeno de inducción magnética (Figura 4). Por esta razón, utilizan mucha energía para generar altos campos magnéticos, lo que es una desventaja. Una ventaja de estos equipos es que son relativamente económicos de fabricar, pero son costosos en su operación, ya que, como se mencionó, requieren de un aporte permanente de energía eléctrica para funcionar como imán. Otra desventaja, es que generan sobrecalentamiento, por lo que necesitan de sistemas de refrigeración para su correcta operación.

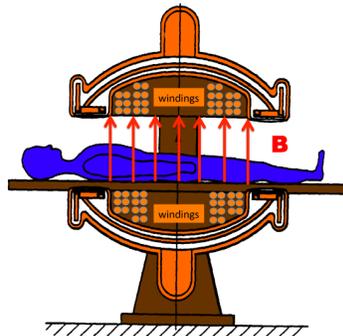


Figura 4: Imán resistivo. En este corte se observan los alambres conductores y el campo magnético que se genera al circular la corriente eléctrica (flechas rojas).

Imanes superconductores:

Los imanes superconductores corresponden al tipo más masificado de resonadores magnéticos actuales. Pueden tener configuración abierta o cerrada. Están compuestos por un embobinado principal de un material superconductor que generará el campo magnético (Figura 5).

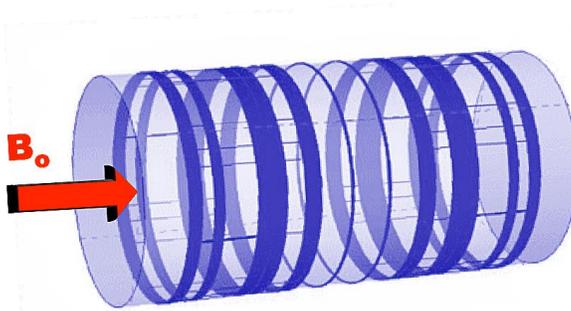


Figura 5: Esquema de un imán superconductor. Bobina principal y campo magnético generado al interior (B_0).

Son más livianos que los imanes permanentes, un imán de 1.5 Tesla pesa alrededor de 4.5 toneladas. La forma de producir el campo magnético es similar a la de los imanes resistivos, con una inducción magnética producida por la circulación de corriente eléctrica a través de la bobina principal, con la diferencia que en estos imanes se requerirá de energía eléctrica sólo una vez para “subir el campo magnético”, ya que el material superconductor de la bobina principal permite mantener el flujo constante de corriente eléctrica sin un aporte externo, siempre y cuando desaparezca la resistencia eléctrica del material superconductor, lo que ocurre a temperaturas cercanas al cero absoluto (0° Kelvin). Por este motivo, estos imanes superconductores requieren un elemento criogénico (helio líquido) para mantener la superconducción.

Los imanes superconductores pueden generar campos magnéticos desde 0.3 Tesla en adelante (1.5 T, 3 T, 7 T, 9 T).

En la figura 6 se presenta un esquema básico de la construcción de un resonador superconductor, donde se puede apreciar la ubicación de la bobina principal del magneto, las bobinas de gradientes y bobina de radiofrecuencias, que se analizarán más adelante.

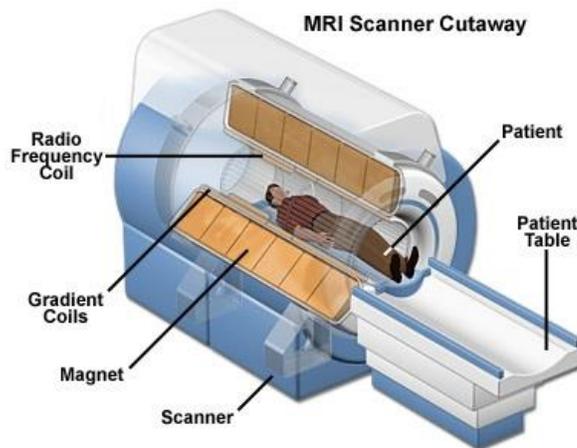


Figura 6: Resonador superconductor.

El material de la bobina principal del magneto es un alambre conductor que tiene la propiedad de superconducción. Habitualmente, es una aleación de Niobio – Titanio, que se convierte en superconductor por debajo de los 9.4° Kelvin. Los alambres de este superconductor están compuestos de varios de estos filamentos de NbTi inmersos en una matriz de cobre (figura 7). La matriz de cobre tiene dos funciones: sostener y proteger los delgados microfilamentos junto con servir como vía de baja resistencia para grandes corrientes en el caso de que se pierda la superconducción. Las espiras superconductoras deben quedar bañadas por He líquido (4° K) dentro del criostato, una estructura que albergará la bobina principal y el helio refrigerante.

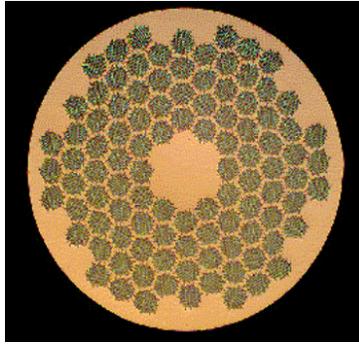


Figura 7: Corte transversal de una espira de alambre conductor. Se observan los filamentos de NbTi inmersos en la matriz de cobre.

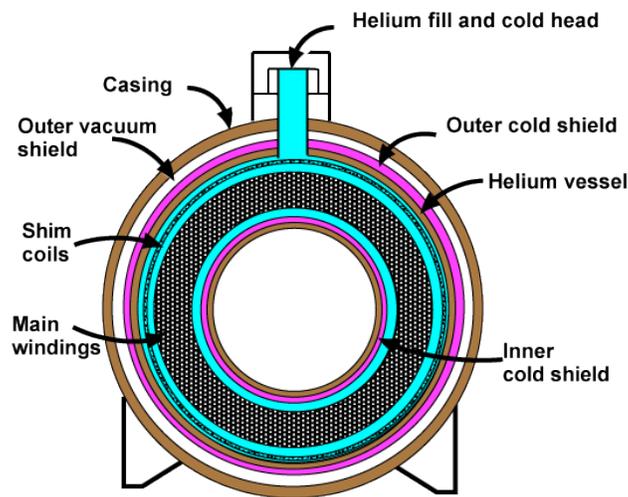


Figura 8: Corte transversal del criostato.

La figura 8 representa un corte transversal sólo del criostato, que alberga la bobina principal y funciona como un “termo” que mantiene una baja temperatura al interior. Éste está compuesto por las espiras de la bobina principal inmersas en el helio líquido, que mantiene la temperatura de la bobina principal cercana a los 0° K. El depósito de He está fabricado de acero inoxidable no magnético. Por fuera y por dentro de este depósito de Helio se encuentran los escudos fríos, fabricados de aluminio, que cumplen la función de aislante de temperaturas externas. Más afuera del escudo frío externo se encuentra una capa de vacío, que también cumple la función de mantener al magneto protegido de la temperatura ambiente de la sala. Finalmente, la capa más exterior es el casco externo del criostato que también es de acero inoxidable no magnético. En la parte superior del esquema se observa una estructura llamada cabezal frío, que permite la salida de helio en estado gaseoso y la entrada de helio en estado líquido.

El cabezal frío es parte de la estructura de un sistema criogénico (Figura 9), que es necesario para mantener lo más frío posible a las capas que envuelven la bobina principal. El objetivo de este sistema criogénico es reducir la fuga de helio en forma de

gas. Una fracción del helio gaseoso puede escapar al ambiente a través de un tubo que conecta el criostato con el exterior (tubo de Quench), que será detallado más adelante.

El sistema criogénico está compuesto por el cabezal frío (ubicado en la parte superior del magneto) y por un compresor de helio (ubicado en una sala técnica contigua). Cuando el helio al interior del magneto aumenta su temperatura, una fracción del helio puede pasar a estado gaseoso, que saldrá por el cabezal frío hasta el compresor de helio, donde será enfriado y devuelto al sistema en forma de helio líquido. De esta forma, se mantiene el nivel de helio líquido al interior y a una temperatura adecuada para mantener el funcionamiento del imán.

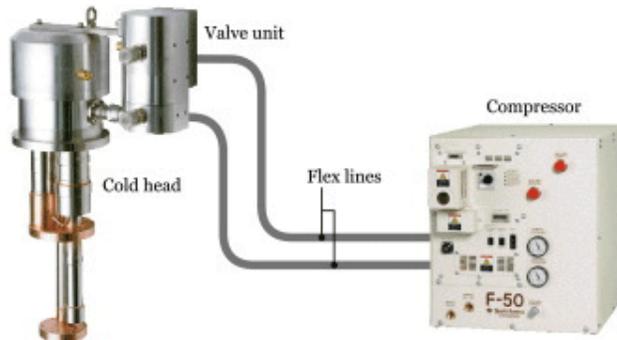


Figura 9: Sistema Criogénico

A pesar de la existencia de este sistema de enfriamiento, existe un grado de pérdida de helio en estado gaseoso que se libera al ambiente a través del “tubo de Quench” o “línea segura de extracción de helio”, por lo que los resonadores con estos sistemas criogénicos deben recibir recargas de helio aproximadamente cada uno o dos años. Los equipos utilizan aproximadamente unos 1500 litros de helio en su operación. El suministro mundial de helio es finito e irremplazable, la demanda de helio en los últimos años ha aumentado y su producción limitada ha causado escasez, resultando en interrupciones del suministro y un aumento considerable en el precio del helio en los últimos años. Debido a esto, se hace imperativo la optimización de este recurso y la utilización de tecnologías que impidan la fuga del helio en estado gaseoso desde los criostatos de los resonadores.

En la última década se han incorporado sistemas criogénicos mejorados denominados “zero boil off” (sin pérdidas), que evitan casi por completo la fuga del helio en forma de gas desde el sistema, evitando así las recargas repetidas de helio. Estos sistemas están basados en los mismos componentes de los equipos criogénicos clásicos, pero realizan un enfriamiento del helio gaseoso en dos etapas diferentes por lo que aumentan la eficiencia de la condensación del helio gaseoso.

Desde el año 2018, Phillips ha comercializado un nuevo resonador que incluye un criostato sellado por completo, denominado *BlueSeal*, que no posee los sistemas criogénicos clásicos de enfriamiento y que tampoco se conecta al exterior a través de un tubo de Quench. Este equipo utiliza un moderno sistema de micro enfriamiento que permite utilizar sólo 7 litros de helio en su interior sin riesgo de pérdida (Figura 10). Esta fracción de la cantidad habitual de helio líquido se inserta en el imán durante la fabricación

y luego se sella por completo, por lo que el helio queda encerrado por el resto de su vida útil. Como resultado, el helio líquido no puede escapar, ya sea de forma repentina durante una pérdida de helio ni gradualmente. Esto, además, hace que el equipo sea mucho más liviano que un equipo normal, alrededor de 1 tonelada menos en peso.



Figura 10: Comparación de un imán clásico (izquierda) con el imán BlueSeal de Phillips (derecha). Se observan los 1500 litros de He aprox. que utiliza un imán clásico versus los 7 litros de He que utiliza el imán sellado BlueSeal, junto a su tecnología de micro enfriamiento.

Diversas investigaciones actuales están enfocadas en desarrollar resonadores superconductores que ya no utilicen helio como elemento de refrigeración dada su escasez, por lo que se busca reemplazar los materiales clásicos de las espiras superconductoras por otros que no requieran refrigeración con helio líquido.

Bobinas de gradientes

En un esquema clásico de un resonador magnético (Figura 11), las bobinas de gradientes se encuentran más internamente que la bobina del magneto principal. Las bobinas de gradientes son espiras de alambres o de placas conductoras unidas a una carcasa ubicadas dentro del equipo. Pueden tener formas de hélices normales o de “huellas digitales” (Figura 12). Producen distorsiones calibradas del campo magnético principal en los ejes x, y, z; es decir, una variación del campo magnético en un eje determinado.

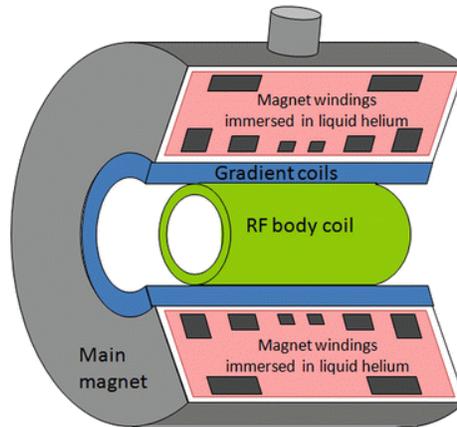


Figura 11: Esquema RM. En color azul, bobinas de gradientes; en color rosado, bobina principal junto al He líquido.

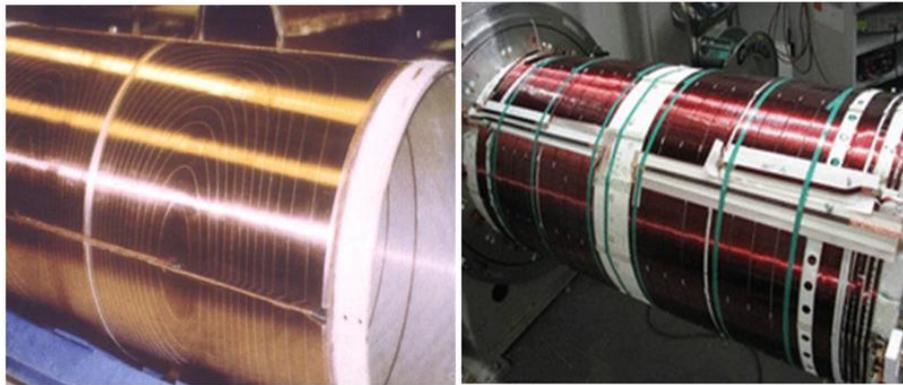


Figura 12: Bobinas de gradientes. Forma de placa como huellas digitales (izq), forma de hélice (der)

Cuando circula corriente eléctrica a través de las bobinas de gradientes se crea un campo magnético secundario. El campo magnético de gradientes distorsiona ligeramente el campo magnético principal causando diferencias de frecuencias en los protones a lo largo de un eje. Estos campos magnéticos son fundamentales porque permiten la codificación espacial de la señal de RM, también, participan en forma crítica en varias técnicas: angiografía por RM, difusión, perfusión.

Las bobinas de gradientes poseen amplificadores que se ubican en la sala técnica a un costado de la sala de examen (Figura 13). Alcanzan corrientes muy elevadas, lo que genera un gran calentamiento de las bobinas, por este motivo, los equipos cuentan con un sistema de circulación de agua para enfriar este sistema de bobinas. Se requiere un equipo chiller (enfriador de agua) para bombear y mantener baja la temperatura del agua. El agua fluye por tubos o canales que están en estrecho contacto con las bobinas de gradientes (Figura 14).



Figura 13: Amplificadores de gradientes



Figura 14: Izquierda, mangueras de enfriamiento de las bobinas de gradientes. Derecha, Chiller externo que envía agua fría al interior de las mangueras.

La resolución espacial y la velocidad de las secuencias dependen en gran medida del buen desempeño de las bobinas de gradientes. Éstas operan recibiendo corrientes eléctricas que se activan y desactivan en cortos periodos de tiempo, por lo que, para su óptimo funcionamiento, la respuesta de la bobina debe ser rápida al recibir los estímulos de corriente eléctrica. La respuesta o desempeño de las bobinas de gradientes es un parámetro muy importante a la hora de evaluar la adquisición de un equipo nuevo de resonancia magnética. Es importante recordar que este desempeño se evalúa con los conceptos de amplitud máxima de gradiente (G_{max}), Rise time y Slew Rate (Figura 15).

- **Amplitud máxima de gradiente (G_{max}) (Peak Gradient Strength):** valor máximo que puede adoptar la gradiente (mT/m).
- **Rise time:** tiempo que transcurre desde la instrucción de instalar la gradiente hasta que alcanza la amplitud máxima (ms)
- **Slew Rate:** $G_{max} / \text{Rise time}$ (T/m/s)

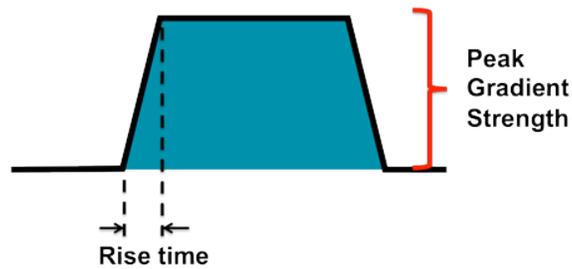


Figura 15: Especificaciones de gradientes.

Los equipos que tengan gradientes con valores de Slew Rate más altos serán, en consecuencia, los que posean mejores rendimientos de sus bobinas de gradientes, ya que, valores elevados de Slew Rate implican altos valores de amplitud máxima y bajos tiempos Rise time (respuesta rápida).

Bobinas de Radiofrecuencias

Las bobinas de radiofrecuencias son las encargadas de producir los pulsos de radiofrecuencias necesarios para obtener las secuencias de RM, además, tienen la función de captar la señal de RM proveniente del paciente. En el esquema del resonador magnético (Figura 16), la bobina de radiofrecuencias principal (Body Coil) se encuentra en la parte más interna de la estructura. Además, existen bobinas de radiofrecuencias que se encuentran fuera de la estructura del resonador, que son las que se ubican encima del paciente para obtener la señal de RM que formará la imagen (Figura 17). Las bobinas de RF pueden ser transmisoras, receptoras o cumplir ambas funciones.

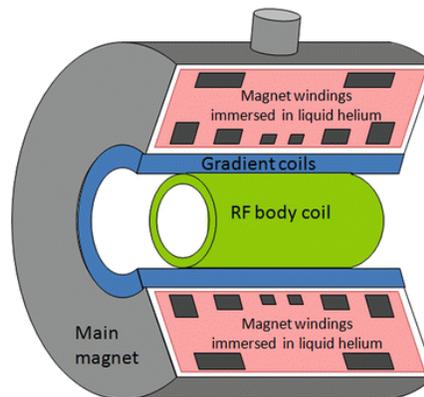


Figura 16: Esquema RM. En color verde, bobina de RF (Body Coil); en color azul, bobinas de gradientes; en color rosado, bobina principal junto al He líquido.

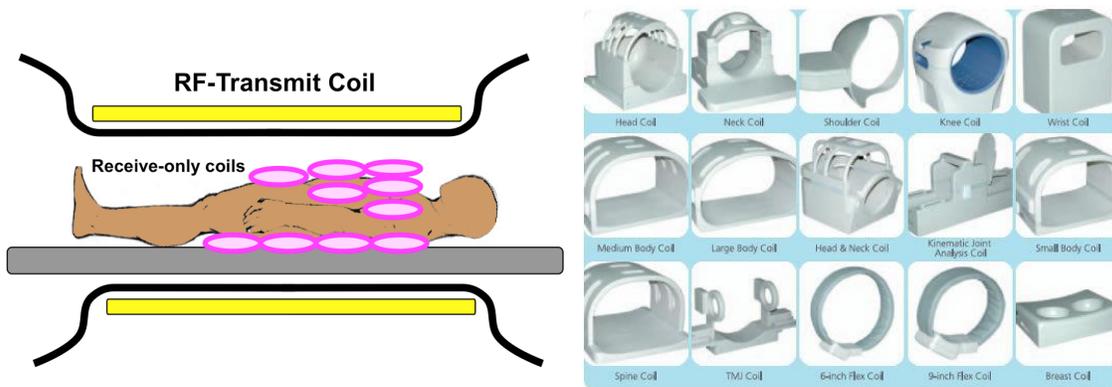


Figura 17: Izquierda, bobinas de RF de transmisión y de recepción. Derecha, bobinas de RF receptoras que se ubican de acuerdo a la estructura que se desea estudiar.

La función de transmisión está relegada casi exclusivamente a la bobina principal de RF (Body Coil) que se encuentra al interior del equipo, pero, además, existen otras bobinas que también tienen función de transmisión de pulsos de RF, como la bobina de cerebro y rodilla, que, a su vez, también son receptoras.

Bobinas usadas como transmisoras

Generan un campo magnético denominado B_1 , que es perpendicular al campo magnético principal (B_0). Cuando la frecuencia del pulso de RF coincide con la frecuencia de precesión de los spines, se produce la excitación y el cambio en la orientación de los spines. El campo B_1 se genera en la bobina de RF transmisora en respuesta a una corriente eléctrica poderosa generada por el circuito de transmisión del equipo (Figura 18). B_1 sólo se produce en cortos periodos de tiempo, que llamamos “pulsos de RF”. Ajustando la magnitud de estos pulsos, se puede generar un cambio en el sentido de los spines en 90° , 180° , etc.

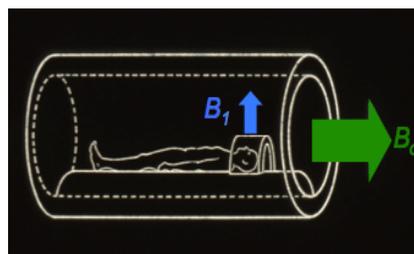


Figura 18: Bobina transmisora de RF generando el campo B_1 .

Bobinas usadas como receptoras

Son las responsables de detectar la señal de RM. El flujo magnético proveniente de los espines en relajación del cuerpo es capturado y se genera una corriente eléctrica inducida. Esta corriente se amplifica, digitaliza y se filtra para extraer la información de fase y frecuencia, con el objetivo de formar la imagen de RM. Las bobinas receptoras deben ubicarse en contacto con el paciente para recibir la señal de RM (Figura 19).



Figura 19: Bobina abdominal receptora de RF.

Cabe destacar que existen bobinas que cumplen función de transmisión y recepción, como las bobinas de cerebro y bobina de rodilla.

Cadena de transmisión y/o recepción de RF

Un sofisticado circuito electrónico es el encargado de la creación de las ondas de RF para transmitir las hacia el paciente o de recibir la señal magnética proveniente de éste.

A continuación, se presenta un esquema básico de la cadena de producción y transmisión de radiofrecuencias (Figura 20).

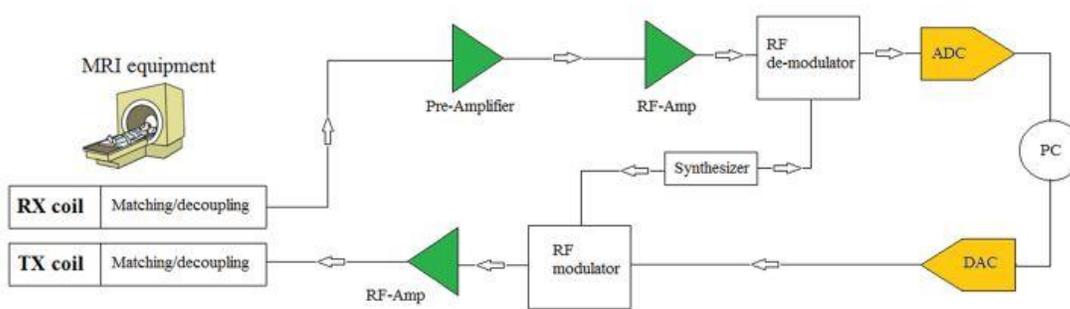


Figura 20: Cadena de transmisión (TX coil) y/o recepción de RF (RX coil).

En la cadena de transmisión (TX coil), la señal digital generada por el computador pasa a un Convertidor digital – análogo (DAC) y luego al Modulador de radiofrecuencias, que modela el pulso de RF a la frecuencia apropiada. El Sintetizador de frecuencias produce una onda sinusoidal continua a la frecuencia de Larmor o cercana a ésta, luego, esta onda continua pasa por el Modulador de RF para ser “fragmentada” en pequeñas partes, las que serán “modeladas” como pequeños pulsos, dependiendo de la aplicación de RM que se necesite. Finalmente, la señal es amplificada por el Amplificador de RF, que genera la corriente necesaria para la bobina trasmisora (TX coil). Cuando se ajusta la amplificación o ganancia de este instrumento se ajusta el *flip angle* del pulso de RF.

En la cadena de recepción (RX coil), la pequeña señal de resonancia magnética detectada por la bobina necesita ser amplificada por un Preamplificador y por un Amplificador. El Demodulador de RF tiene la función de extraer la señal, eliminando el componente de alta frecuencia. Finalmente, la señal pasa a un Convertidor análogo digital (ADC) para ser procesada por el computador.

En las bobinas que tienen ambas funciones, transmisoras y receptoras, cuando la función de transmisión está activa, la función de recepción debe estar inactiva con el objetivo de prevenir el acoplamiento de RF producto de las radiofrecuencias recibidas. En electrónica, el acoplamiento es la transferencia de energía indeseada desde un medio a otro. Debido a que la energía transmitida en los pulsos de RF es mayor que la energía recibida como señal, el Preamplificador de la cadena de recepción debe ser protegido del daño que puede provocar la alta energía de la RF transmitida. Para prevenir este acoplamiento desde la transmisión a la recepción se utiliza un circuito especial, llamado T/R Switch, que separa el “camino” entre la corriente que servirá para emitir la RF, de la corriente que proviene de la señal de RM del paciente.

Recepción de Radiofrecuencias

El diseño circular (loop) es la forma más básica de una bobina de superficie para captar la señal de RM proveniente del paciente. El flujo magnético de la relajación de spines pasa a través de la bobina, induciendo una pequeña corriente eléctrica (Figura 21). Esta corriente se amplifica, digitaliza y se procesa para extraer la información de frecuencia fase y amplitud.

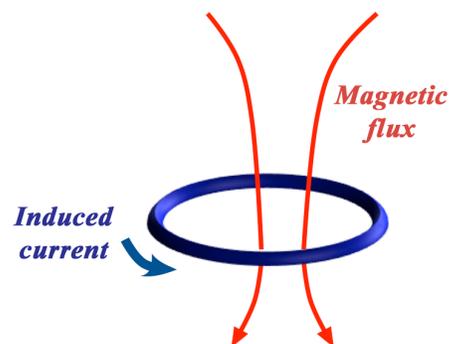
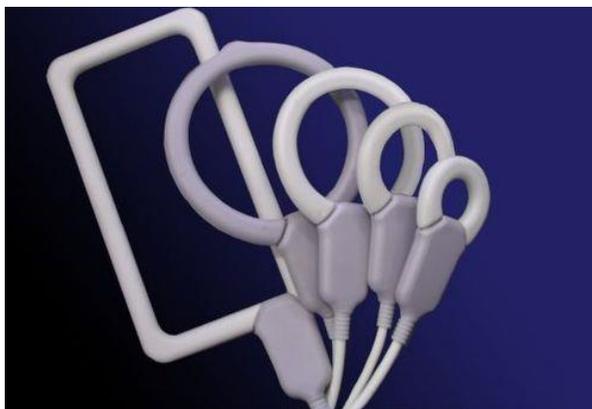


Figura 21: Izquierda; diseño básico de una bobina receptora de RF. Derecha; esquema de inducción de corriente eléctrica mediante el paso de un flujo magnético por una bobina.

Bobinas multireceptoras

Las bobinas multireceptoras son grupos de pequeñas bobinas de superficie cuyas señales pueden ser combinadas o transmitidas independientemente. Las bobinas de superficie de pequeño diámetro ubicadas cerca del paciente poseen alta sensibilidad, pero cobertura anatómica limitada. Al combinar varias bobinas pequeñas en grupos es posible obtener alta señal y grandes coberturas anatómicas (Figura 22).



Figura 22: Bobina de abdomen multireceptora. Varias bobinas pequeñas en anillo combinadas para formar una más grande.

Cada receptor o elemento de una bobina multireceptora obtiene un grupo de datos particulares (señales independientes) que aportarán a la imagen total. La información proveniente de cada elemento de bobina debe viajar por una vía específica denominada “canal” hacia los computadores de reconstrucción de imágenes. Los resonadores antiguos poseían sólo 4 canales o vías de información, actualmente, los resonadores poseen múltiples canales o vías de información que sirven para transmitir la información proveniente de los múltiples elementos de las bobinas multireceptoras. Es importante que los equipos tengan la cantidad de canales suficientes que permitan conducir la información de cada uno de los múltiples elementos de bobinas, ya que, si las bobinas tienen más elementos que los canales que posee el equipo, se subutilizarán las bobinas y no se trabajará de manera óptima. En síntesis, los equipos deberían tener tantos canales como receptores (elementos) tengan las bobinas.

Si un equipo tiene 8 canales, con bobinas de 8 receptores, el sistema se comportará óptimamente como un equipo de 8 canales. Sin embargo, si otro equipo tiene 3 canales, con bobinas de 8 receptores, el sistema sólo se comportará como un equipo de 3 canales (Figura 23).

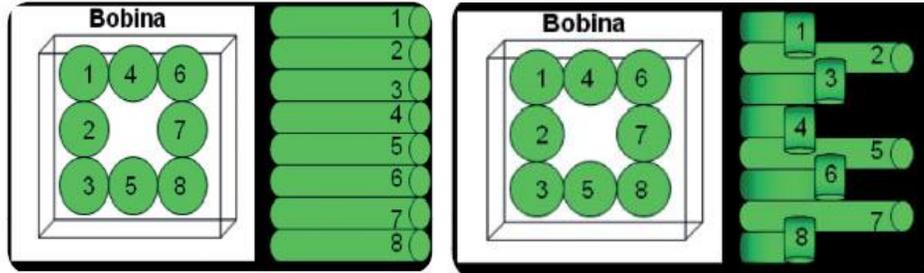


Figura 23: IZQUIERDA, ocho receptores con ocho canales de transmisión, el sistema funciona como equipo de ocho canales, de forma óptima para este ejemplo. DERECHA, ocho receptores con tres canales de transmisión, el sistema funciona sólo como equipo de tres canales, la información de algunos receptores es agrupada y no permite el máximo desempeño de la bobina.

Bobinas ultra ligeras y flexibles

Las bobinas de superficie flexibles son una realidad hace muchos años, sin embargo, no logran ser tan livianas o cómodas como para “envolver” una estructura completa o a un paciente por completo. General Electric ha desarrollado en los últimos años bobinas de superficie en forma de “manta” que son muy livianas y flexibles (Figura 24), capaces de adaptarse a cualquier parte del cuerpo y a cualquier anatomía distinta de los pacientes.



Figura 24: Bobina de superficie flexible de GE

Para lograr esto se agrupan un conjunto de elementos de bobina circulares pequeños que están fabricadas de un material liviano y deformable. Cada elemento de bobina consiste en un anillo conductor junto con un preamplificador incorporado (Figura 25). Se cree que el material de estos conductores (secreto de la empresa) es un delgado tubo de silicona que en su interior contiene una aleación metálica líquida de alta conductividad como galio-indio-estaño. El preamplificador integrado minimiza las interacciones de acoplamiento entre cada elemento de bobina, permitiendo la sobreposición de estos elementos y una mayor extensión en la cobertura.

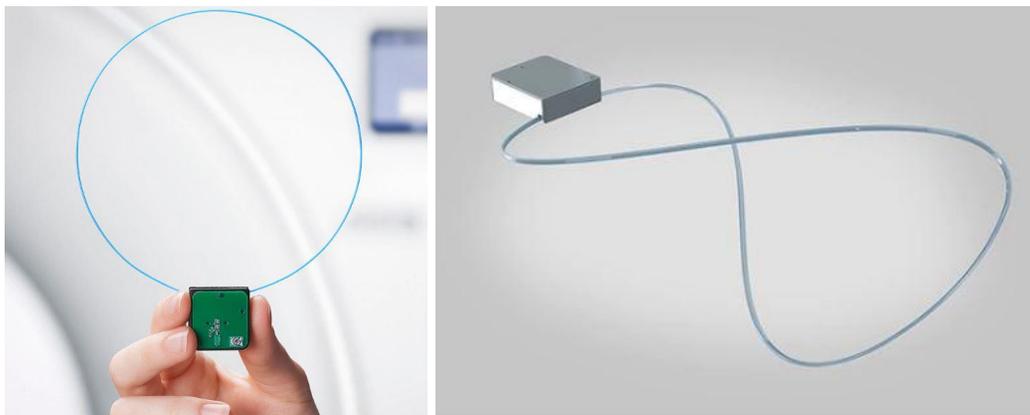


Figura 25: Elementos de bobina flexibles de GE, con su preamplificador integrado.

Diseño de Instalación de RM

En el esquema observado en la figura 26, se observan las tres áreas principales de una instalación de RM. La sala de control, sala de equipamientos o sala técnica y sala del magneto.

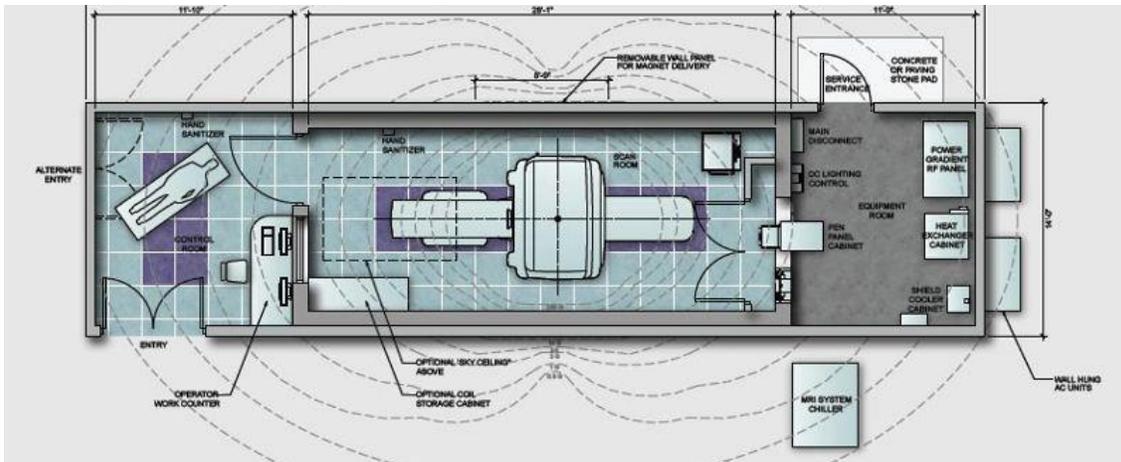


Figura 26: Diseño de instalación RM. De izquierda a derecha: sala de control, sala del magneto, sala técnica.

Sala de Control

La sala de control es el lugar donde opera el tecnólogo médico, donde se encuentran los computadores de operación del resonador, junto a esto, deben existir dispositivos de intercomunicación para el contacto con el paciente. Además, en esta sala de control pueden encontrarse monitores de signos vitales, que replican la información del monitor compatible con RM que se encuentra dentro de la sala del magneto (Figura 27).



Figura 27: Sala de control

Sala de equipamientos o sala técnica

En esta sala se encuentra la mayor parte de componentes electrónicos necesarios para el funcionamiento del resonador magnético. Aquí se encuentran los amplificadores de gradientes, encargados de generar los campos magnéticos de gradientes, parte de los circuitos del chiller que conducen el agua que entra a enfriar distintos componentes del

equipo, el compresor de helio que permite la recirculación del helio líquido hacia el interior del magneto (Figura 28).

En esta sala también encontraremos distintos componentes participantes de la cadena de producción de radiofrecuencias.

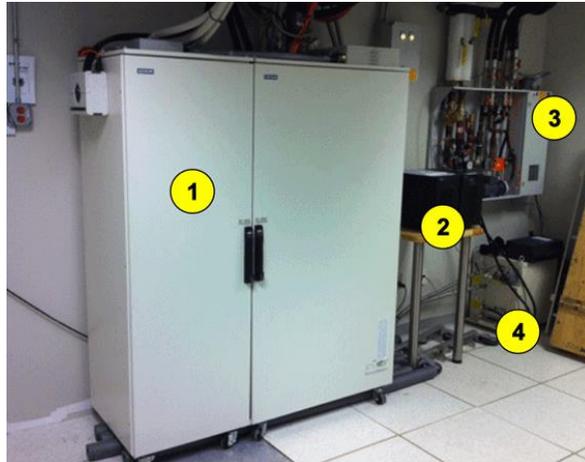


Figura 28: Sala técnica. 1, gabinetes de gradientes y RF; 2, fuente de poder universal; 3, chiller (circuitos internos); 4, compresor de helio.

Sala del Magneto

En esta sala se encuentra el equipo propiamente tal, junto con los equipos adicionales necesarios para monitorización de pacientes (máquina anestesia compatible con RM, monitor de signos vitales compatible con RM, bombas de infusión compatibles con RM). El piso de la sala debe soportar al magneto y sus accesorios (4500 Kg a 16000 Kg). Deben existir muebles suficientes para contener fantomas, bobinas de superficie, esponjas, correas, insumos (Figura 29).



Figura 29: Sala del magneto.

Las paredes de esta sala cumplen 3 funciones: blindaje magnético, blindaje acústico y blindaje de RF.

El blindaje magnético, también denominado apantallamiento pasivo, se refiere a que el magnetismo que produce el resonador debe mantenerse, idealmente, confinado al interior de la sala del magneto, así como también, a que debe evitarse que campos electromagnéticos de otros equipos de salas contiguas puedan interferir en la correcta operación. El hecho de mantener el campo magnético confinado al interior de la sala, lo más cerca posible del equipo, tiene que ver con una medida de bioseguridad, que disminuya la probabilidad de que elementos metálicos externos puedan ser atraídos por el imán o que personas con dispositivos electrónicos implantados (marcapasos, desfibriladores) puedan sufrir consecuencias al acercarse al entorno del resonador. El blindaje magnético puede conseguirse con materiales especiales que se incorporan en las paredes de la sala, principalmente una aleación de acero - silicio.

El blindaje acústico es necesario debido a los altos niveles de ruido (mayor a 120 dB) que produce el resonador en su funcionamiento. El nivel de ruido es mayor en resonadores de mayor teslaje. El blindaje acústico es importante para proteger la salud ocupacional de los trabajadores de RM, se logra aislando la sala del magneto de la sala del operador, incluyendo en la construcción materiales aislantes y absorbentes acústicos.

El blindaje de radiofrecuencias consiste en que se debe aislar la sala completa de su entorno, para evitar la interferencia con ondas de radiofrecuencias externas, es decir, se debe evitar que entren a la sala ondas de RF desde el exterior que pueden alterar las imágenes producidas en el resonador magnético. Las ondas de RF externas se producen por antenas de televisión, de radio, aviación civil, satélites, etc. Para lograr un correcto blindaje de RF se deben revestir todas las paredes de la sala de RM con láminas de cobre, al momento de la construcción de la sala, incluyendo techo y piso. A esta estructura de cobre se le denomina "Jaula de Faraday", que consiste en delgadas láminas de cobre unida a paneles de madera como estructura de soporte (Figura 30). El cobre es utilizado debido a que es un excelente conductor eléctrico y por su alta resistencia a la oxidación y corrosión.



Figura 30: Jaula de Faraday durante su instalación

Quench

“Quench” es un fenómeno no deseado en la práctica de RM, que consiste en la pérdida repentina de la superconductividad del resonador, que implica una caída del campo magnético y, por ende, una pérdida de la operatividad del resonador. Es importante destacar que cuando el imán principal se encuentra operativo, la superconducción del material de la bobina permite que no exista resistencia eléctrica en el conductor (resistencia eléctrica = 0). El fenómeno de Quench se produce por una serie de eventos que se van sucediendo en cadena:

- Si la temperatura del magneto aumenta sobre cierto límite, probablemente debido a desperfectos técnicos, el material de la bobina principal comenzará a experimentar resistencia eléctrica.
- La corriente que circula por el conductor cuando hay resistencia eléctrica genera gran cantidad de calor.
- El aumento de la temperatura al interior del criostato produce que el helio en estado líquido comience a evaporarse y a transformarse en helio en estado gaseoso.
- El helio gaseoso ocupa un volumen 800 veces mayor que el helio líquido, por lo que la repentina evaporación del helio líquido produce la salida explosiva del helio gaseoso hacia el exterior.

Debido a la existencia de este fenómeno, todos los resonadores deben contar en su instalación con un “tubo de Quench” o “línea segura de extracción de helio” (Figura 31), que comunique el interior del imán con el exterior, para la liberación abrupta del helio en estado gaseoso en caso de Quench. La liberación de este gas al exterior es importante, ya que si permaneciera en la sala de RM produciría congelamiento dada su baja temperatura, también, puede producir asfixias, debido a que el helio gas desplaza hacia abajo el oxígeno del aire. El tubo de Quench debe estar fabricado de acero inoxidable, debe tener una trayectoria hacia el exterior siempre en ascenso o en línea recta, sin quiebres hacia abajo, la salida del tubo debe terminar en un lugar despejado para que el helio fluya libremente al aire, apuntando hacia un área donde no circulen personas ni trabajadores de mantenimiento.



Figura 31: Izquierda, tubo de quench. Derecha, Helio en estado gaseoso siendo expulsado por el tubo de quench hacia el exterior de un resonador.

El fenómeno de Quench puede ocurrir en forma controlada, supervisada por ingenieros del equipo, puede ocurrir en forma accidental, por desperfectos del equipo, o puede ocurrir intencionalmente, activando un botón de Quench en la sala (Figura 32), en caso de que corra riesgo la vida de un paciente, por ejemplo, si llegara a ingresar a la sala un gran objeto metálico que sea atraído por el imán y golpear a un paciente produciéndole daños severos y sin posibilidad de extraer ni al paciente ni al objeto pegado al imán.



Figura 32: Botón de quench dentro de una sala de RM.

Posterior a un episodio de Quench, el equipo no queda operativo ya que se pierde el campo magnético principal. El servicio técnico del equipo debe cargar nuevamente helio líquido en el resonador y “subir” el campo magnético, proceso que puede tomar varios días y que es muy costoso.

Cabe destacar que algunos nuevos resonadores, como el resonador completamente sellado de Phillips, que utiliza sólo 7 litros de helio, no posee tubo de Quench hacia el exterior, debido a que un evento de Quench en este equipo no provoca el escape del helio en estado gaseoso. Al ser tan baja la cantidad de helio líquido contenida en el interior, el criostato logra contener la presión provocada por la conversión del helio líquido a helio gas, sin dañarse y sin provocar fugas de helio al exterior. Al no haber tubo de Quench, el costo de la instalación de este equipo también se reduce un poco. Debido a que tampoco habrá fuga de helio en caso de Quench, el proceso posterior de “subida” del campo magnético también es más rápido y barato que en los resonadores convencionales.