

COMPONENTES DEL EQUIPO DE RESONANCIA MAGNÉTICA

TM. Esteban Boerr G.

Al hablar de equipos de resonancia magnética nos veremos 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, como se verá a continuación, 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.

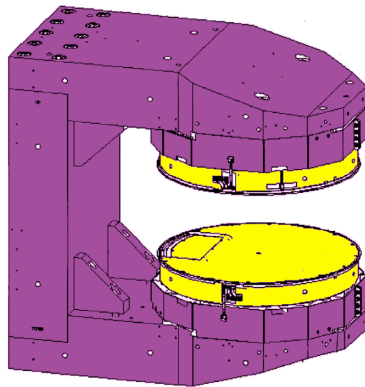


Figura 3: Resonador permanente. En color amarillo se observan los dos imanes permanentes.

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.

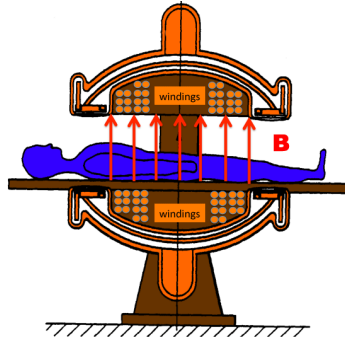


Figura 4: Imán resistivo. En este corte se observan los alambres conductores y el campo magnético que se genera al circular la corriente eléctrica (flechas rojas).

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).

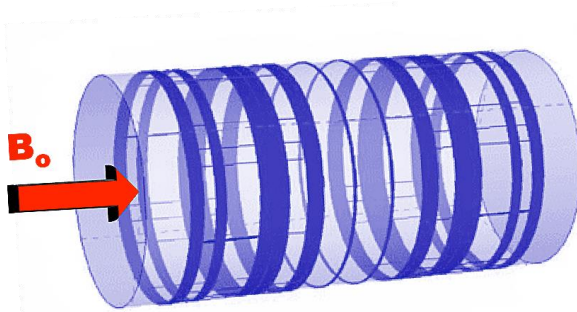


Figura 5: Esquema de un imán superconductor. Bobina principal y campo magnético generado al interior (B_0).

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.

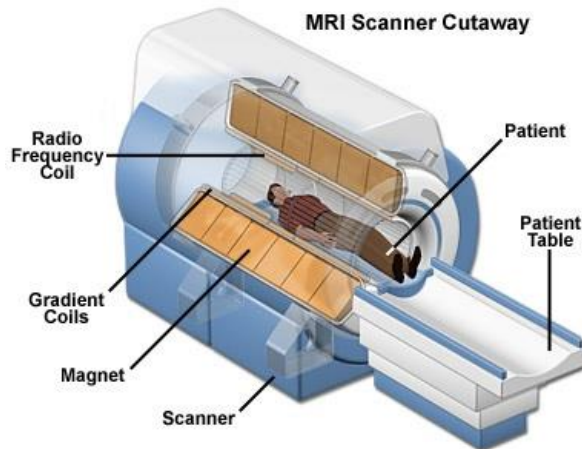


Figura 6: Resonador superconductor.

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.

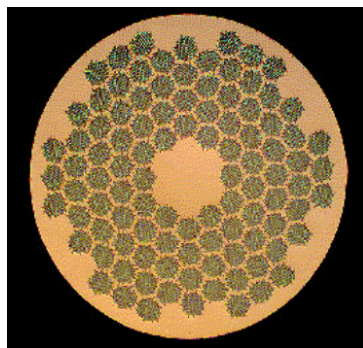


Figura 7: Corte transversal de una espira de alambre conductor. Se observan los filamentos de NbTi inmersos en la matriz de cobre.

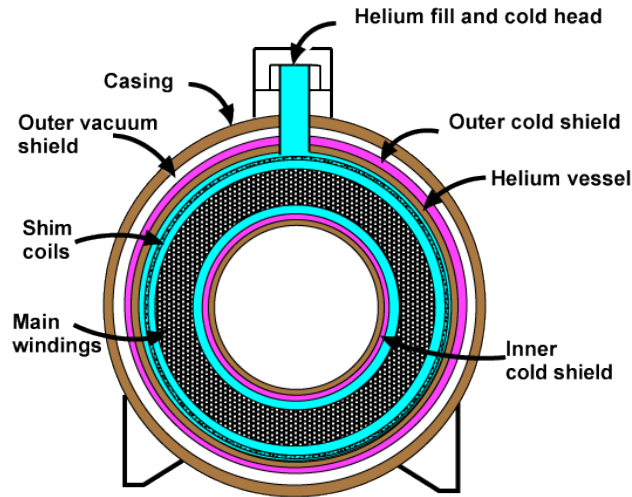


Figura 8: Corte transversal del criostato.

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. 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.

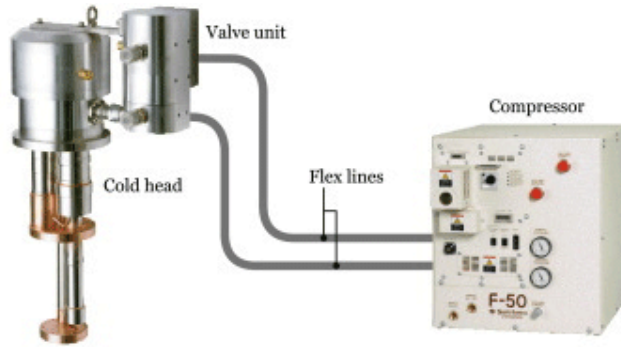


Figura 9: Sistema Criogénico

Bobinas de gradientes

En un esquema clásico de un resonador magnético (Figura 10), 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 11). Producen distorsiones calibradas del campo magnético principal en los ejes x, y, z; es decir, una variación del campo magnético en un eje determinado.

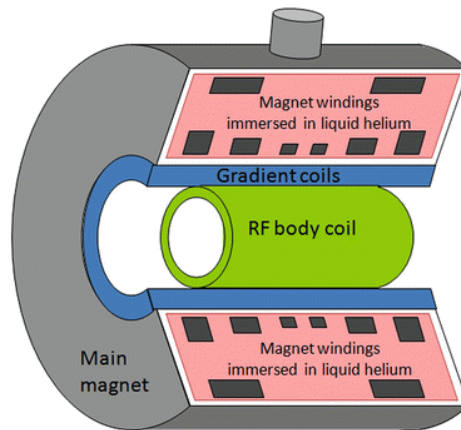


Figura 10: Esquema RM. En color azul, bobinas de gradientes; en color rosado, bobina principal junto al He líquido.

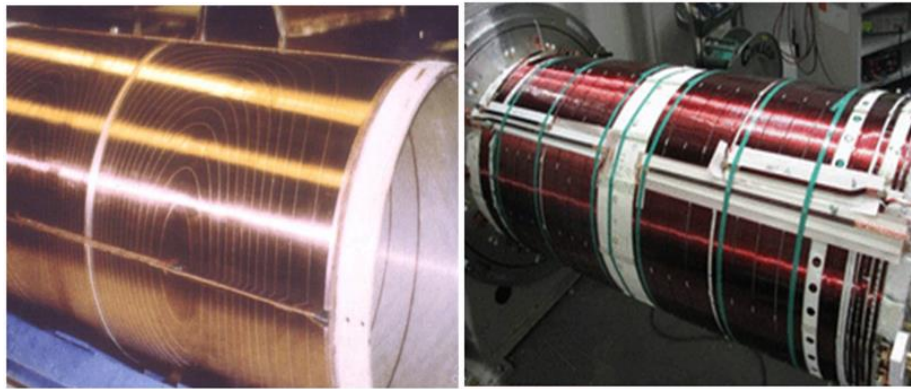


Figura 11: Bobinas de gradientes. Forma de placa como huellas digitales (izq), forma de hélice (der)

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 12). 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 13).



Figura 12: Amplificadores de gradientes



Figura 13: Izquierda, mangueras de enfriamiento de las bobinas de gradientes. Derecha, Chiller externo que envía agua fría al interior de las mangueras.

Bobinas de Radiofrecuencias

Las bobinas de radiofrecuencias son las encargadas de producir los pulsos de radiofrecuencias necesarios para obtener las secuencias de RM, así como también, tienen la función de captar la señal de RM proveniente del paciente. En el esquema del resonador magnético (Figura 14), la bobina de radiofrecuencias principal 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 15). Las bobinas de RF pueden ser transmisoras, receptoras o cumplir ambas funciones.

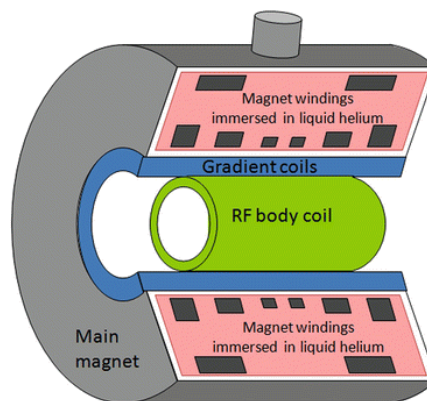


Figura 14: Esquema RM. En color verde, bobina de RF (Body Coil); en color azul, bobinas de gradientes; en color rosado, bobina principal junto al He líquido.

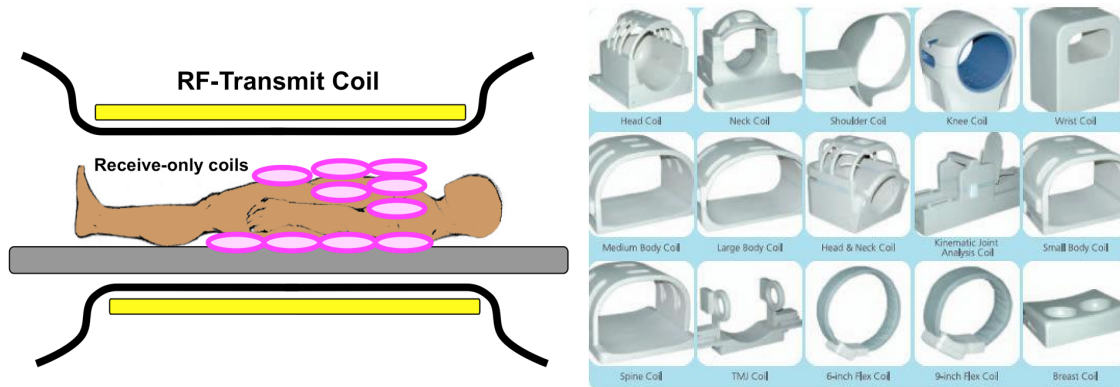


Figura 15: Izquierda, bobinas de RF de transmisión y de recepción. Derecha, bobinas de RF receptoras que se ubican de acuerdo a la estructura que se desea estudiar.

La función de transmisión está relegada casi exclusivamente a la bobina principal de RF (Body Coil) que se encuentra al interior del equipo, 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 16). 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.

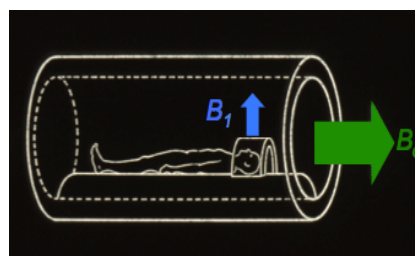


Figura 16: Bobina transmisora de RF generando el campo B_1 .

Bobinas usadas como receptoras

Son las responsables de detectar la señal de RM. El flujo magnético proveniente de los espines del cuerpo en relajación se captura y 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 17: 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.

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 18). Esta corriente se amplifica, digitaliza y se procesa para extraer la información de frecuencia fase y amplitud.

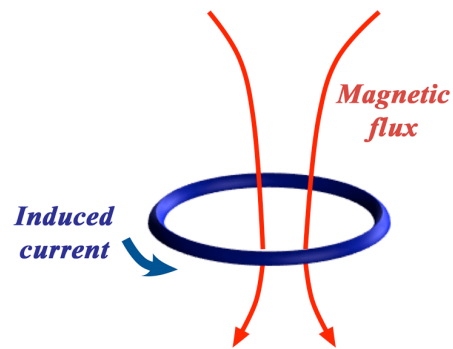


Figura 18: Izquierda; diseño básico de una bobina receptora de RF. Derecha; esquema de inducción de corriente eléctrica mediante el paso de un flujo magnético por una bobina.

Bobinas en array

Son grupos de pequeñas bobinas de superficie cuyas señales pueden ser combinadas o transmitidas independientemente. Las bobinas de superficie de pequeño diámetro cerca del paciente poseen alta sensibilidad pero cobertura anatómica limitada. Al combinar varias bobinas pequeñas en grupos (array) es posible obtener alta señal y grandes coberturas anatómicas (Figura 19).



Figura 19: Bobina de abdomen en array. Varias bobinas pequeñas en anillo combinadas para formar una más grande.

Diseño de Instalación de RM

En el esquema observado en la figura 20, 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.

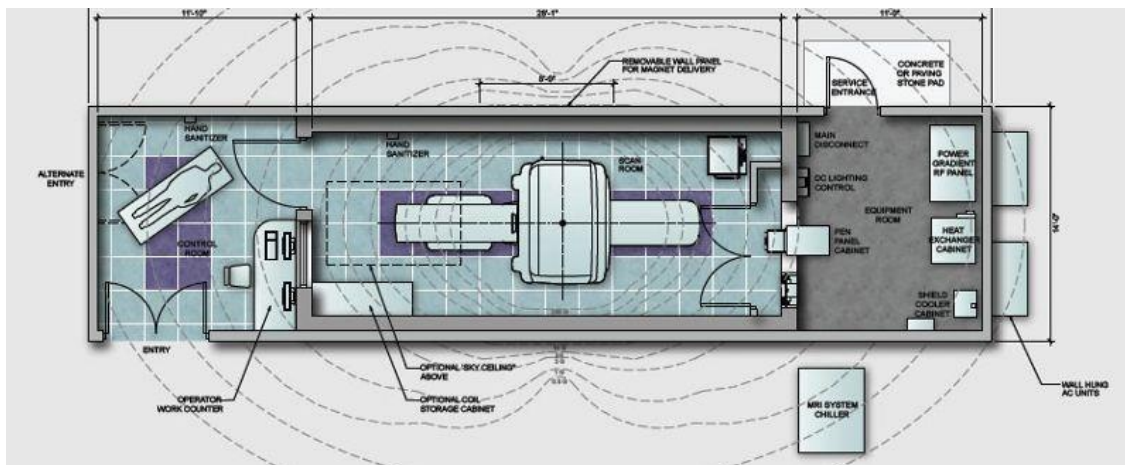


Figura 20: Diseño de instalación RM. De izquierda a derecha: sala de control, sala del magneto, sala técnica.

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 21).



Figura 21: 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 circulación del helio líquido hacia el interior del magneto (Figura 22).

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

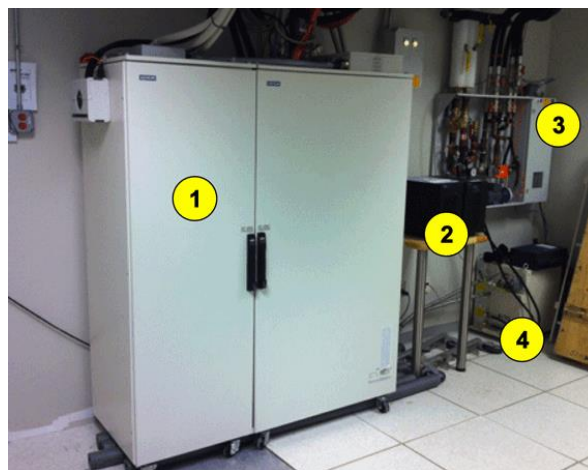


Figura 22: Sala técnica. 1, gabinetes de gradientes y RF; 2, fuente de poder universal; 3, chiller (circuitos internos); 4, compresor de helio.

Sala de 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 fantasmas, bobinas de superficie, esponjas, correas, insumos (Figura 23).



Figura 23: Sala del magneto.

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

El blindaje magnético 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 o con mecanismos electrónicos al interior del mismo resonador.

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 24).



Figura 24: Jaula de Faraday

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” (Figura 25), 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 y puede producir asfixias, debido a que el helio gas desplaza hacia abajo el oxígeno del aire.



Figura 25: 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 26), 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 golpeará a un paciente produciéndole daños severos y sin posibilidad de extraer ni al paciente ni al objeto pegado al imán.



Figura 26: 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.