

PROYECTO FINAL INTEGRADOR

INGENIERÍA BIOMÉDICA

PAUTAS PARA LA SELECCIÓN, ADQUISICIÓN, INSTALACIÓN
Y PUESTA EN MARCHA DE UN EQUIPO DE RESONANCIA
MAGNÉTICA NUCLEAR EN UNA CLÍNICA DE SALUD

ESTUDIANTE: GUIDO VAZQUEZ

LEGAJO: CYT-5445

SUPERVISOR: JORGE EUILLADES

CO-SUPERVISOR: GUSTAVO CHUMILLO, GUILLERMO LA MURA

FECHA: OCTUBRE 2019



Agradecimientos

A mi familia, y por sobre todo a mis padres y a mi hermano, quienes estuvieron desde el primer momento en que me embarque en esta carrera, y se merecen este título más que yo. A Melina, quien supo ser un faro en tantos tiempos difíciles. A mis amigos, quienes me acompañaron durante interminables semanas de estudio. A todos mis compañeros de la facultad, sin los cuales no hubiera logrado esto nunca.

A Gustavo Wain, Javier Guevara, Jorge Eulladies, Guillermo La Mura y Gustavo Chumillo, de la UNSAM, quienes me dieron la oportunidad de desarrollarme como profesional y guiaron en mi carrera universitaria. A Agustina Portu, quien me impulso a darle fin a esta etapa de mi vida. A Javier, Sandra y Andrea, del Hospital Austral, que me apoyaron y brindaron cuanta ayuda requerí para este proyecto.

Finalmente, agradecer a toda la gente que fue parte de mi vida durante estos últimos 8 años, y a Dios por no haberme dejado rendir nunca.

Ninguna sección alcanza para las gracias que les debo.

Resumen

El Resonador Magnético Nuclear es un equipo médico que permite obtener imágenes e información de estructuras del cuerpo en varias dimensiones gracias a la utilización de campos magnéticos estáticos muy potentes y pulsos de radiofrecuencia. Las imágenes se forman mediante la estimulación de átomos de Hidrógeno, los cuales se encuentran en el agua, grasa y músculos del organismo. Los átomos de Hidrógeno, al ser átomos con espín magnético nuclear, se encuentran constantemente en movimiento de precesión alrededor de su vector de magnetización longitudinal. **Al interactuar con el campo magnético estático inducido por el Resonador, se logra visualizar la concentración de Hidrógeno en los tejidos, y expresarlos como una escala de grises en el formato de imagen.**

Los proyectos de resonancia magnética en el ámbito médico-hospitalario, necesitan de programación, control y coordinación para garantizar un óptimo desempeño del equipamiento. Son varios los aspectos a determinar al momento de incorporar equipos de resonancia, por lo que el proyecto debe estar justificado desde los pilares de la Ingeniería Clínica.

Partiendo del plan médico, que define la finalidad del equipo y permite determinar características del resonador, como lo son la intensidad del campo o la estimación de los tipos de estudios, se asientan las bases sobre las cuales se desarrollará el proyecto. El mismo continúa con la selección del equipamiento, el cual debe ser elegido en base a análisis de la situación y necesidades, no solo de la institución interesada, **sino también de la sociedad.** Luego, se debe de montar la obra edilicia, la cual garantiza la operatividad del equipo. Finalmente, es necesario establecer una metodología de trabajo que permita que el funcionamiento de un equipo de estas características, aprovechado al máximo características operativas, aspecto vinculado directamente a la obra civil. De esta manera, se logra que los ingresos monetarios asociados al proyecto se maximicen.

Este trabajo final busca establecer una metodología de trabajo interdisciplinaria, basándose en las tareas realizadas en el Hospital Universitario Austral. Se describe los detalles para la elaboración de un plan médico para la selección del tipo de equipamiento, con aspectos tecnológicos, económicos y administrativos. Los requisitos de ubicación, los ensayos de interferencias, y los requisitos de obra son detallados a fines de garantizar el correcto desarrollo del proyecto, incluyendo la parametrización de tiempos para implementar una correcta metodología de trabajo y el análisis económico que justifique la adquisición.

Tabla de contenido

Agradecimientos.....	i
Resumen.....	ii
Tabla de contenido	iii
I – Descripción del problema.....	1
Imágenes en medicina	1
Objetivo general	3
Objetivos específicos.....	4
II - Introducción a la Resonancia Magnética Nuclear.....	5
El átomo y su núcleo	5
Estimulación del espín.....	7
Recuperación del Espín y Ecos	8
Contrastes y otras secuencias.....	10
Recuperación de saturación	11
Recuperación de la inversión.....	11
Secuencias rápidas	11
El Resonador Magnético Nuclear (RMN).....	12
El imán	12
Bobinas de radiofrecuencia (RF)	13
Bobinas de gradiente.....	13
Computadora	15
Tubo de Quench.....	15
III - Contexto y justificación del proyecto.....	17
Justificación demográfica y social	18
Justificación tecnológica.....	20
Justificación económica.....	21
Justificación educativa	23
Justificación política	24
IV - Plan Médico.....	25
Plan de trabajo: tipos de Resonancias a realizar	25
Estimación de demanda de estudios	26
Preselección de equipamiento	27
Valoración de criterios	29
V - Determinación del <i>Workflow</i>	32
Determinación de capacidad operativa y flujo de trabajo del equipamiento.....	36
Software	41
VI - Requerimientos técnico-edilicios	42

Homogeneidad de Campo.....	42
Interferencias.....	42
Aislamiento acústico-vibratorio.....	44
Blindaje magnético	45
Existencia de Resonador en cercanía de nuevo equipo	47
Medición de interferencias.....	48
Campos magnéticos ambientales (DC/AC)	49
Vibraciones	50
Tubo de Quench.....	52
Water Chiller.....	53
Jaula de Faraday.....	55
VII - Análisis económico	57
Depreciación y amortización	57
Adquisiciones y otros gastos	58
Equipamiento biomédico	59
Estudio de interferencias.....	59
Obra civil y mobiliario.....	60
Jaula de Faraday, Blindaje pasivo y Tubo de Quench	60
Transporte	61
Mano de Obra	61
Otros gastos a contemplar	61
Insumos	62
Otros sueldos y gastos.....	62
Ingresos	62
Valor Actual Neto.....	63
VIII-Discusión	67
IX-Conclusiones.....	69
X – Anexos	70
Anexo I: Criterios para servicio y dirección	70
Anexo II: Bioseguridad.....	71
Anexo III: Tiempos de secuencias	72
Anexo IV: Simulación de tiempos	73
Anexo V: Distancias mínimas a fuentes de interferencia	76
Anexo VI: Diagrama de Gantt final del proyecto	77
XI – Bibliografía.....	78

<No importa: es mu.>

I – Descripción del problema

<El cuerpo humano es infinitamente complejo.>

Imágenes en medicina

Desde los comienzos de la medicina, la intención de todos aquellos practicantes de la misma era encontrar la forma de evitar enfermedades, mejorar las condiciones de vida, y postergar el momento de la muerte. Todas estas metas eran alcanzadas por medio de observaciones y criterios ambiguos.

Esta ambigüedad, lamentablemente, llevaba a que distintas personas tomaran diferentes medidas para los mismos síntomas. Quizás el ejemplo de mayor conocimiento e impacto en la historia de la humanidad fue la mortal Peste Negra, la cual tomó la vida de más de cien millones de personas durante el siglo XIV, incluidas las de la mitad de los habitantes de Europa (Dunham, 2008). La devastadora pandemia era transmitida por las pulgas de ratas, pero los “médicos” de aquella época culpaban a etnias, fuerzas astronómicas, motivos religiosos, o incluso a una transmisión aérea que incluía una fuerte pestilencia. Ésta última posibilidad era la que causaba que los médicos fueran con la inconfundible máscara parecida la cabeza de un ave (**Fig. 1**).



Fig. 1: Vestimenta de médico durante Peste Negra.

Indudablemente la gran mayoría de estas muertes se hubieran evitado de haber podido llevar un diagnóstico certero acerca de lo que aquejaba a la población.

Parecido es el caso de las muertes asociadas a la higiene de manos en aquellos que practicaban la medicina. Era muy frecuente que mujeres parturientas murieran luego de dar a luz, debido a que las personas que las atendían no se habían higienizado las manos luego de atender a otras personas en condiciones deplorables, transmitiendo así múltiples gérmenes y bacterias. Éstas vencían fácilmente al débil sistema inmune de la madre, causando su muerte. Es evidente que la incertidumbre que existía respecto a cómo diagnosticar, y consecuentemente tratar y curar a las personas, era peligrosamente alta.

Si dicha incertidumbre existía para asuntos empíricos, uno imagina lo complejo que era diagnosticar personas cuya enfermedad o patología no exteriorizaba todos sus síntomas hasta momentos avanzados o críticos.

Pero, ¿De qué forma podrían saber los médicos lo que radicaba en el interior de las personas? No hace falta detallar que la manera de las intervenciones quirúrgicas distaba largamente a las formas en que se llevan a cabo en la actualidad, y tampoco era común que la gente sobreviviera a las mismas. Además, los médicos debían acceder a la persona, descubrir qué era lo que la aquejaba, y luego tomar las acciones necesarias para que la misma sobreviviera.

Lo que los médicos necesitaban era sencillo, pero difícil de conseguir: observar estructuras internas, sin la necesidad de intervenir a la persona. Necesitaban *ver lo que ocurría adentro*. Necesitaban una imagen.

Como el éxito de los esfuerzos desarrollados durante las prácticas médicas dependía fuertemente del conocimiento de la situación previa a la intervención, la necesidad de contar con imágenes médicas de los pacientes estaba latente. Sorprendentemente, el descubrimiento de la primera imagen médica ocurrió por un evento fortuito. Fue en 1895 cuando Wilhelm Röntgen (1845-1923) accidentalmente realizó la primera radiografía (**Fig. 2**). Debido a que este descubrimiento fue una mera casualidad, y que se desconocía el fenómeno que producía la radiografía, Röntgen denominó “Rayos-X” a la radiación que producía la desaceleración de los electrones al ser acelerados por un alto potencial, y ser repentinamente frenados por materiales pesados (Oppelt, 2011).



Fig. 2: Primera radiografía (1895)
(Oppelt, 2011)

Los Rayos-X eran algo desconocido, por lo tanto, también lo eran sus efectos adversos: la radiación ionizante generaba efectos estocásticos y determinísticos, produciendo quemaduras, pérdida de cabello, tumores e incluso muertes en aquellas personas expuestas a altas dosis de radiación. Los rayos eran, en aquel entonces, efectivos y a la vez contraproducentes.

Con el pasar de los años, físicos y médicos trabajaron en conjunto para mejorar las condiciones en las que se producían y utilizaban estos rayos. Se comenzó a comprender fenómenos a nivel celular, molecular y atómico en todo el cuerpo. Los equipos de rayos se fueron complejizando y optimizando. Las dosis empezaron a ser más efectivas, las imágenes más claras, y los diagnósticos más precisos.

Con el correr de los años se fueron desarrollando nuevas técnicas. Primero apareció el Fluoroscopio (1895), equipo que permitía observar imágenes de estructuras internas en tiempo real. Actualmente, suele ser utilizado en estudios gastrointestinales, renales u ortopédicos.

Décadas más tarde, se desarrolló el Ecógrafo (1963), equipo que utiliza principios mecánicos de transmisión de ondas de alta frecuencia para generar imágenes. El mismo es utilizado en todo tipo de especialidades, como medicina fetal, cardiología, ginecología e urología, entre tantos otros.

Luego, salieron al mercado el Tomógrafo (1971) y el Tomógrafo por Emisión de Positrones (*PET*) (1977), equipos que utilizan la superposición de varias placas de radiografía, permitiendo obtener imágenes transversales del cuerpo. El tomógrafo permite obtener imágenes anatómicas rápidamente, y al combinarse con la técnica de *PET*, se logra incorporar un parámetro de actividad fisiológica a la imagen. Ambas tecnologías son utilizadas en diagnósticos traumatológicos, cardíacos y oncológicos, entre muchos otros.

Todas estas tecnologías presentaban alguna debilidad en común. Con la excepción del Ecógrafo, todos eran equipos que entregaban radiación ionizante al paciente, presentando un severo riesgo para la salud. Distinto es el caso del Ecógrafo, cuya debilidad era la baja calidad de las imágenes obtenidas en comparación al resto de los equipos (Dyro, 2004).

Éstos antecedentes generaron el contexto para la creación y el desarrollo del Resonador Magnético Nuclear, también conocido por sus siglas *RMN* o *MRI* en inglés, o simplemente como *Resonador*. Posteriormente, se desarrolló el *PET/MRI*, que contó con sus primeros equipos clínicos en la primera década del siglo XXI (Azañero Inope, 2007).

Los proyectos de Resonancia Magnética Nuclear en el área de Ingeniería Clínica siempre son de principal interés para las instituciones privadas de salud. Son equipos sofisticados, y requieren de trabajo interdisciplinario para resultar eficientes, generando ganancias de gran magnitud en poco tiempo. Sin embargo, el acotar los tiempos de implementación del proyecto para comenzar a facturar dinero, tiende a producir múltiples inconvenientes en el armado y desarrollo del proyecto, los cuales no permiten explotar las capacidades de los equipos al máximo de su potencial.

Objetivo general

La finalidad de este trabajo final es el detallar la programación, control y coordinación para que todos los pasos requeridos desde la génesis de la iniciativa u oportunidad de negocio, hasta el funcionamiento operativo del equipo, sean cumplidos eficientemente, obteniendo la selección de equipamiento adecuado, y un ambiente seguro y efectivo para su funcionamiento.

Se busca asimismo sistematizar y describir la metodología de trabajo para la selección, adquisición y puesta en marcha del equipo de Resonancia Magnética Nuclear.

Este trabajo está basado en las tareas desarrolladas en el Hospital Universitario Austral (HUA), ubicado en Pilar, Buenos Aires, durante el año 2017, periodo en el cual se desarrolló un proyecto de esta índole. El mismo tuvo varias áreas involucradas, entre las que es necesario destacar dos:

- Imágenes: Oficialmente conocido como Radiología, perteneciente al Departamento de Diagnóstico y Tratamiento, con dependencia directa de la Dirección Médica. Cuenta con las especialidades de Mamografía, Ecografía, Tomografía, Resonancia, Neuroradiología, y Radiología Convencional. También cuenta, debido a la magnitud del servicio, los fondos que maneja, y la cantidad de estudios que se realizan, con su propia Gerencia Administrativa y Contabilidad.
- Bioingeniería: Oficialmente conocido como Departamento de Tecnología Médica, depende directamente del Dirección de Operaciones, y su respectivo gerente. Son los responsables del mantenimiento y de la adquisición de los equipos médicos.

Los proyectos complejos necesitan abordajes interdisciplinarios. Por ello se realiza una co-creación realizando entrevistas a expertos de estas áreas para conocer sus intereses y necesidades.

Objetivos específicos

- Definir las necesidades del plan médico
- Parametrizar tiempos y metodologías de estudios. Establecer el *Workflow* (flujo de trabajo)
- Detallar el flujo de trabajo que permita la utilización óptima y continua del equipamiento
- Analizar posibles interferencias magnéticas estáticas y dinámicas
- Determinar la estrategia de selección de los lugares óptimos para instalar el Resonador Magnético Nuclear
- Especificar los requerimientos edilicios necesarios para albergar un equipo de Resonancia Magnética Nuclear
- Estimar rentabilidad económica y plan de negocios. Determinar aumento de demanda y correlacionar con oferta de estudios

II - Introducción a la Resonancia Magnética Nuclear

Los equipos de Resonancia Magnética Nuclear tienen un rol de gran importancia para el diagnóstico clínico actual. Esto es debido a que permiten discriminar con gran precisión tejidos de densidades muy similares (Oppelt, 2011). En la actualidad, este tipo de equipos es utilizado en diversas especialidades de la medicina, como ser Traumatología, Cardiología, Hepatología, Angiografía, Neurología y Cirugías, entre tantos otros (Azañero Inope, 2007).

El presente Proyecto Integrador Final girará en torno a la Resonancia Magnética Nuclear y su relación con la Ingeniería Clínica. La resonancia magnética es una de las ramas de la Ingeniería Biomédica más complejas. Se procederá a una breve introducción de los fundamentos de la Resonancia Magnética, ya que comprender las características de los fenómenos de la resonancia, exige de la utilización de la mecánica cuántica. Sin embargo, a fines de simplificar la explicación y comprensión, la introducción se desarrollará un enfoque basado en la Mecánica Clásica.

El átomo y su núcleo

Los átomos consisten de un núcleo, alrededor del cual se encuentran orbitando uno o más electrones, partículas de carga negativa. Además, dentro del núcleo se encuentran los protones, partículas de carga positiva, y los neutrones, los cuales tienen una carga neutra.

El núcleo de Hidrógeno (H) es el de naturaleza más simple, ya que cuenta con un protón y ningún neutrón. Esto es una ventaja para la resonancia magnética, ya que el Hidrógeno es el elemento más común del cuerpo humano, y tiene una alta sensibilidad a la resonancia.

Todas las partículas descritas anteriormente poseen una característica denominada *espín*, el momento angular intrínseco de valor fijo. Una partícula con espín es como si rotase alrededor de su propio eje como lo hace, por ejemplo, la Tierra en su movimiento de rotación. El espín es el fenómeno que permite explotar el fenómeno de resonancia magnética. La mejor forma de visualizar y comprender el fenómeno de un espín, es gráficamente (**Fig. 3**). Una partícula con espín se comporta como un pequeño imán con sus polos norte y sur, rotando alrededor de su centro en cualquier dirección. Cabe destacar que el espín tiene un valor constante, solo pudiendo reorientar su valor vectorial (SIEMENS, 1992).

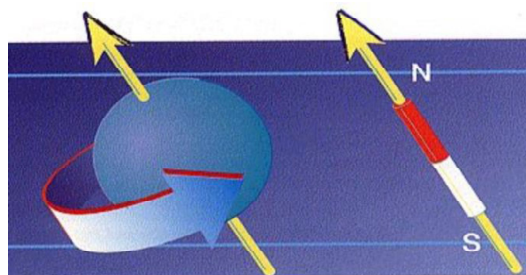


Fig. 3: Visualización vectorial del Espín Magnético, con sus polos norte y sur.
(SIEMENS, 1992)

En un núcleo, el espín resultante de un par de protones se cancela. Lo mismo sucede con los neutrones. Este principio es conocido como el Principio de exclusión de Pauli, e implica que en un núcleo con un número par de *nucleones* (protones y/o neutrones), tendrá un espín resultante de valor nulo. Ejemplos son el Oxígeno (^{16}O), o el Carbón (^{12}C), isótopos que no tienen utilización en la resonancia magnética.

Con el mismo principio de exclusión, podemos tomar pequeñas unidades de volumen, o *voxels*, y calcular el espín resultante como la suma de los vectores individuales de cada átomo y su espín. En condiciones normales, el espín resultante de un volumen siempre será nulo debido a la distribución aleatoria de todos los vectores. El volumen entonces tiene un comportamiento no magnético para un observador (**Fig. 4**).

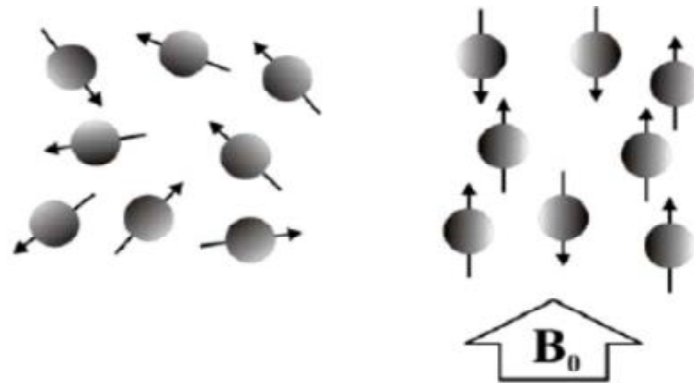


Fig. 4: Reorganización de los espines al aplicar un campo magnético (Chernoff & Stark, 2018).

Sin embargo, al aplicar un campo magnético externo de alta magnitud, los espines se alinean con las líneas de campo. Esto puede suceder en una de dos maneras: paralela, manteniendo el sentido de las líneas de campo, o anti-paralela, en la cual se alinean en el sentido contrario al campo externo. Es necesario destacar que la alineación paralela posee un estado energético menor que la alineación anti-paralela, por lo que habrá más átomos alineados en el estado de menor energía.

El alinear los espines en dos estados posibles, opuestos vectorialmente, permite realizar la suma algebraica de los mismos y obtener un espín magnético resultante proporcional a la diferencia de cantidades entre ambos estados, el cual se define como Vector de Magnetización M (**Fig. 5**). El valor final dependerá la densidad de protones en el tejido, de la magnitud del campo magnético externo, y de la temperatura. Por ejemplo, a temperatura ambiente y en un campo de 1.5 Tesla, se generarán un total de 96 espines por cada 10 millones de átomos como resultado de la suma algebraica de los dos estados posibles (SIEMENS, 1992).

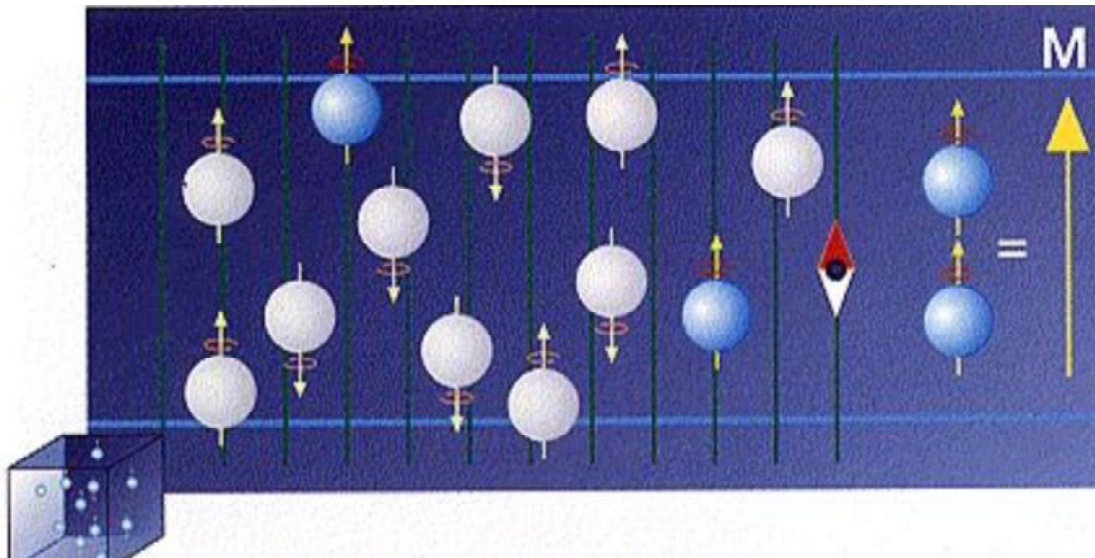


Fig. 5: Vector de magnetización del volumen al aplicar la suma algebraica de los espines alineados paralela y anti-paralelamente (SIEMENS, 1992).

Estimulación del espín

Para explicar mejor el fenómeno de resonancia, es necesario añadir un concepto a la descripción del espín magnético. De la misma forma que una peonza modifica su trayectoria de giro al recibir un ligero golpe, el espín magnético gira alrededor del denominado *eje Z*, el cual está alineado con las líneas de campo impuestas por el campo magnético externo (**Fig. 6 (a)**). Éste fenómeno es denominado *precesión*, y la frecuencia a la cual oscilará estará definida por la Ley de Larmor, la cual establece la dependencia lineal entre la frecuencia de oscilación, con el tipo de material y la magnitud de campo magnético. Por ejemplo, a 1.5 Tesla, un átomo de Hidrógeno oscilará a aproximadamente 64 MHz.

Como se mencionó, los espines se encuentran en movimiento de precesión alrededor del eje Z, es decir, perpendicular del plano X-Y. Debido a que los mismos tienen una alineación (o fase) aleatoria, su valor X-Y en conjunto es cancelado. Esto se mantiene hasta el momento en que los espines son estimulados de forma tal que todos quedan en fase, como se observa en la **Fig. 6 (b)**. Esta estimulación que saca del equilibrio a los espines, se realiza por medio de pulsos de Radio-Frecuencia (RF) de 90°, rango definido según la ecuación de Larmor para la amplitud de campo magnético establecido. Dicho pulso desvía el vector de magnetización, por lo que es necesario descomponer el Vector M en sus componentes longitudinal (M_z) y transversal (M_{xy}). Al aplicar dicho pulso, se obtiene un vector transversal puro, perpendicular al plano X-Y. Este fenómeno induce una señal eléctrica en una bobina receptora, la cual es la mencionada señal de Resonancia Magnética o *Señal de descenso de inducción libre (Free Induction Delay)*.

Luego de la aplicación del pulso de RF, comenzará la libre precesión del vector de magnetización transversal M_{xy} . Éste decaerá rápidamente, ya que los espines pierden su coherencia de fase, y la señal será recolectada (SIEMENS, 1992).

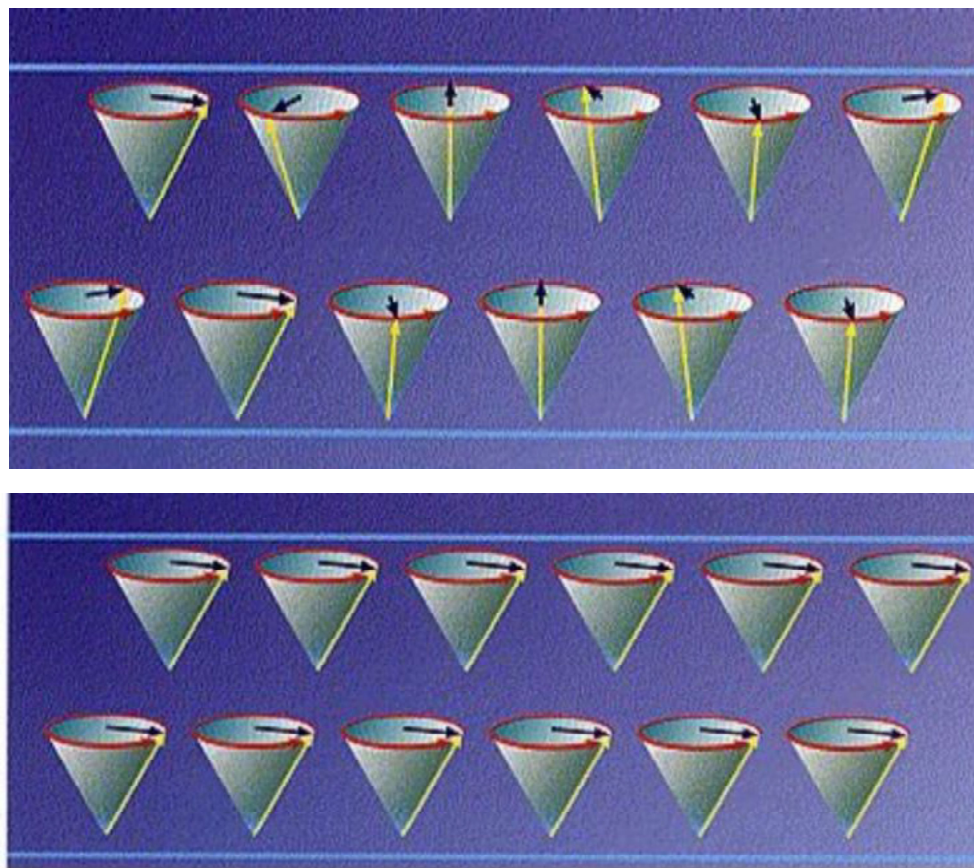


Fig. 6 (a) y (b): Arriba, la precesión de los espines aleatoriamente; debajo, la precesión de los espines en fase (SIEMENS, 1992).

Recuperación del Espín y Ecos

La relajación es un proceso físico y dinámico por el cual un sistema vuelve a su estado de equilibrio. En la resonancia magnética, las relajaciones siguen un proceso exponencial, el cual depende de constantes de tiempo. En este caso, la recuperación de la magnetización longitudinal está descrita por la constante de tiempo T_1 . Luego de un tiempo T_1 , el M_z crece un 63% del valor diferencial total. Es decir, a T_1 , retoma el 63% de la magnetización inicial, a $2T_1$, el 86%, y a $5T_1$, recupera aproximadamente el total de la magnetización longitudinal. En otras palabras, mientras más lejos se encuentra el vector de su punto de equilibrio, más rápido tiende a volver al mismo, por lo que a medida que se acerca a dicho punto, su pendiente disminuye.

Durante la relajación longitudinal, los espines emiten la energía que absorbieron del pulso de RF, y lo harán a una velocidad que dependerá de T_1 , describiendo la capacidad del tejido en cuestión para emitir la RF absorbida. La constante T_1 depende del tamaño de las moléculas del tejido, y de sus alrededores.

Una molécula de agua pequeña se puede mover rápidamente en su ambiente, por lo que tendrá poca probabilidad por unidad de tiempo de emitir energía debido a interacciones con las moléculas vecinas. Es así que el agua tiene una constante de tiempo T_1 muy larga, y otras moléculas más pesadas, como la grasa, tienen T_1 más cortos.

La recuperación de la magnetización longitudinal está acompañada por el decaimiento de la magnetización transversal. Esto sucede a una velocidad mayor que en la recuperación de la magnetización longitudinal, y es debido a que luego del pulso de 90° , los espines se encuentran en movimiento de precesión en fase alrededor del plano X-Y, con contribuciones aditivas por cada uno de ellos. Pero como cada espín interactúa inevitablemente con las moléculas de su alrededor, la coherencia de fase se pierde. La constante T_2 está definida como el tiempo que tarda en amortiguarse la señal original a un 37% de su valor, y depende de características del tejido.

En materiales o tejidos sólidos con estructuras rígidas, los espines están constantemente expuestos a campos magnéticos locales fluctuantes, por lo que su constante T_2 es muy corta, en el rango de los microsegundos. En fluidos en cambio, los espines se mueven de manera aleatoria, lo que minimiza las fluctuaciones de campo, lo cual resulta en T_2 más largos en este tipo de tejidos.

De todas formas, incluso en los mejores resonadores existen inhomogeneidades de campo y en la aplicación práctica la señal de relajación decae mucho más rápido que lo ideal, debido a que estas inhomogeneidades contribuyen al desfasaje de los espines. Como resultado, la constante de tiempo T_2 se transforma en la denominada T_2^* , la cual es más corta y contempla este desfasaje. Aun así, este desfasaje puede ser corregido mediante técnicas como el *Spin Echo* (Fig. 7).

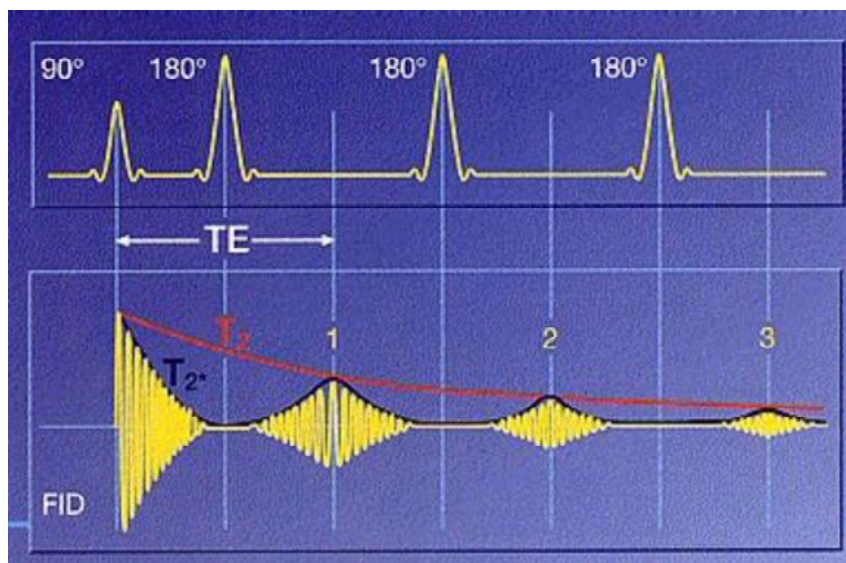


Fig. 7: Secuencia de descenso de inducción libre (FID), permitiendo observar gráficamente los significados de T_2 y T_2^* (SIEMENS, 1992).

El Espín Echo es una secuencia que permite recuperar el desfasaje mencionado anteriormente. Algunos espines giran a mayor velocidad que otros debido a las inhomogeneidades de campo, por lo que luego de un tiempo determinado (denominado τ o *tau*), habrá una diferencia entre la posición de cada uno de ellos. Por eso, luego del tiempo τ , se aplica un pulso de RF de 180° , el cual invierte la orientación de los vectores magnéticos.

Llegado al tiempo 2τ , denominado *tiempo de echo*, la posición de los espines vuelve a ser coherente, por lo que se produce una nueva señal de resonancia magnética que será captada por la bobina receptora. Esta señal es denominada *Espín Echo*. Se observa en la **Fig. 7** que los ecos son cada vez de menor amplitud debido a la característica irreversible del T_2 . Cabe destacar que esta técnica es posible debido a que el desfase de los espines se da a velocidad constante. La secuencia de pulsos de 90° - 180° es repetida cada un tiempo de repetición T_R (SIEMENS, 1992).

Contrastes y otras secuencias

La intensidad de la señal de resonancia magnética obtenida de un tejido depende de la secuencia de pulsos de RF, y de las constantes de tiempo T_1 y T_2 . Esto permite generar imágenes con distintos tipos de contrastes. En las imágenes, los contrastes son generados por uno de los siguientes parámetros:

- Imagen cargada por T_1 : Los contrastes son generados principalmente por los diferentes T_1 de los tejidos. Requiere tiempos de repetición cortos para acentuar las diferencias en la relajación de los tejidos. Los tiempos de echo deben ser cortos también, para evitar manifestaciones del T_2 . Suele utilizarse para evaluar condiciones anatómicas (**Fig. 8 (a)**).
- Imagen cargada por T_2 : Los contrastes son generados principalmente por los diferentes T_2 de los tejidos. Son logrados con tiempos de repetición largos, para que la relajación de T_1 se haya completado, y con tiempos de echo largos, para que la imagen refleje las diferencias entre los T_2 . Suele utilizarse para evaluar edemas o patologías (**Fig. 8 (b)**).
- Imagen cargada por densidad de protones: Los contrastes son generados principalmente en las diferentes concentraciones de protones entre cada tejido. Requiere de un tiempo de relajación largo, para que el T_1 se haya completado, y no tenga peso en la señal adquirida. También exige un tiempo de echo muy corto, para evitar manifestaciones del T_2 . Es una secuencia intermedia, utilizada en neuroimágenes e imágenes osteoarticulares (**Fig. 8 (c)**).

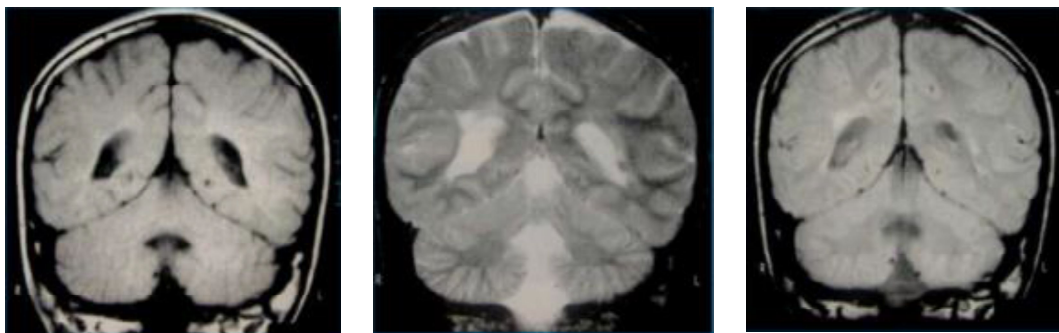


Fig. 8 (a), (b) y (c): Imagen cerebral con los distintos tipos de contraste: a la izquierda, imagen cargada por T_1 ; en el centro, imagen cargada por T_2 ; a la derecha, imagen cargada por densidad de protones.

Recuperación de saturación

La recuperación de la inversión es la secuencia más básica de todas. Consiste en una serie de pulsos de 90° . La magnetización longitudinal es nula inmediatamente después del primer pulso de 90° , por lo que el siguiente pulso es aplicado luego de que una parte de la magnetización ha crecido, dependiendo de la constante T_1 de los tejidos. La señal de descenso de inducción libre de los tejidos luego del segundo pulso de 90° , dependerá del recrecimiento de la magnetización longitudinal durante el TR. Esta secuencia de pulsos de 90° es denominado Recuperación de Saturación (SR).

Recuperación de la inversión

La recuperación de la inversión consiste en la aplicación de un pulso de 180° que invierte el vector de magnetización longitudinal en la dirección opuesta. Durante la recuperación, la componente longitudinal de la magnetización cae a un valor nulo, y posteriormente vuelve al equilibrio. Como no hay magnetización transversal, no obtenemos señal. Es por esto que luego del pulso de 180° , pasado un tiempo de inversión (T_i), se aplica un pulso de 90° . Luego, se utiliza otro pulso de 180° para iniciar la secuencia espín echo, por lo que la recuperación de la inversión sigue una secuencia 180° - 90° - 180° .

El utilizar un pulso de 180° previo al espín echo genera que, durante la relajación longitudinal, el tiempo de recuperación sea el doble de largo que en una secuencia SR. Como las curvas de relajación longitudinal de los tejidos no pasan por cero al mismo tiempo, la mejor dispersión de las curvas provee un mejor contraste de T_1 . Es necesario destacar que esto es obtenido a expensas de que los tiempos de medición se vuelven más largos (SIEMENS, 1992).

Secuencias rápidas

Existen otras secuencias como *Flash* (por sus siglas en inglés *Fast Low Angle Shot*) o *Fisp* (por sus siglas *Fast Imaging with Steady State Precession*), las cuales utilizan tiempos de repetición cortos. Esto permite generar imágenes en tres dimensiones para estudios que requieren la reconstrucción anatómica total. Esto es logrado por medio de la codificación del espacio, lo cual será explicado más adelante, y por medio de técnicas matemáticas avanzadas como la transformada de Fourier o de Radon.

Otras secuencias de este tipo pueden ser *Respiratory Trigger*, técnica utilizada normalmente en la fase espiratoria de la respiración lo cual exige secuencias veloces. *Fat Sat* es otra secuencia rápida que permite deshacer el foco en estructuras de grasa. Los pulsos generan que la señal de grasa sature, mientras que las de densidad cercanas al agua permanecen inafectadas.

El Resonador Magnético Nuclear (RMN)

La mayor parte de la ingeniería del equipamiento está destinada a producir y controlar las distintas variantes de los campos magnéticos. La construcción de estos equipos se vio obstaculizada durante muchos años porque no existían métodos para realizarlo en tamaños que resulten sencillos de operar.

Para realizar una resonancia, el paciente debe primero entrar a una sala especial que se encuentra aislada por razones de operatividad y seguridad. Luego, es colocado mediante una camilla dentro del denominado *gantry*, apertura donde tiene lugar el estudio. Esto puede ser observado en la **Fig. 9**, la cual muestra un esquema básico de un equipo de resonancia.

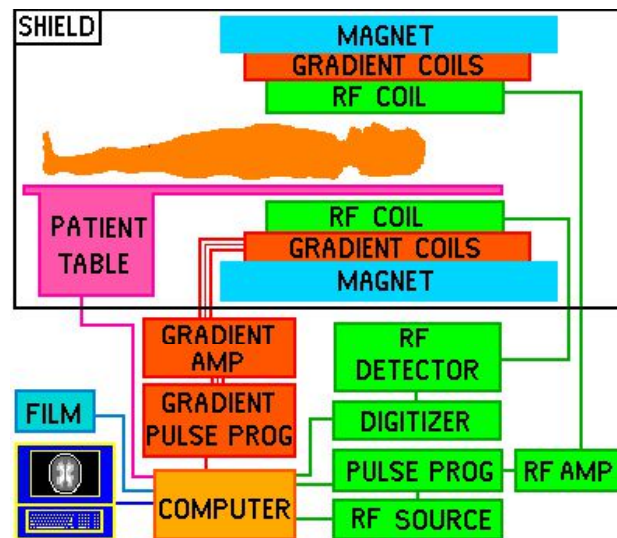


Fig. 9 Esquema básico de equipo de RMN (Hornak, 2013).

Como se puede observar, el equipo consta principalmente de un imán, que genera el campo B_0 de alta intensidad, las bobinas de gradiente y la bobina de radiofrecuencia (RF). Fuera del cuerpo del equipo, se encuentran los detectores y amplificadores, y la computadora de procesamiento.

El imán

El imán es el responsable de generar el campo magnético B_0 de alta intensidad y uniformidad en la región a ser capturada en imagen. Dicha uniformidad debe prolongarse en el espacio y en el tiempo, buscándose una variación espacial no mayor a 5 partes por millón en una región de 50 centímetros de diámetro aproximadamente. Este es el motivo por el cual el imán rodea al paciente.

En la actualidad, los imanes suelen ser fabricados con materiales súper-conductores, término definido como la capacidad de un material para conducir corriente eléctrica con una resistencia de valor prácticamente nulo, y una consecuente pérdida de energía del mismo valor. Esto es logrado por medio de la disminución de la temperatura del conductor cercana al cero absoluto (por debajo de la temperatura crítica de superconductividad).

En estos equipos, las bobinas superconductoras, de diámetro mayor a 1 metro y más de 50 kilómetros de bobinado, son sometidas a corrientes sumamente intensas, del rango de los 500 a 800 Amperes. Esto es necesario para generar el campo magnético de alta intensidad en el isocentro del equipo, y requiere de una temperatura real cercana a los 4 Kelvin. Esta temperatura se logra dentro de un criostato, un contenedor adiabático, quedando las bobinas sumergidas en Helio en estado líquido. Pero la disipación de calor no es estrictamente nula, por lo que se generarán pérdidas de energías que evaporarán el Helio. Esto obliga a que se realicen recargas ocasionales para restaurar los niveles ideales de trabajo, y que se necesite un camino de evacuación hacia el exterior para la gasificación del Helio. Esto aplica para los equipos que tienen consumo de este gas, y también los equipos denominados *zero boil-off*, que reducen la necesidad de carga a largos períodos de tiempo, cercanos a los 3 años (Dyro, 2004).

La relación señal-ruido (SNR), que describe la proporción de la señal real del RMN contra el ruido presente en la medición, es uno de los parámetros que definen la performance del imán y del equipo. A mayor campo impuesto por el imán, mejor será la relación señal-ruido, explicando la tendencia actual a buscar mayores potencias (Suetens, 2009).

Bobinas de radiofrecuencia (RF)

Las bobinas de radiofrecuencia son la esencia del fenómeno de Resonancia Magnética. Las señales electromagnéticas generadas por el equipo se encuentran en el rango de la Radiofrecuencia debido a la ya mencionada ecuación de Larmor, dependiendo de la intensidad del campo magnético estático impuesto por el imán del equipo.

Estas bobinas tienen una doble funcionalidad, ya que son las responsables tanto de transmitir la señal de excitación que rota la magnetización neta como de recibir la señal resonante de los átomos objeto de estudio. Esta rotación del vector de magnetización M es lograda mediante la producción de una secuencia de pulsos de radiofrecuencia. Los equipos modernos suelen usar bobinas de emisión y recepción independientes, para mayor eficiencia (Hornak, 2013).

Bobinas de gradiente

Los equipos de RMN someten a los átomos a una secuencia de gradientes pulsados y campos de radiofrecuencia. Las bobinas de gradiente son las responsables de generar la codificación de las coordenadas posicionales para la creación de la imagen a partir de la información recibida. A partir de esta codificación, el equipo puede reconstruir y localizar los cortes de cada señal observada.

Al ser una reconstrucción espacial, se necesita de una bobina para cada dirección cartesiana, por ende, tres bobinas (x , y , z). La dirección Z es la única componente que contribuye al comportamiento de los núcleos afectados (**Fig. 10** y **Fig. 11**).



Fig. 10: Ejes 'X', 'Y' y 'Z', en amarillo, verde y rojo, respectivamente.

Es necesario que las bobinas de gradientes cuenten con su propia lógica de control y alimentación, siendo prácticamente equipos independientes. Esto se observa en el diagrama demostrado anteriormente en la **Fig. 9**. Cabe destacar que estas bobinas no deben estar sumergidas en el Helio líquido.

La velocidad de cambio de las corrientes en las bobinas de gradiente es un factor esencial al momento de determinar las capacidades de reconstrucción de imágenes. Dichas corrientes deben pasar de 0 Ampere a más de 100 Amperes en menos de una milésima de segundo para las secuencias básicas (Mudry, Plonsey, & Bronzino, 2003).

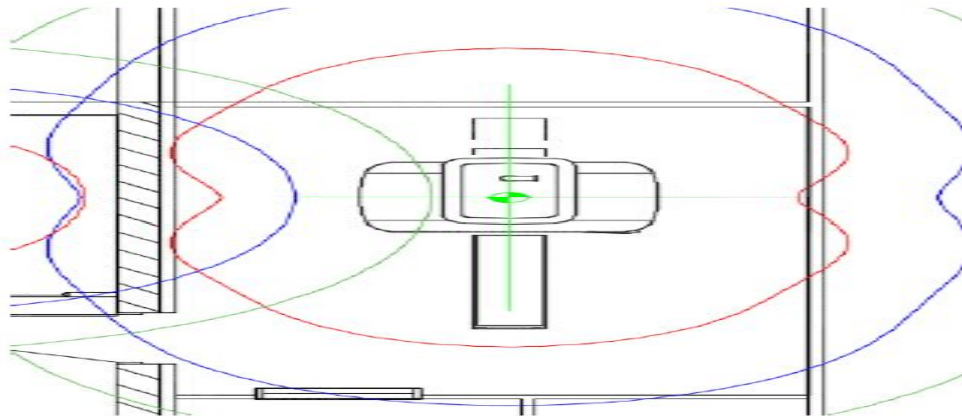


Fig. 11: Representación gráfica de los gradientes en cada coordenada (x,y,z) (Gantes Cabrera, 2009).

Las secuencias para obtener imágenes no suelen disipar grandes cantidades de calor. Sin embargo, algunos protocolos requieren cambios de gradientes muy veloces y con ciclos de trabajo altos, generando altas demandas energéticas a las fuentes de alimentación. Resulta necesario un sistema de refrigeración de agua para evitar sobrecalentamientos en las bobinas de gradiente. Esto se explicará brevemente en la sección de *Water Chillers*.

Computadora

La computadora es el corazón del Resonador Magnético, ya que es esta misma la que controla todas las unidades del sistema y orchestra el funcionamiento de todos los componentes detallados anteriormente de manera armónica. Los equipos de Resonancia Magnética requieren de varios procesadores para poder ejecutar los distintos trabajos de manera simultánea. Múltiples softwares son necesarios para ejecutar estas tareas específicas.

Los procesadores de la computadora controlan las secuencias de radiofrecuencia, los pulsos de gradientes, el movimiento y la localización de la camilla, las conversiones analógico-digitales, etcétera. Se debe tener en cuenta que el imán, las bobinas de gradiente y RF, y sus respectivas fuentes, trabajan de forma analógica. La computadora y sus etapas de control sobre los gradientes, amplificadores y reconstructores de imagen, trabajan de forma digital (Chernoff & Stark, 2018).

La adquisición de la información y la reconstrucción de la imagen son la tarea de mayor complejidad, lo cual requiere de operaciones de alta precisión en tiempo real, y la capacidad de reconstruir la imagen en simultáneo para minimizar los tiempos muertos. Esto es logrado mediante la implementación de algoritmos de reconstrucción, basadas en matemáticas desarrolladas por Fourier y Radón. También debe ser posible visualizar, procesar, manipular y archivar imágenes al mismo tiempo (Canals, 2008).

Tubo de Quench.

La definición estricta de *quench* es el proceso por el cual un imán pasa de un estado superconductor, a un estado resistivo. Esto genera pérdidas de energía en forma de calor debido al efecto Joule, el cual se trasmite al Helio líquido que rodea las bobinas, generando un aumento de la componente gaseosa del Helio.

En el ámbito de resonancia magnética se denomina *quench* al escape de gases desde el interior del equipo hacia el exterior. Esto puede suceder debido a algún desperfecto de funcionamiento, o en caso de una parada de emergencia del imán, activada por un operador deliberadamente. Al aumentar la presión del Helio gas por el calor de los bobinados, ésta es liberada por medio de una válvula y una cámara de purgado.

El Helio líquido se encuentra aproximadamente a una temperatura cercana a 0 Kelvin, o -273.15 °C , por lo que se entiende que, en los primeros instantes luego de la transición a Helio gaseoso, éste también se encuentra a muy baja temperatura tornándose peligroso para el contacto humano y pudiendo ocasionar heridas por congelación. El Helio gaseoso no es inflamable, tóxico, ni posee olor alguno. Al momento de evaporarse, forma una nube de baja temperatura, y al ser más liviano que el aire atmosférico, tiende a ascender.

Se debe aclarar que, al evaporarse el Helio, lo hace en grandes cantidades (una tasa de 1:700 más precisamente), lo que genera el desplazamiento del oxígeno del ambiente, con serios riesgos de asfixias en las personas que se encuentren presentes, como también quemaduras por frío. Es por esto que, bajo ningún concepto, el equipo de resonancia debe ser energizado sin que los sistemas de venteo de Helio estén instalados y activos.

El tubo de *quench* debe proporcionar una salida a los cuatro vientos para los posibles gases producidos, garantizando un ambiente seguro tanto para los profesionales como para los pacientes. También debe de existir una salida alternativa que provea una extracción de emergencia en caso de que el tubo del *quench* se encuentre obstruido o dañado.

III - Contexto y justificación del proyecto

Dado a que el proyecto está centrado en el área de la Ingeniería Clínica, los fundamentos sobre los cuales se deben justificar proyectos de adquisición de tecnología médica de alta complejidad, se denominan “Pilares de la Ingeniería Clínica”. Estos pilares son los cimientos sobre los cuales se deben encarar todas las acciones y toma de decisiones en el ambiente médico-hospitalario (Wain G. J., 2016) (**Fig. 12**). Los mencionados pilares son:

- Sociológico / Demográfico
- Educativo / Cultural
- Tecnológico
- Normativo
- Económico
- Confiabilidad y riesgo
- Seguridad.

Sobre éstos es que se justificará la necesidad de implementación de este proyecto, tomando como punto de partida la situación del Hospital Universitario Austral a septiembre del 2017, momento en el cual se inició el proyecto. Si bien la situación del Hospital parte de un posicionamiento en el mercado y una infraestructura acorde, el análisis para cualquier proyecto de esta índole debe seguir los mismos pasos, con las divergencias propias que tendrán las partes interesadas en cada uno de los pilares mencionados (Wain G. J., 2018).



Fig. 12: Pilares de la ingeniería clínica (Wain G. J., 2018)

Justificación demográfica y social

Este inciso debe contemplarse dentro de lo que se considera área de influencia de la institución. La misma se supone en base al alcance de proveniencia de los pacientes, y se ve limitada por la presencia de la competencia en los alrededores. Para este proyecto, se delimitó el alcance geográfico al partido de Pilar.

El partido de Pilar se encuentra ubicado en la Provincia de Buenos Aires, a 50 kilómetros de la Ciudad Autónoma de Buenos Aires. Cuenta con una superficie de 355 km², y es hogar, según el Censo Nacional del 2010, de aproximadamente 300.000 personas. Las localidades con mayor concentración de habitantes son las de Pilar, Presidente Derqui y Manuel Alberti, concentrando cerca de dos tercios de la población total del partido (Instituto Nacional de Estadística y Censos, 2010).

Los Resonadores Magnéticos son equipamientos médicos de alta complejidad. Encontrándose el Hospital Austral a unos 55 kilómetros de la Ciudad Autónoma de Buenos Aires, es ésta una de las pocas instituciones médicas que pueden brindar este servicio a la sociedad de los partidos del norte de la provincia. Esto debe ser tenido en cuenta ya que permite interpretar que un volumen de los estudios realizados en el nuevo equipo, serán provenientes de partidos ajenos al mencionado.

Inicialmente, se contemplaron informes de la Pontificia Universidad Católica Argentina (UCA), institución que periódicamente ofrece un índice para la medición de la pobreza y la indigencia. Al momento del proyecto, más de 15 millones de argentinos se encontraban debajo de la línea de la pobreza, con cerca de 2 millones de personas por debajo de la línea de indigencia (Pontificia Universidad Católica Argentina (UCA), 2017).

La evolución de los últimos 5 años de ambos índices es expresada en los gráficos a continuación, en los cuales se permite observar una clara tendencia en aumento de tanto la cantidad de personas pobres, como indigentes (**Fig. 13** y **Fig. 14**) Fig. 13: Evolución de Pobreza en Argentina .

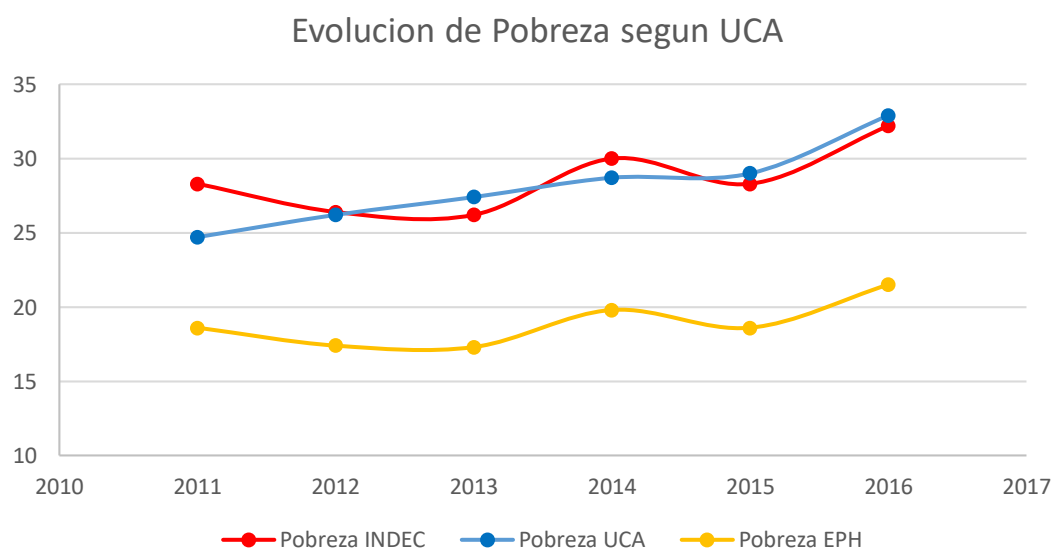


Fig. 13: Evolución de Pobreza en Argentina (Pontificia Universidad Católica Argentina (UCA), 2017)

Evolucion de indigencia segun UCA

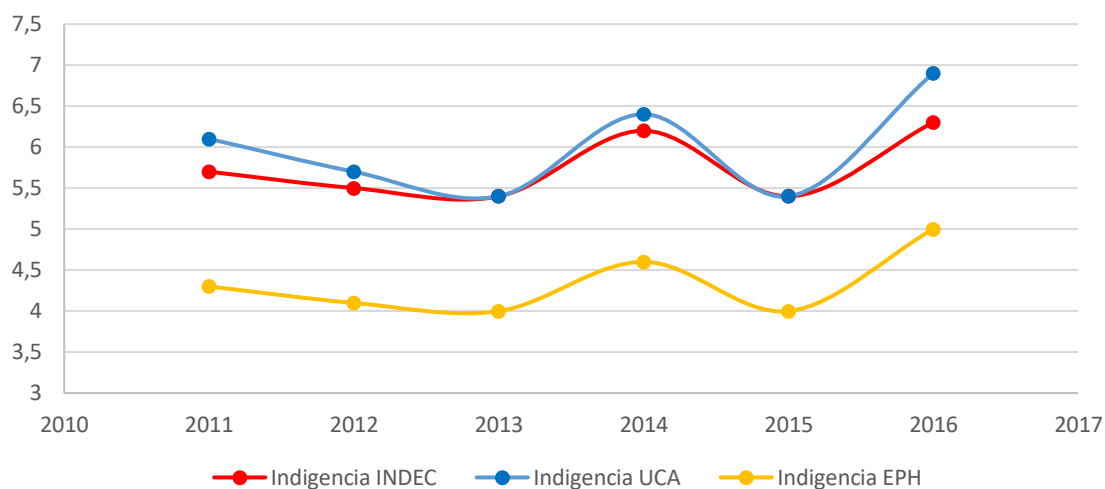


Fig. 14: Evolución de Indigencia en Argentina (Pontificia Universidad Católica Argentina (UCA), 2017)

También se evaluaron los datos censales que publica el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INDEC) mensualmente, los cuales indicaban que la Provincia de Buenos Aires contaba al momento del proyecto con un 25,5% de personas debajo de la línea de la pobreza y con un 5,5% de la población por debajo de la línea de indigencia (Instituto Nacional de Estadística y Censos, 2010).

Finalmente, en la **Tabla 1**, se exponen los datos que cuantifican al momento del censo del 2010, a aquellas personas que poseían una obra social o plan de salud en el área de influencia. Los datos se encuentran discriminados por sexo, y estratificado por edad.

Sexo y grupos de edad	Total	Obra social y/o plan de salud	
		Tiene	No tiene
Total	302.516	171.067	131.448
0-14	78.937	39.125	39.812
15-64	187.844	101.420	86.424
65 y más	35.734	30.522	5.212
Varones	147.775	79.360	68.415
0-14	40.150	19.938	20.211
15-64	92.957	47.382	45.576
65 y más	14.668	12.040	2.628
Mujeres	154.740	91.707	63.033
0-14	38.787	19.186	19.601
15-64	94.887	54.039	40.848
65 y más	21.066	18.482	2.584

Tabla 1: Datos censales obtenidos del partido de Pilar. (Instituto Nacional de Estadística y Censos, 2010)

La información refleja que cerca de la mitad de la población en cuestión no poseía obra social o plan de salud, restringiendo el acceso a cobertura médica de calidad. Este hecho se encuentra fuertemente vinculado al aumento de los índices de pobreza e indigencia a nivel nacional y provincial.

Por otro lado, el Hospital Universitario Austral es una obra corporativa fundada por el Opus Dei, incluyendo la labor cristiana en cada una de las prácticas realizadas en el Hospital. Esto es expresado también en su misión, que afirma “*vivir y transmitir valores humanos y cristianos*”, y manifestando dentro de sus valores su intención de “*ayudar a los más necesitados, la primacía de la caridad, la libertad y la paz*” (Hospital Universitario Austral, 2018). Destacando su intención de labor humanitaria, el enfoque social del proyecto no puede ser dejado al margen. Es por eso que la institución tomó una decisión: permitir que la población carente de recursos pudiese acceder a realizarse estudios de manera gratuita.

La información expresada en esta justificación es de importancia debido a un factor vital: se debe contemplar que una parte de la demanda de estudios, no dará beneficios económicos al Hospital. Entendiendo que la conjunción de ambos contextos, el social y el demográfico, presenta una situación crítica, se estima que cerca de un 15% del total de estudios a realizarse de manera mensual, será dentro de la misión humanitaria del Hospital Austral y del Opus Dei.

Justificación tecnológica

En cuanto al parque tecnológico instalado, el Hospital contaba desde el 2001 con un equipo de RMN *General Electric*® SIGMA HORIZON™ 1.0 Tesla (llamado Resonador N° 1), y desde agosto del año 2015, con un segundo resonador marca *Philips*® Achieva 1.5 Tesla (llamado Resonador N° 2).

Al ser un equipo adquirido durante los primeros años del Hospital, el Resonador N° 1, era un equipo obsoleto tecnológicamente al momento de este proyecto. Sin embargo, el mismo aún cumplía, y cumple, funciones esenciales que permiten un gran número de estudios de baja complejidad, como lo son principalmente los osteo-articulares (se pueden ver los tipos de estudio en el Capítulo IV: Plan médico).

Se procedió a hacer análisis de ingeniería en mantenimiento sobre los equipos existentes, donde se observaron índices tales como Tiempo medio entre fallas (TMEF), Tiempos medios para reparaciones (TMPR), y disponibilidad (Wain G. , 2016). Los análisis entregados por el departamento de Bioingeniería y calculados por medio del software MP Mantenimiento™ arrojaron una disponibilidad anual promedio para el Resonador N° 1 de 79%, y para el Resonador N° 2, de 76%. La menor disponibilidad del Resonador N° 2 generaba la derivación de aquellos estudios que requirieran de las mejoras tecnológicas solo existentes en dicho equipo. Los pacientes eran derivados a la competencia para las urgencias, y los ambulatorios también decidían optar por concurrir a otras instituciones para avanzar ya sea con su diagnóstico, o su tratamiento (Hospital Universitario Austral, 2017).

Justificación económica

Luego de haber recolectado la información de los incisos anteriores, la misma se presentó a la Gerencia y a la Jefatura de Imágenes (responsables del proyecto) con la finalidad de poder llegar de común acuerdo al aspecto más importante para comenzar el trabajo: el plan médico.

De dichos encuentros, se obtuvieron registros históricos de la cantidad de estudios realizados por equipo, y su desglose según el tipo de concurrencia de Resonancias (**Fig. 15** y **Fig. 16**). Los mismos se clasificaron en Ambulatorio, Internación, o Urgencia, los cuales se definen a continuación:

Cantidad de estudios de RMN mensuales.

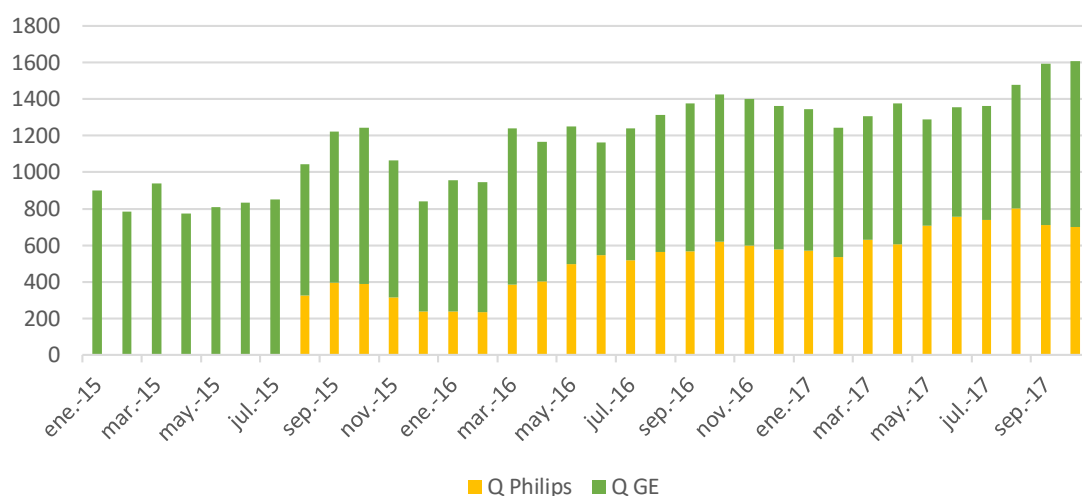


Fig. 15: Cantidad de estudios realizados en la institución a Septiembre de 2017 (Hospital Universitario Austral, 2017).

Ambulatorio: Pacientes que ingresan al hospital en el día por variedad de razones, con o sin turno, se realizan el estudio correspondiente, reciben una devolución de un profesional de la institución, y se retiran.

Internación: Pacientes que se encuentran en algún área de la institución (Internación General, Trasplante de Medula Ósea, Unidad de Cuidados Intensivos, etcétera) y que requieren de la resonancia magnética para su diagnóstico y/o tratamiento.

Urgencia: Pacientes que tiene máxima prioridad para realizarse el estudio. La agenda programada se ve interrumpida para que dicha persona pueda ser atendida y tratada de inmediato.

Procedencia de pacientes

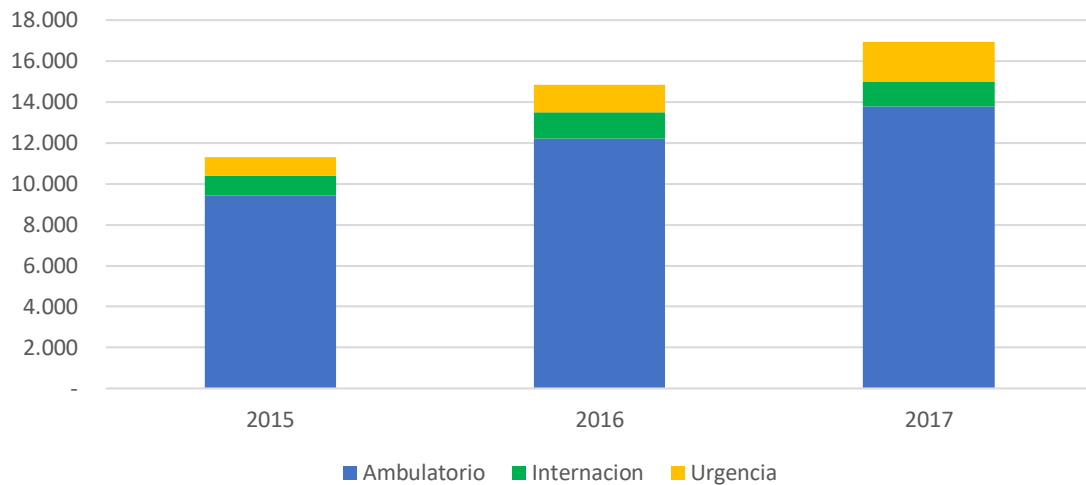


Fig. 16: Distribución de procedencia de estudios de RMN por año (Hospital Universitario Austral, 2017).

El análisis de la información entregó una situación peculiar: la tasa de crecimiento de los pacientes por urgencia era casi el doble que la de ambulatorio (51% y 45% anual para 2015/16 y 2016/17, contra 29% y 13% respectivamente). Si bien a nivel económico-operativo esto no era algo que llamara la atención, el alto crecimiento de la demanda por urgencia impactaba directamente sobre la calidad recibida por los pacientes de las otras procedencias. Sobre un estudio basado en la información aportada por Seguridad y Calidad de atención al Paciente, el 36% de los pacientes sufría de demoras o reprogramaciones sobre sus estudios agendados (Hospital Universitario Austral, 2017).

Paralelamente, durante los años 2016 y 2017, en las cercanías de la zona se abrieron dos instituciones que buscaban competir en el mercado de Resonancia Magnética con el Hospital Austral: *Diagnostico Maipú*, y *Centro Médico Deragopyan*. Ambas instituciones contaban con equipos de Resonancia Magnética de 1.5 Tesla, y se dedicaban exclusivamente a estudios ambulatorios. Dichos establecimientos se sumaban al *Centro Médico Pilares* y al *Sanatorio Las Lomas*, en un radio de 2 kilómetros alrededor del Hospital Austral, en la competencia por los estudios de resonancia, lo cual coincidía con un menor aumento de los estudios de esta categoría en el segundo período.

Otro aspecto crucial contemplado al momento de avanzar con el proyecto fue el contexto nacional y mundial que se atravesaba a nivel salud. La Organización para el Desarrollo y Cooperación Económica (OECD, o *Organization for Economic Co-operation and Development*), presenta anualmente un informe que detalla la situación mundial respecto a la salud, llamado *Health at a Glance*. El mismo presenta análisis comparativos del estado de la salud en Europa, y la performance de los sistemas de sanidad de más de 25 países europeos. Esto permite obtener panoramas acerca de tendencias internacionales en cuanto al desarrollo de enfermedades, profesionalización de las practicas, e incluso aumento de demanda de estudios, entre ellos de la Resonancia Magnética (OECD, 2019).

La Argentina no es miembro de la *OECD* por lo que no es incluida en los informes que realiza anualmente sobre el contexto mundial de la salud, aunque sí lo son países latinoamericanos como Chile o Brasil. Sin embargo, esto no impide tomar los datos como referencia de las tendencias mundiales, lo que permite hacer predicciones aplicables a nuestro país, y que son y fueron aplicables a este proyecto (OECD, 2019) (**Fig. 17.**)

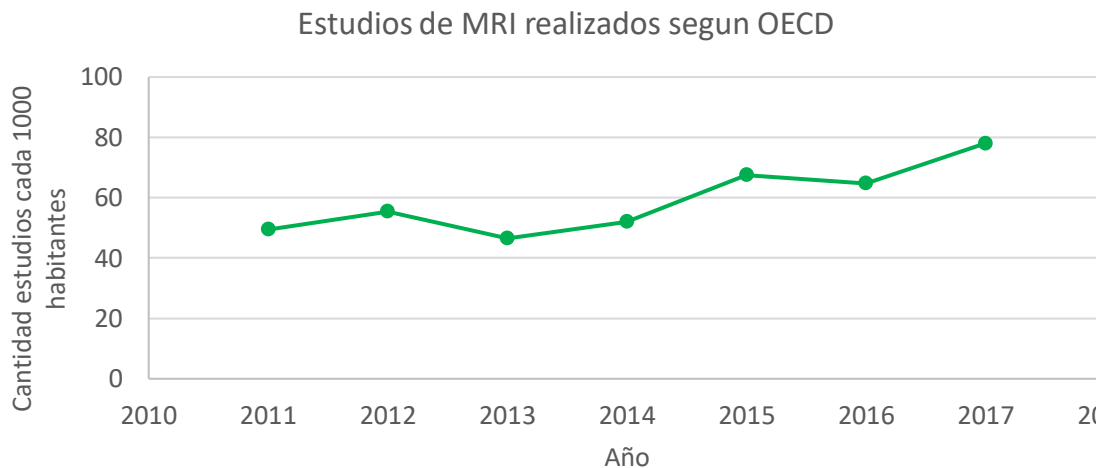


Fig. 17: Evolución de la demanda mundial de estudios de MRI en hospitales según OECD (OECD, 2019)

El informe de la *OECD* coincidía con el panorama observado en los últimos años en el Hospital Austral: una demanda de estudios con un lento pero constante crecimiento. Esta oportunidad institucional no estaba siendo captada por el Hospital debido a que se estaba alcanzando el límite de capacidad operativa (OECD, 2019).

A pesar de que los argumentos expuestos en los párrafos anteriores ya eran suficientes como para justificar la adquisición de un nuevo equipo de Resonancia Magnética Nuclear, surgió otro pilar para cerrar la primera etapa del proyecto.

Justificación educativa

Luego de avanzadas las reuniones entre las partes interesadas del Hospital, se solicitó una reunión con la dirección de la Universidad Austral, cuya sede de Facultad de Ciencias Biomédicas comparte las instalaciones con el Hospital. En dicha Universidad se dictan carreras como Medicina, Psicología, Enfermería e Ingeniería Biomédica.

En la reunión, la cual fue llevada a cabo en febrero del 2017 previo al inicio del ciclo lectivo, el rector de la Universidad manifestó su interés por el proyecto, dado que la Facultad de Ciencias Biomédicas, y más específicamente la carrera de Medicina, tenía una tasa de crecimiento anual del 18%. Un tercer resonador permitía mayor involucración por parte de los estudiantes más avanzados de la carrera en tareas próximas a las profesionales en áreas tales como Diagnóstico por imágenes (Hospital Universitario Austral, 2017).

Justificación política

Finalmente, pueden existir casos en que proyectos de esta magnitud tengan una motivación política, o de imagen pública. Puntualmente, en casos de contar con una competencia directa en el mercado, la necesidad de exhibirse como un establecimiento de excelencia médica debe ser acompañada con proyectos de la misma magnitud y con impacto directo en la calidad de servicios brindados. En el caso del Hospital Austral, la competencia directa era, y aun es, el Hospital Italiano. Al momento del inicio del trabajo, el Hospital Italiano contaba con cuatro Resonadores Magnéticos, por lo que éste también fue considerado un motivo de justificación de proyecto: la búsqueda de equiparar el capital de ambas instituciones. También, la adquisición de un tercer resonador permitía que aquellos pacientes internacionales, o de otras provincias, tuvieran menor probabilidad de que su diagnóstico y tratamiento se viera afectado en tiempos o en calidad, aspecto que afectaba negativamente la imagen de la institución.

Si bien aspectos de estas características suelen ser de menor valor frente a otras cuestiones como las económicas o tecnológicas, ya que la política no es uno de los pilares de la ingeniería clínica, resultaría poco reflexivo que este proyecto no contemplara cuestiones políticas para la fundamentación de su existencia.

La necesidad de adquirir un equipo de resonancia que cubriera todas estas necesidades sociales, operacionales y económicas, resultó inminente.

IV - Plan Médico

El plan médico podría definirse como el propósito del proyecto desde el punto de vista médico-operativo. Es decir, qué estudios se desean hacer, en qué proporción, y qué número final de resonancias se espera alcanzar.

Plan de trabajo: tipos de Resonancias a realizar

Tanto la gerencia de Imágenes como la jefatura de dicho servicio fueron responsables de delimitar los tipos de estudios que debían de realizarse. Luego de múltiples reuniones, se llegó a la conclusión de que no era del interés institucional ni operacional la inclusión de nuevas especialidades dentro de la resonancia, ya que, al ser un hospital de alta complejidad, las mismas ya se encontraban cubiertas.

Posteriormente se trabajó en conjunto para llegar a la conclusión que el equipo que se fuera a adquirir, debía de ser capaz de replicar los estudios que se estaban realizando en aquel momento. Los mismos están en la **Tabla 2: Estudios a realizar en el nuevo equipo de Resonancia Magnética Nuclear. Tabla 2.**

<ul style="list-style-type: none"> • Pelvis <ul style="list-style-type: none"> • Ósea • Próstata • Recto • Útero • Espectro próstata 	<ul style="list-style-type: none"> • AngioRMN <ul style="list-style-type: none"> • Arterial • Venosa • Venosa con contraste 	<ul style="list-style-type: none"> • Cabeza <ul style="list-style-type: none"> • Cerebro / Neuro • Columna Completa • Oído • Orbitas • Hipófisis • Macizo cráneo facial • Spectro • Perfusión • LCR
<ul style="list-style-type: none"> • Abdomen 	<ul style="list-style-type: none"> • Miembro inferior <ul style="list-style-type: none"> • Articulación • Extremidad • Micro bobina 	
<ul style="list-style-type: none"> • Cuello <ul style="list-style-type: none"> • Angiografía de Cuello 		
<ul style="list-style-type: none"> • Tórax <ul style="list-style-type: none"> • Cardíaca • ATM • Mamas • Fetal 	<ul style="list-style-type: none"> • Miembro superior <ul style="list-style-type: none"> • Articulación • Extremidad 	

Tabla 2: Estudios a realizar en el nuevo equipo de Resonancia Magnética Nuclear. Las especialidades coinciden con la agenda ofertada previo al proyecto (Hospital Universitario Austral, 2017)

La declaración del plan médico es la base sobre la cual debe construirse un proyecto de Resonancia Magnética o de cualquier otro equipo de similares características, como un Tomógrafo o un PET. Es aquí donde quedan plasmados los requisitos iniciales que se deberán plantear a los proveedores. Los mismos deberán entonces hacer la presentación de sus soluciones para hacer frente a las necesidades de la institución. El éxito del proyecto depende considerablemente del correcto análisis y planteo del plan médico.

Estimación de demanda de estudios

Definido el alcance de los estudios a realizarse, el paso siguiente es el determinar la cantidad de resonancias a realizar en el equipo. Si bien la cifra bruta de estudios a realizarse por el equipo es sustancial, se debe considerar que dicho número también disminuirá la cantidad de resonancias que se realicen en los otros resonadores, debido a la propia competencia interna. Por lo tanto, es entonces de principal interés estimar el aumento *neto* de estudios que se realizaran en los meses siguientes y en el futuro del proyecto.

Se llegó a la conclusión, por común acuerdo entre las partes mencionadas anteriormente, que el aumento neto estimado de estudios rentables producto de la incorporación del nuevo resonador, sería de 525 estudios mensuales, sobre un total de 1500 estudios mensuales promedio que se realizaban al momento de iniciarse el proyecto. Se hace la aclaración de rentables para discriminar de aquella parte de estudios con fines sociales que no aportarían capital monetario a la institución.

Este número fue resultado de entrevistas con el servicio, en las que se observaron las estadísticas históricas de demanda en la institución, la tendencia global determinada por la *OECD*, el contexto demográfico, y el hecho de que un elevado porcentaje de los estudios, cuyo valor exacto se desconocía, iban a ser de carácter ambulatorio. También se estableció que se tardarían 24 meses en alcanzar la cifra final de estudios, siempre basados en la tendencia histórica del Hospital (expresada anteriormente en la **Fig. 18**). Este análisis fue producto de considerar que, al contar con dos equipos instalados, el crecimiento iba a ser más lento.

A partir de las estimaciones mencionadas, se graficó la evolución temporal de la demanda estipulada utilizando la función logística, y planteando escenarios de mayor y menor evolución de la misma. Esto último como parte de estimación del error y el desvío existente en predicciones de esta índole.

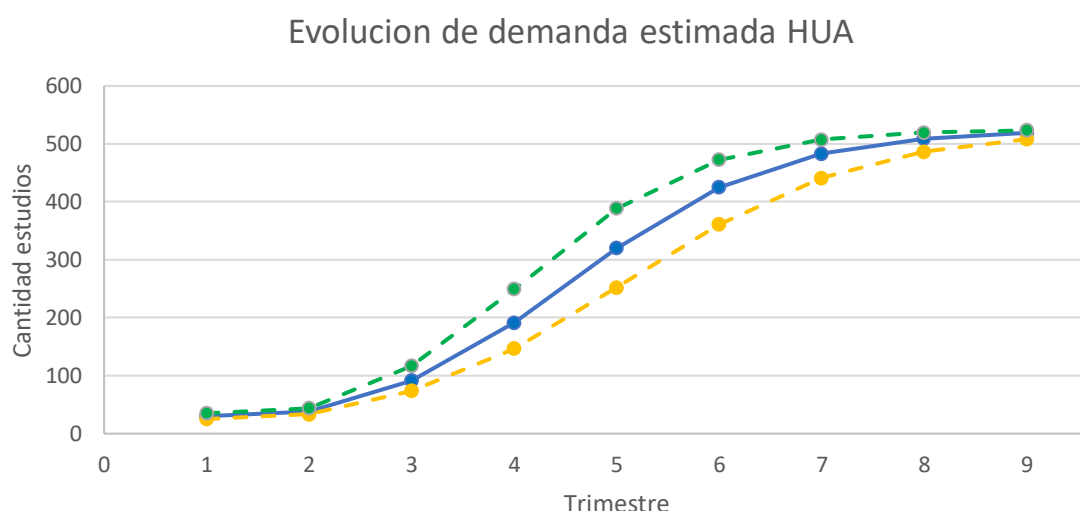


Fig. 18: Estimación de evolución de demanda de estudios. En azul, la estimación puntual; en verde, proyección con un 10% más de demanda mensual; en amarillo, el proyección con un 10% menos.

Preselección de equipamiento

Analizando la información de demanda estimada y del plan médico, el paso siguiente es el determinar qué tipo de equipamiento adquirir. Existen distintos tipos de resonadores, pero para la función clínica, la cuestión más importante a definir es la intensidad de campo. Para este proyecto se plantearon dos opciones posibles: 1.5 Tesla o 3.0 Teslas.

El desarrollo tecnológico ha llevado a que nuevos resonadores de mayores intensidades se abran lugar en el mercado. Algunas de las ventajas que ofrecen los equipos con campo magnético de 3.0 Teslas son mayor resolución, sensibilidad y especificidad en los diagnósticos y tratamientos.

Al momento del cuestionamiento concreto acerca del tipo de equipo que debía tener el equipo, las conversaciones con proveedores ya estaban avanzadas: se había presentado cual era el plan de estudios a realizar, y que demanda aproximada de estudios se planeaba hacer. En el mercado de Resonancia Magnética, las principales empresas con representación en el país son cuatro:

- **General Electric**: Empresa estadounidense, con sede en Nueva York, fundada en 1892. La rama *GE Healthcare* comenzó en 1896, con los primeros generadores de Rayos-X. Armaron su primer RMN en 1980 (General Electric Healthcare, 2019).
- **Philips**: Empresa holandesa, con sede en Eindhoven, fundada en 1891. La rama *Philips Healthcare* comenzó en 1933, con versiones más modernas de equipos de Rayos-X, y comercializaron su primer RMN en 1986 (PHILIPS, 2019).
- **Siemens**: Empresa alemana, con sede en Múnich, fundada en 1847. La rama *Siemens Healthineers* comenzó en 1896, también con equipos de Rayos-X. Armaron su primer RMN en 1983 (SIEMENS Healthinners, 2019).
- **Toshiba**: Empresa japonesa, con sede en Tokio, fundada en 1875. La rama *Toshiba Medical Systems Corporation* comenzó en 1914 con equipos de Rayos-X. Armaron su primer RMN en 1983, y diseñaron el primer equipo de campo abierto. Fue adquirida por Canon en 2016 (Canon Medical Systems, 2019).



A pesar de que las tecnologías están en constante mejora, y de las evidentes diferencias en la calidad de imagen ofrecida por los escáneres de mayor intensidad y su performance, aún no se han observado evidencias concretas que permitan determinar que aquellos pacientes que fueron analizados por equipos de 1.5 Tesla hubieran recibido un diagnóstico clínico distinto a pacientes con mismas patologías y con diagnósticos realizados en base a imágenes de equipos de 3.0 Teslas (Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health, 2011). Así mismo, tampoco se tienen evidencias suficientes para evaluar la seguridad de implantes médicos en equipos de mayor potencia (Alvarado Chavez & Rodriguez Valencia, 2017).

Se contemplaron distintos trabajos donde se analizaron los beneficios puntuales de diagnósticos realizados por equipos de 3.0 Teslas en distintos tipos de estudios de resonancia (Neuroimágenes, Esclerosis Múltiple, Tumor Cerebral, Accidentes Cerebrovasculares, Funcional, Cabeza y cuello, Columna Vertebral, Vascular, Cardíaca, Placa, Abdomen, Mama, Pelvis, Cáncer Rectal y Musculo esquelético). En estos estudios, sólo se observaron claros beneficios para neuroimágenes, AngioRMN, y en estudios de contraste (Willinek & Schild, 2007).

Además de la calidad de la imagen, los otros aspectos importantes a considerar al momento de evaluar la selección de la intensidad de campo magnético del equipo son:

- Tiempos de estudios: A grandes volúmenes de pacientes, la velocidad con la que los estudios pueden realizarse se vuelve un parámetro esencial al momento de la selección. Los equipos de 1.5 Tesla permiten acotar los tiempos a expensas de un compromiso en la calidad de la imagen, mientras que con los equipos de 3.0 Teslas, al tener el doble de intensidad de campo, los estudios pueden realizarse en menor tiempo.
- Costos: Probablemente el factor más trascendente a la hora de tomar decisiones en el ámbito privado. Un equipo de 1.5 Tesla permite un retorno de inversión mayor, y una amortización más veloz. El equipo de 3.0 Teslas puede tener un precio de casi el doble en cuanto a su inversión inicial, y también en cuanto a los costos asociados a su uso, implementación y mantenimiento.
- Seguridad: No hay referencias bibliográficas al momento de este trabajo que permitan observar contingencias diferentes entre los equipos de 1.5 Tesla y los de 3.0 Teslas. Se cree que los pacientes con implantes médicos corren menores riesgos en un equipo de menor campo. A su vez, las embarazadas no deben someterse a campos magnéticos intensos, por lo que, si bien la resonancia esta desaconsejada en tales casos, mayor será la contraindicación para los campos de 3.0 Tesla.
- Diferenciación / Posicionamiento: La compra de un equipo de 3.0 Teslas es también una técnica de marketing, ya que son pocos los establecimientos que tengan dicha oferta en el mercado. Esto no es algo a contemplar sólo para los pacientes, sino que también puede atraer mejores profesionales, interesados en trabajar con equipos de mejores prestaciones.

La toma de decisiones sobre el equipo a adquirir debe estar basada contemplando cada uno de estos aspectos. Esto puede lograrse por medio de una suma ponderada en base a criterios propios del establecimiento. Podría suceder que aquella institución interesada en la adquisición del equipamiento priorice la necesidad de diferenciación del mercado por sobre los costos que esto conlleva, por ejemplo (Evans E. , 2018).

En este proyecto de selección de equipamiento, se utilizó la Matriz PUGH para la toma de decisión respecto al equipamiento. La misma es una herramienta que brinda soporte para determinar qué elementos potenciales ofrecen mejores soluciones a las necesidades planteadas. La matriz PUGH puntúa y suma conceptos en relación a los criterios seleccionados por el interesado y su nivel de importancia. Como resultado de esta matriz, y al comparar los distintos conceptos con un principio básico, se evidencian las opciones más fuertes y se descartan las más débiles (Benitez Rubalcaba, 2018).

Se utilizó una función que permitiera pesar los valores según su importancia para la institución, y los factores que creyeran relevantes para la selección del equipamiento. Esto permitió obtener un valor numérico que representa qué solución era más acorde a los requerimientos planteados.

Se generó entonces la **Tabla 3** en la cual se expresa la puntuación numérica asociada a cada valoración.

Valoración	Puntuación
Muy alta	5
Alta	4
Media	3
Baja	2
Muy baja	1

Tabla 3: Puntuación de valoraciones

Valoración de criterios

Dado a que el Hospital no contaba con la necesidad de profundizar su posición en el mercado, considerando su situación como adecuada, se le asignó la menor importancia al factor de **diferenciación**.

Respecto a la **seguridad**, había diferencias menores entre ambos equipos, con una ligera inclinación hacia el equipo de menor intensidad. De todas formas, tanto el Servicio como la Dirección consideraron el mismo un aspecto fundamental para el desarrollo del proyecto.

En cuanto a la **velocidad de los estudios**, al ya contar la institución con dos equipos de similares características, no resultó de particular interés disminuir los tiempos finales. Cabe destacar que ambas partes consideraban la capacidad productiva de los equipos como un aspecto vital para el proyecto, pero comprendían que los equipos presentados en las primeras reuniones cumplían con creces las necesidades planteadas. Esto permitió darle un peso menor al criterio.

La **calidad de imagen** resultó un factor importante de decisión, siendo un compromiso de excelencia de la institución poder brindar la mejor atención médica posible. De todas formas, como se explicó anteriormente, las diferencias observables eran sólo en una pequeña gama de estudios.

El criterio de **costos** es posiblemente el de mayor ponderación en cualquier institución privada que se sumerja en un proyecto de Resonancia. Llegado el momento de evaluar este criterio, **tanto General Electric como Philips, tenían en su portfolio equipos de 1.5 Tesla y de 3.0 Teslas, y en promedio los equipos de mayor intensidad costaban cerca de 60% más que los de 1.5 Tesla.** Tanto el consejo de dirección como la misma jefatura del servicio no consideraron viable que se apruebe aumentar los costos en tal magnitud.

El resultado final de lo expuesto anteriormente se exhibe en la **Tabla 4**:

Criterio	Valoración
Calidad de imagen	Media
Velocidad de estudios	Media
Costos	Muy alta
Seguridad	Alta
Diferenciación	Baja

Tabla 4: Ponderación de criterios para la institución (Hospital Universitario Austral, 2017).

La valoración de cada uno de estos aspectos respecto al interés de la institución fue realizada en base a reuniones y entrevistas con las principales partes interesadas: la Gerencia y Dirección de la institución y los referentes del servicio de Imágenes. Se le solicitó a ambas partes que evalúen los factores según su propio criterio dentro de las cinco categorías posibles, y luego se hizo el promedio entre ambas. En caso de quedar en punto medio, se inclinó la valoración hacia la decisión de la Dirección. Los resultados de estas entrevistas quedan expuestos en el Anexo I: Criterios para Servicio y Dirección.

Finalmente, se procedió a hacer la sumatoria de cada uno de los criterios de selección, calculado según la siguiente ecuación:

$$Valor\ ponderado\ total = \sum_{i=1}^{N=5} \alpha \frac{Fi}{(N + 1 - Ci)}$$

Donde F es el factor de decisión, C el criterio de relevancia para la institución, N el número de factores contemplados, e i el contador de N . El factor α es a fines de normalizar para los valores C_i de este proyecto. Si bien la ecuación es aplicable para cualquier N , el factor normalizador en este caso toma el valor de $5/6$, logrando así con los C_i detallados, un valor numérico máximo posible de 10. Una vez formada la opinión respecto a cada uno de los elementos a analizar, se procedió a utilizar la ecuación para la toma de decisiones. Los resultados obtenidos mediante la ecuación anterior, y con base a lo discutido en las entrevistas, son expresados en la **Tabla 5**:

Factor	MRI 1.5 Tesla	MRI 3.0 Teslas
Calidad de imagen	Media	Alta
Velocidad de estudios	Media	Alta
Costos	Alta	Baja
Seguridad	Alta	Media
Diferenciación	Media	Alta
Total ponderado*	$\frac{5}{6} \times \left(\frac{3}{3} + \frac{3}{3} + \frac{4}{1} + \frac{4}{2} + \frac{2}{4} \right)$	$\frac{5}{6} \times \left(\frac{4}{3} + \frac{4}{3} + \frac{2}{1} + \frac{3}{2} + \frac{4}{4} \right)$
	7.08	5.96

Tabla 5: Matriz PUGH para selección de equipamiento

Así se terminaba de definir la intensidad de campo, tomando la primera decisión acerca de la selección del equipo: un resonador magnético de 1.5 Tesla.

El segundo criterio a definir para la selección de equipamiento era el diámetro del *gantry*, es decir, el tamaño por el cual los pacientes pueden ingresar para realizarse estudios. Esta opción coexiste con el imán abierto, el cual se utiliza con personas claustrofóbicas o que sufren inconvenientes al momento de estar en un espacio confinado dentro del equipo.

Se contemplaron dos opciones para el diámetro del *gantry*, 60 centímetros y 70 centímetros. Estas opciones presentaban considerables diferencias de costos, y se estimó que la demanda de estudios bariátricos era menor al 3% (Hospital Universitario Austral, 2017). También existe un compromiso de la calidad de imagen para los equipos de mayor medida. Este tipo de resonadores fueron descartados debido a las limitaciones que proveen para la intensidad de campo, y su consecuente pérdida en la calidad de imagen, seleccionándose un ancho de 60 centímetros. Los de campo abierto fueron descartados por el mismo motivo.

Finalmente, restaba definir el régimen de Helio del equipo. Como se mencionó, existen dos tipos de equipos en lo que a esto confiere: los de consumo de Helio, y los denominados *zero boil-off*. Estos últimos permiten una operatividad prácticamente ilimitada sin la necesidad constante de recarga de Helio, logrado gracias a una mínima generación de calor, y un compresor que licúa el Helio que se evapora, reinyectándolo al reservorio. Así obtiene un consumo aproximado de 0.5 litros de Helio diario, o 15 litros de manera mensual. Teniendo en cuenta que la capacidad gaseosa del equipo ronda los 1500 litros, se estipula que la carga de Helio deberá hacerse cada 3 años.

Al considerar que un equipo con régimen de Helio consume entre 80 a 100 litros de manera mensual, y que el litro de Helio líquido tiene un valor aproximado de U\$S 50, se estipula un gasto anual para estos equipos de U\$S 50.000. Se comprende que la conveniencia de un equipo con recuperación de Helio es esencial para la rentabilidad económica del proyecto.

Luego de todos los pasos mencionados, de haber seleccionado la intensidad de campo, el diámetro de *gantry*, y el régimen de Helio deseados, se presentó el plan médico y de trabajo a las empresas interesadas para que preparasen sus ofertas.

V - Determinación del *Workflow*

El flujo de trabajo, o *workflow*, es la cadena de tareas y procesos realizados con un mismo propósito (Benitez Rubalcaba, 2018). Dentro del alcance de este proyecto, está definido como la metodología implementada en el servicio de Resonancia Magnética que permite a los pacientes realizarse los estudios, y obtener el diagnóstico y tratamiento adecuados, siguiendo un orden determinado.

Dentro de la búsqueda de la excelencia operacional, la metodología *Lean Six Sigma* se centra en la unión de los principios de *Lean* y de *Six Sigma*.

Six Sigma (6σ) se basa en la búsqueda de la calidad al reducir la variación y los defectos a nivel causa raíz. *Lean* se centra en añadir valor mediante la mejora de la velocidad y de los tiempos de ciclo, por medio de la eliminación de desperdicios. La combinación de ambas consiste en herramientas y técnicas que las empresas o instituciones pueden aplicar a cualquier transacción, servicio o proceso, proporcionando un modelo para la toma de decisiones basada en datos para optimizar dichas cadenas (Benitez Rubalcaba, 2018).

Dentro de *Lean*, se destacan cinco principios que definen la metodología:

- Especificación de valor.
- Definir la cadena de valor.
- Garantizar el flujo
- Tirar / *Pull*.
- Búsqueda de perfección.

Dado a que la intención es buscar la máxima operatividad del equipo, la determinación del *workflow* óptimo es de principal interés para cualquier institución que esté interesada en la adquisición de equipamiento de estas características. Para lograr esto, lo primero es determinar qué parte del proceso es el que agrega valor para el cliente, en este caso, el paciente (Di Bartolo, 2018).

La metodología *Lean Six Sigma* clasifica las actividades, y el tiempo, en tres grandes tipos: aquellas que agregan valor, aquellas que no agregan valor, y aquellas que son necesarias.

Valor agregado (VA): Actividades que contribuyen a cumplir con los requerimientos del cliente. Dentro de la resonancia magnética, esto puede definirse como aquellas actividades o tiempos que benefician al paciente y que tienen una relación directa con la imagen o las decisiones clínico-médicas que se tomen (Di Bartolo, 2018).

Valor no agregado (VNA): Actividades que no contribuyen a cumplir con los requerimientos del cliente. Son aquellas sin beneficio directo para el paciente, pudiendo ser incluso molesto para los mismos, y que son tiempo perdido (Di Bartolo, 2018).

Valor agregado para el negocio (VBA): Actividades que no agregan valor pero que son necesarias en el ambiente de negocios. En Resonancia, son aquellas que los pacientes preferirían evitar ya que no tiene una influencia directa sobre su tratamiento, pero son necesarias para la cadena de procesos (Di Bartolo, 2018).

Todas las actividades del flujo de trabajos de la resonancia fueron categorizadas según la metodología *Lean Six Sigma* (Roth, Boll, Wall, & Merkle, 2009).

- Tiempo total de Resonancia Magnética: duración total del estudio, desde la localización del plano a analizar, hasta la finalización de la última secuencia. También llamado *tiempo de ciclo* en la metodología *Lean Six Sigma*.
- Tiempo activo de Resonancia Magnética: proporción del estudio durante el cual el equipamiento está realizando alguna tarea seleccionada por el operario, conocido como *uptime* en *Lean Six Sigma*.
- Verdadero tiempo de adquisición: proporción del estudio en la que el Resonador Magnético se encuentra recolectando información, denominado *tiempo de valor añadido* en *Lean Six Sigma*.
- Tiempo de preparación de actividad: proporción del tiempo total en la cual es equipamiento se prepara para recolectar información. Caracterizado en *Lean Six Sigma* como *tiempo de valor agregado para el negocio*.
- Tiempo de sistema inactivo: proporción del tiempo total en la cual el equipo está inactivo a la espera de instrucciones del operario, representado en la metodología *Lean Six Sigma* como *tiempo de valor no agregado*.

El principal interés de cualquier institución es que no existan tiempos que no añadan valor al flujo de trabajo, y que aquellos que son necesarios para el negocio, sean de la menor duración posible. No es posible hacer un análisis sobre qué acciones implementar en un servicio a fines de lograr lo mencionado anteriormente sin realizar un estudio adecuado de la situación puntual de la institución. Cada una tendrá su eje central de problemática, y para llegar a las causas de éstas, se deben de realizar distintos estudios.

La idea de este proyecto es declarar los procesos sobre los cuales se deben tener mayor hincapié, dado a que son éstos los causantes más comunes de tiempos no productivos o sin valor agregado. Las soluciones a las mismas serán, nuevamente, específicas para cada institución, aunque puede que algunas sean más generalizables. Estudios recientes determinaron que las principales causas de demora en estudios de Resonancia Magnética se debían a los siguientes motivos (Beker, y otros, 2016):

- Inconveniente en acceso intravenoso.
- Requerimientos específicos del paciente.
- Inquietudes de salud o seguridad.
- Intervención previa necesaria.

El inconveniente durante el acceso intravenoso sucede cuando el paciente agendado requiere un medio de contraste, pero el personal del servicio no es capaz de introducir la línea, por lo que una enfermera especializada debe intervenir. Esto suele ocasionar desvíos en los tiempos de más de 20 minutos.

Los requerimientos de los pacientes son documentados cuando existe algún pedido particular que alarga la duración de su estadía. Pueden ser excesivas preguntas al personal, inconvenientes con documentos o papeles, claustrofobia, u otros. Estos desvíos normalmente ocasionan demoras de 11 minutos en promedio.

Inquietudes de seguridad o salud suelen ocurrir al momento de firmar el consentimiento previo a la resonancia, por lo que se requiere de la intervención del profesional para la aprobación y continuación del estudio. Estos suelen durar un promedio de 15 minutos, y suelen ocurrir normalmente cuando es el primer estudio de estas características que se realiza el paciente. Al fin de este trabajo, se encuentra el [Anexo II: Bioseguridad](#), que brinda información extra para este inciso.

Las intervenciones previas necesarias son aquellas situaciones en que se necesitan artrografías o inyecciones de contraste, pero no se diagramaron en el esquema inicial del estudio. Esto generaba demoras medias de 42 minutos.

Optimizar un flujo de trabajo es una tarea compleja, que requiere la involucración de todos los sectores afectados, de horas de observación, y de complejos estudios estadísticos. Al ser el inconveniente más usual los problemas con inyecciones intravenosas, se debe de incluir una zona definida para esta labor en el área de trabajo al momento de contemplar el proyecto. El fin es que la inyección de un paciente y la realización de un estudio en otro, puedan realizarse en paralelo, por lo que inconvenientes de esta índole afecten en la menor proporción posible a los Tiempos de Valor agregado, Tiempos de Valor No Agregado y Tiempos Necesarios para el Negocio. En otras palabras, mientras el equipo está finalizando un estudio, el próximo ya debe estar preparándose, maximizando el VA (Beker, y otros, 2016).

La viabilidad de la optimización del *workflow* está directamente relacionada a las condiciones de entorno que tenga el Resonador Magnético. Los caminos de los pacientes, movimiento de los mismos a través de la institución desde su admisión hasta su partida, deben estar sometidos a estudios permanentes. La mejora y optimización de estos trayectos es crítica para la gestión de procesos hospitalarios. La mala administración de los caminos de los pacientes, genera resultados adversos para la salud, como re-admisiones y aumento de la tasa de mortalidad (NEJM Catalyst, 2019). Realizar un análisis de los caminos, midiendo el tiempo de cada fase desde su ingreso hasta su retiro, con los pasajes que recorre dentro del mismo, permite eliminar los *cuellos de botella* operacionales. Esto resulta de principal interés, optimizando la utilización de recursos en la institución (Potisek, y otros, 2007).

Generar un camino optimizado desde el ingreso al servicio de imágenes y el anuncio de llegada, hasta la retirada del paciente de la institución, debe de analizarse a fines de que los tiempos de traslado y de inoperatividad del Resonador Magnético sean de la menor magnitud posible (**Fig. 19**).

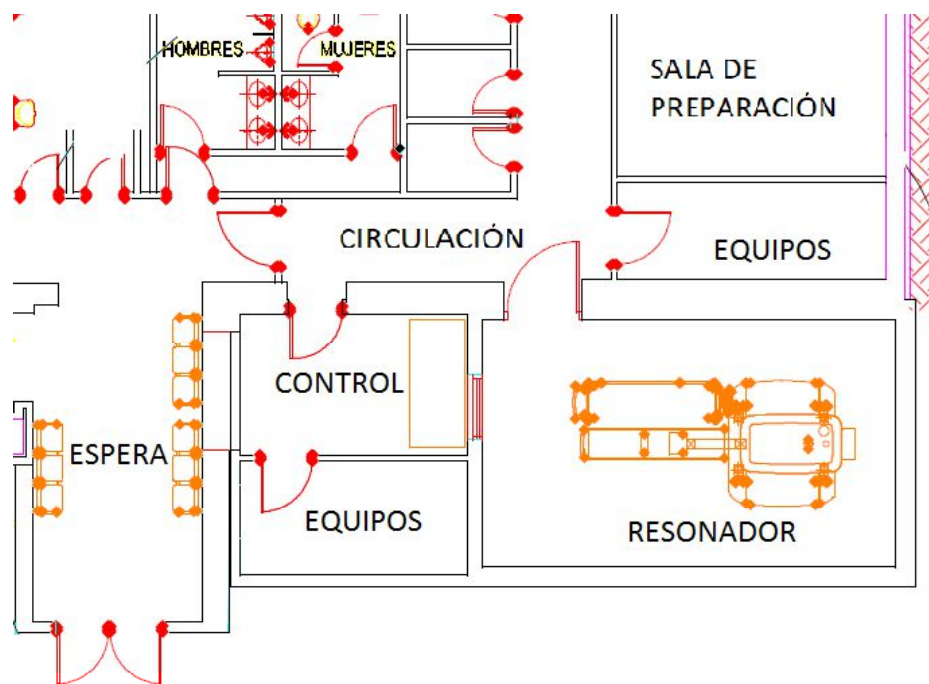


Fig. 19: Ejemplo de un plano de equipamiento, sala de control, sala de equipos, sala de preparación, y sala de espera. Se observa la cercanía de la sala de preparación con la sala de estudio que busca reducir tiempos muertos.

Un estudio realizado en el Hospital Metódico Willowbrook de Houston (TX, EE. UU) desarrollado por la empresa General Electric división Healthcare, plasma la vitalidad y los beneficios de la optimización de un flujo de trabajo en el área de Resonancia Magnética.

En el mismo, se explica que, en la institución mencionada, se contaban al momento del estudio con dos equipos de RMN de 1.5 Tesla y 3.0 Teslas de la marca en cuestión, y se encontraban en un límite operativo de cantidad de estudios realizados. Un asesor externo recomendó que la solución era la incorporación de un equipo nuevo, pero el director del hospital decidió realizar una consultoría con General Electric. La empresa analizó más de 2500 estudios a lo largo de 4 meses, y llegó a la conclusión de que el inconveniente era que el personal técnico cargaba con demasiadas responsabilidades. Cada segundo que el técnico se levantaba de la silla de la sala de control, era un segundo que el equipo se volvía inoperativo.

La incorporación de mano de obra extra que trabajara con los pacientes y ayudara en la preparación del estudio logró la reducción de tiempos de estudios en un 33%, de 45 minutos a 30. Esos 15 minutos por estudio permitió generar nuevos turnos en la agenda, tener mayor disposición para solicitudes del departamento de Emergencias, y un mayor capital para el hospital. La adición de dos estudios diarios por equipo, le permitió al hospital realizar 500 exámenes más en cada Resonador, con un beneficio monetario potencial de 1.2 millones de dólares. La mano de obra incorporada era amortizada solamente con un mes de trabajo de manera anual, por lo que el retorno de la inversión era inmejorable (GE Healthcare, 2014).

El caso de estudio detallado permite observar que los resultados de optimizar el flujo de trabajo del equipo permiten beneficios comparables a la adquisición de un nuevo resonador.

Determinación de capacidad operativa y flujo de trabajo del equipamiento

Establecido el tipo de equipo que se desea adquirir para el proyecto, se debe proceder a analizar las ofertas presentadas por los distintos proveedores que deseen ser parte del mismo. Las ofertas deben ser analizadas poniendo énfasis en evaluar la capacidad de desarrollar el flujo de trabajo deseado, los softwares incluidos que permitan realizar los distintos estudios planteados en el plan médico, la oferta financiera realizada (considerando no solo el precio final sino también posibilidades de financiación), y otros tantos aspectos. *Philips* y *General Electric* presentaron sus propuestas, en las cuales se detallaba las características de los Resonadores en cuestión. Los equipos presentados por las empresas fueron los siguientes:

- General Electric: Resonador Magnético Nuclear 1.5 Tesla *Signa Creator* (**Fig. 20 (a)**).
- Philips: Resonador Magnético Nuclear 1.5 Tesla *Achieva* (**Fig. 20 (b)**).



Fig. 20 (a) y (b): A la izquierda, Resonador Magnético Signa Creator (General Electric Healthcare, 2019), a la derecha Resonador Magnético Achieva (PHILIPS, 2019)

Conjunto a las ofertas de equipamiento, se incluyeron datos generales respecto a las dimensiones, atributos y cualidades que poseían ambos Resonadores Magnéticos. Un ejemplo de los mismos queda reflejado en la **Tabla 6**.

Frecuencia de excitación	63.86 MHz
Dimensiones de imán (L x An x Al)	1598x1777x2012 mm
Peso de imán	2700 kg
Distancia a campo de 5 Gauss (radial x axial)	2.3 x 3.5 m
Tipo de aislación	Pasiva y activa
Consumo de Helio	0.01 l/h
Capacidad de Helio	1325 l
Resolución mínima	5 mm

Tabla 6: Información típica descriptiva de un equipo de Resonancia Magnética (PHILIPS Heathcare, 2016)

Tablas como ésta permiten comenzar con las estimaciones de algunos de los aspectos a tener en cuenta en el proyecto: las dimensiones del equipo deben poder ingresar por las aperturas de la sala de estudios, el piso y la losa deben ser capaces de soportar el peso del imán, o el volumen de carga inicial del Helio líquido, importante al contemplar en el gasto inicial del proyecto.

Asimismo, las cartas de oferta proveen información y parametrizaciones de tiempos de las secuencias típicas mayormente utilizadas en los estudios de resonancia indicados en el Plan Médico para estudios con matrices de distintos tamaños. Esto permite una primera aproximación a la normalización de tiempos para los cálculos del flujo de trabajo, o *workflow*. Al ser la cantidad de combinaciones de secuencias y tamaño de una gran cantidad, el ejemplo de los tiempos se incluye en un anexo al final de este trabajo (Anexo III: Tiempos de secuencias).

En base a estos tiempos, se debe realizar un análisis de máxima criticidad para el desarrollo del proyecto: evaluar si el equipo a adquirir posee la capacidad de producir la cantidad de estudios (según se planteó durante el Plan Médico) que se desean alcanzar. El flujo de trabajo permitido por el equipo no debe ser un impedimento para alcanzar las estimaciones de demanda, y con ello de repago, del resonador.

Este análisis puede ser determinado por medio de distintos criterios que permitan llegar a una expresión aproximada de la distribución de los estudios, considerando la agenda disponible por la institución. Algunos métodos pueden ser:

- Información histórica estadística
- Juicio de expertos
- Inferencia por procedimientos análogos

Existen también otras formas de llegar a valores aproximados de dicha distribución, pero exceden a los fines de este proyecto. Para continuar con la evaluación, se utilizará la distribución del servicio de Imágenes del Hospital Universitario Austral, durante el tercer trimestre del 2017. La siguiente esta expresada en la **Tabla 7**, y fue provista por la Gerencia de Imágenes.

Tipo de estudio	Cantidad jul-17	Cantidad ago-17	Cantidad sep-17	% de estudios totales
Ósea abdomen (tórax)	198	218	236	15%
Próstata	96	115	118	7%
Recto	91	96	114	7%
Útero	78	77	93	6%
Espectro próstata	19	22	36	2%
Abdomen	179	201	216	13%
Angiografía de cuello	11	10	19	1%
Cuello	37	39	22	2%
Cardiaca	69	88	96	6%
ATM	38	39	46	3%
Mamas	56	49	62	4%
Fetal	36	46	40	3%
Neuro	31	29	19	2%
Angio RMN	8	6	5	0%
Miembros inferior / superior	383	398	416	27%
Micro bobina	33	45	55	3%
TOTAL	1363	1478	1593	100%

Tabla 7: Distribución por tipos de estudio durante el tercer trimestre de 2017 en el Hospital Universitario Austral. La información es la suma de las cantidades realizadas por los dos equipos (Hospital Universitario Austral, 2017).

Dicha tabla permite elaborar una aproximación estadística de la distribución de estudios a realizarse. En otras palabras, se obtuvo una predicción en base a recolección de información histórica (**Fig. 21**).

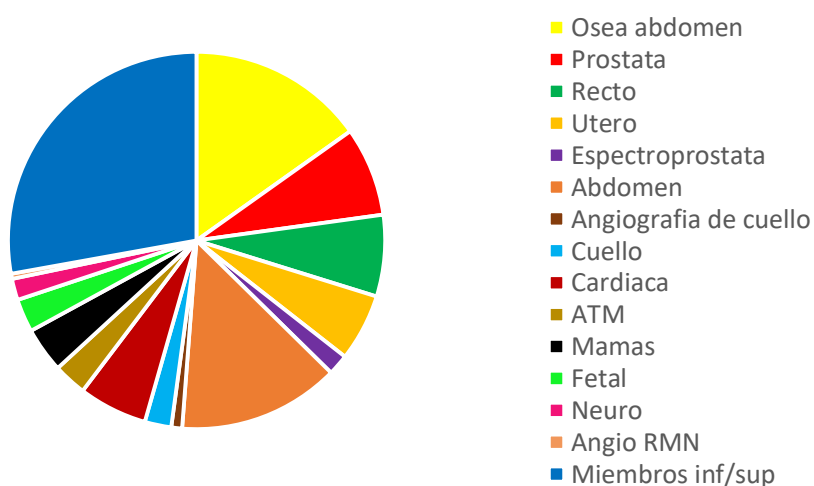


Fig. 21: Distribución porcentual de estudios durante el tercer trimestre de 2017 (Hospital Universitario Austral, 2017).

Esta aproximación hacia la distribución de estudios futuros fue válida dada la intención de que el Plan Médico replicara los estudios que ya se realizaban en el Hospital. En el gráfico se puede observar una mayor distribución de los estudios osteo-articulares de miembros superiores e inferiores, de las resonancias de abdomen y tórax, y de próstata, entre las cuales se aglomeraban cerca del 60% de los estudios.

Por otro lado, también se realizaron reuniones con el servicio de Imágenes, en las que se consultó a los profesionales del servicio de Resonancia Magnética acerca de los tiempos medios que demoran cada uno de los estudios, y qué desvíos aproximados en tiempos presentaban cada uno de ellos. Respecto a esto último, el personal manifestó que se observaba un desvío mayor en aquellos estudios que exigían que los pacientes se mantuvieran inmóviles, como por ejemplo aquellos que requieren que dejen de respirar. Los resultados quedan expuestos en la **Tabla 8**.

Estudio	Tiempo (min)	Desvío rel. (%)	Estudio	Tiempo (min)	Desvío rel. (%)
Próstata	40	10	Columna	55	15
Recto	40	10	Oído	25	10
Útero	40	10	Orbitas	25	10
Spectroprostata	50	10	Spectroperfusion	60	10
Micro bobina	30	10	Hipófisis	35	10
Articulación	25	10	MCF	30	10
Cerebro	30	10	LCR	20	10
AngioRMN Venosa	20	10	Angio Cuello	30	10
AngioRMN Arterial	20	10	Tórax	30	15
Pelvis ósea	25	10	Cardiaca	70	10
Cuello	65	10	Mamas	35	15
Fetal	50	15	ATM	45	10

Tabla 8: Tiempos medios de RMN para cada uno de los estudios (Hospital Universitario Austral, 2017).

A todos estos tiempos, se les deben agregar cerca de 7 minutos en promedio para los estudios que requieran de la inyección intravenosa de contraste.

Tomando la información brindada en las **Tabla 7** y **Tabla 8**, se generó una simulación de datos con la intención de obtener una distribución de tiempos de estudios que pudiera servir como base para estimar como sería el uso del nuevo Resonador. Por medio del método Montecarlo, el cual permite a partir de una media y un desvío estándar conocidos (ScienceDirect, 2019), se simuló datos proporcionales a la cifra estimada en tres meses (1875 datos), manteniendo la proporción de estudios expuestas en la **Tabla 7**. Dicha simulación generó la distribución de la **Fig. 22**:

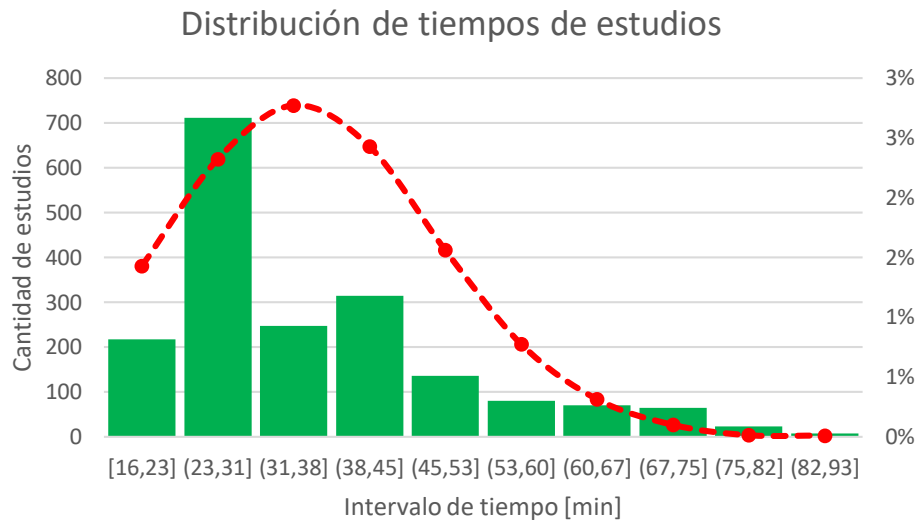


Fig. 22: Distribución de tiempos simulada por medio de método Montecarlo. Los datos se encuentran en el [Anexo IV: Simulación de tiempos](#).

En la misma se puede observar que la media de estudios da un valor de 36 minutos, con un desvío de 14 minutos por cada uno. También se concluye que, agendando turnos de lunes a sábado, se requieren de 15 hs de agenda diarias para poder cumplir con la demanda establecida anteriormente. Esto es factible dado el funcionamiento normal del Hospital Austral, pero puede no serlo para instituciones que trabajen de lunes a viernes, o que tengan agenda de, por ejemplo, 8 a 20 hs. En casos así, la primera (y única) opción debería ser cambiar el equipamiento seleccionado a uno cuya parametrización de tiempos permita adecuarse a la oferta de agenda que ofrece la institución. Equipos de mejores características permiten hacer estudios a una mayor velocidad, por lo que la cantidad de horas requeridas para llegar a la cantidad de estudios plasmadas disminuirá. Si bien probablemente equipos más veloces requieran de una inversión mayor, la misma será despreciable frente a los ingresos anuales que se proyecten. Se debe siempre adecuar el equipo al Plan Médico, y no viceversa.

Cabe destacar que la utilización de datos históricos para fundamentar el rendimiento operativo del equipo es válida en este proyecto dado a que uno de los equipos ofertados, el Philips *Achieva*, ya se encontraba en funcionamiento en la institución. Esto significa que la estimación de los datos está basada en información histórica otorgada por dicho equipo. En caso de que no sea así, los cálculos de los tiempos de trabajo deben ser realizados en conjunto a un especialista y con las tablas de tiempos como la entregada en el [Anexo III: Tiempos de secuencias](#). De esta forma, se puede inferir toscamente los tiempos medios por estudios.

Software

El análisis del software incluido en el equipo para el trabajo, procesamiento y análisis de las imágenes, es un aspecto crucial para la selección del equipamiento. Se debe contemplar qué, con base en el plan médico y la estimación de estudios a realizar, se deben de contar con las herramientas adecuadas para poder cumplir con las expectativas plasmadas en el primer paso del proyecto. La minimización de los T_E y los T_R son un gran punto de partida para la optimización de tiempos.

Existen también tecnologías que permiten implementar secuencias predeterminadas, ahorrando tiempos en la preparación y en la selección de cortes. Esto funciona por medio de algoritmos que asocian posibles patologías o regiones de análisis a posiciones y secuencias específicas. Por ejemplo, una patología pulmonar permitirá hacer un barrido rápido de tórax con el grosor de corte predeterminado. También es deseable contar con estaciones de trabajo que permitan trabajar y analizar la imagen en simultaneo al estudio, permitiendo reducir tiempos en aquellos estudios de urgencia que requieran de esta tarea.

Los requisitos de software deben ir vinculados a las aplicaciones del plan médico que han sido expresadas anteriormente. Es necesario que las licencias para trabajar los distintos tipos de estudios estén incluidas en la cotización, permitiendo así cumplir con la operatividad planteadas durante el plan médico del proyecto, como por ejemplo licencias cardiológicas que permitan cuantificar el gasto miocárdico.

VI - Requerimientos técnico-edilicios

Un proyecto de Resonancia Magnética como el que detalla este trabajo final involucra no sólo aspectos médicos y de la ingeniería biomédica, sino también de otras ramas de la ingeniería, como la eléctrica/electrónica, termo-mecánica y civil. Durante este capítulo, se desarrollarán los requisitos y limitaciones más importantes de los Resonadores Magnéticos, abarcando desde el estudio de la ubicación y de masas magnéticas fijas y móviles, fuentes de Radio-frecuencia, vibraciones y otros tantos que son necesarios para garantizar el funcionamiento del resonador y la homogeneidad del campo, y con esto, la calidad de las imágenes obtenidas.

Homogeneidad de Campo

La homogeneidad de campo es quizás el aspecto alrededor del cual giran el resto de los incisos de este capítulo, dado que dicha característica es la que asegura que las imágenes obtenidas sean nítidas y de la calidad requerida. En caso de que el campo magnético presente variaciones espaciales, la energía emitida por los tejidos estimulados no será coherente con la anatomía de la estructura estudiada, por lo que se entiende que el equipo es altamente sensible a los campos magnéticos ambientales.

Al momento de trabajar con señales biomédicas es necesario disminuir al máximo las interferencias electromagnéticas debido a que los campos con los que se trabajan son considerablemente bajos. Por ejemplo, una señal de actividad cerebral puede ser de los niveles de 10^{-12} Tesla. La homogeneidad del campo magnético B_0 puede ser distorsionada debido a la mera presencia de objetos ferromagnéticos estáticos (por ejemplo, vigas estructurales), o por objetos ferromagnéticos en movimiento, como vehículos o ascensores. Campos magnéticos producidos por líneas de tensión, motores o transformadores también pueden alterar el campo B_0 (Oppelt, 2011). Si bien las pequeñas distorsiones del campo pueden ser compensadas mediante el blindaje pasivo o *shimming* del mismo, se busca eliminar las mismas en su totalidad.

Dado a que en el entorno del resonador habrá indefectiblemente generadores de campos magnéticos que producirán inhomogeneidades en el campo en la región de trabajo, se deberán de tomar medidas a fin de aislar estas fuentes concretas. A los causantes de estas alteraciones las llamaremos *fuentes de interferencia*.

Interferencias

En todo conductor eléctrico por el que circula una corriente variable en el tiempo, se produce una onda electromagnética que atraviesa el espacio. Este es un principio básico de funcionamiento de los equipos de radio, televisión, radar y muchos otros. La interferencia magnética es la perturbación de una señal electrónica debido a una fuente de ondas electromagnéticas. Dicha perturbación limita, modifica o interrumpe la señal original, que, en el caso puntual de este proyecto, es la señal de radiofrecuencia que emite el cuerpo de estudio y permite la reconstrucción de la imagen. Estas interferencias son especialmente problemáticas en los ambientes urbanos o industriales, siendo dificultosa la misión de eliminarlas por completa (Tumanski, 2011).

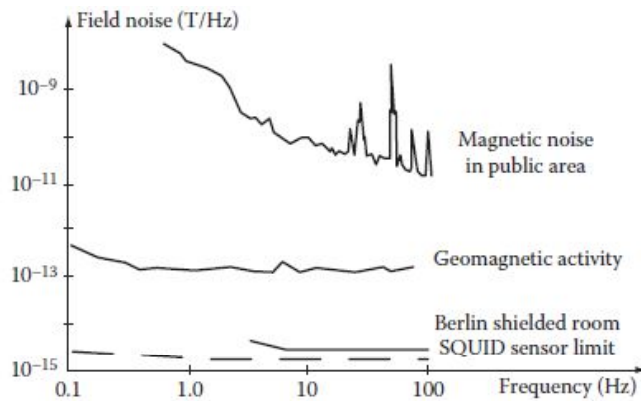


Fig. 23: Niveles típicos de ruido magnético ambiental. (Tumanski, 2011).

Las fuentes de interferencia electromagnética perjudiciales para un equipo de Resonancia Magnética pueden dividirse en siete categorías:

- **Objetos ferromagnéticos estáticos:** La proximidad de objetos ferromagnéticos, como vigas de hierro o refuerzos estructurales, especialmente aquellos ubicados por encima o debajo del equipo, se consideran fuentes de interferencia estáticas. Sus efectos son parcialmente corregibles por aislamiento o blindaje del imán. También pueden ser mitigados cumpliendo los requisitos de distancias mínimas a dichos objetos.
- **Objetos ferromagnéticos en movimiento:** Son objetos metálicos como autos, micros o camiones que se magnetizan por el campo magnético de la tierra, y/o por el imán. Las distancias mínimas a estas fuentes se encuentran definidas en base a estudios realizados por el proveedor. Ejemplos de estas distancias se pueden encontrar en el Anexo V.
- **Objetos magnetizados en movimientos:** Son los objetos magnetizados debido a altas corrientes que se introducen repetida y rápidamente en el campo del imán del equipo, como, por ejemplo, ascensores. Las distancias mínimas a estas fuentes también se encuentran definidas por el fabricante.
- **Ferrocarriles o subterráneos:** Los transportes de este tipo trabajan con energía eléctrica. Las vías férreas trabajan con alta tensión, por lo que la corriente que circula a través de las líneas y que retorna por los rieles genera variaciones en el campo magnético. Las distancias mínimas a estas fuentes también se encuentran definidas para cada equipo.
- **Campos electromagnéticos:** Corrientes en líneas de tensión o bobinados cercanos al equipamiento pueden generar la inestabilidad del campo, al introducir el propio y generar interrupciones en el campo B_0 .
- **Campos magnéticos estáticos:** Producido por la existencia de Resonador Magnético en cercanías de la instalación en cuestión. Las distancias mínimas a estas fuentes se encuentran definidas según la magnitud del equipo preexistente.
- **Vibraciones:** Vibraciones mecánicas de suelo afectan la estabilidad del campo B_0 , impactando directamente sobre la calidad de la imagen producida.

Todas estas fuentes de interferencia disminuyen su efecto sobre el campo principal a medida que se alejan del isocentro del imán, y tienen mayor impacto sobre la estabilidad magnética al registrarse sobre el eje Z.

Aislamiento acústico-vibratorio

Las vibraciones en estructuras se perciben cuando bombas, motores, u otros componentes, generan que las vigas del edificio tiemblen. La vibración se debe a que la estructura entra en resonancia mecánica, coincidiendo con las frecuencias naturales del soporte, y amplificando varias veces la fuerza original transmitida por los equipos.

Existen por un lado las denominadas vibraciones coherentes, las cuales tienen una amplitud y frecuencia constantes. Éstas suelen estar producidas por fuentes concretas, y provocan alteraciones durante toda la duración de las mediciones de espectro. Las mismas generan artefactos característicos, y de ser localizadas, habitualmente se pueden eliminar mediante el aislamiento o la utilización de amortiguadores anti-vibratorios.

Por el otro lado, existen las vibraciones incoherentes o transitorias, que pueden ser impulsos debidos a eventos aislados, o simplemente ruido blanco, sin frecuencia específica y de banda ancha. Algunas causas posibles son el tráfico vehicular, el movimiento de personas o la misma resonancia mecánica edilicia. Éstas interferencias son difíciles de eliminar, ya que modificar una estructura civil en su totalidad no suele ser una opción viable (Evans J. B., 2003).

Los Resonadores Magnéticos producen vibraciones que se transmiten a los recintos y ambientes vecinos, y suelen propagarse principalmente por las estructuras de la sala y por el aire. Tanto las características de la construcción, como la ubicación del imán, alteran la transferencia del ruido a la estructura edilicia. Los equipos de resonancia son muy sensibles a las vibraciones ambientales, y de no limitar las mismas, las imágenes producidas pueden degradarse considerablemente.

Para analizar y prevenir este tipo de fenómenos en un proyecto de resonancia, se deben realizar mediciones vibratoriales *in situ*, previo a que se construya la estructura o que se instale el imán, y en la localización donde irá ubicado el mismo. Esto permite definir si las condiciones de infraestructura están dadas para la continuidad del proyecto, y así garantizar la homogeneidad y estabilidad del futuro campo magnético. Este proceso será explicado más adelante.

Ante la presencia de fuentes de vibraciones que no pueden ser suprimidas, existen métodos de aislamiento para amortiguar tanto el ruido sonoro como las vibraciones. La solución común suele ser instalación de tablas de aislación vibracional debajo de la estructura o del imán inclusive, dado a que hay valores pico de aceleración que no se deben superar en ninguna de las tres dimensiones espaciales. La utilización de estas tablas permite disminuir o incluso eliminar el impacto de este tipo de interferencias. Se realizan unos ensayos mediante la ubicación de pesos de prueba que simulen los puntos críticos que luego existirán con la colocación del equipamiento. Los valores críticos se encuentran definidos por el fabricante, y un ejemplo de ellos se encuentra en el Anexo V.

Otro método utilizado comúnmente en la búsqueda de disminuir la transferencia de vibraciones, es el de buscar que las vibraciones ambientales sean bajas en el ancho de banda de resonancia estructural. Esto puede ser logrado mediante alguno de los siguientes métodos (Evans J. B., 2003):

- Diseñar la estructura de la plataforma del equipo de RMN para que resuene a una frecuencia seleccionada que no coincida con las frecuencias de resonancia del piso, ni de las frecuencias perturbadoras ambientales.
- Diseñar las inserciones con los otros cuartos de equipamiento de manera tal que estén adyacentes, pero no conectados, evitando la transmisión de vibraciones a través de las plataformas.
- Diseñar la sala de control de manera tal que sea menos rígida estructuralmente, logrando que menos vibraciones generadas por el imán sean transmitidas. La diferencia de impedancias acústicas disminuye la transferencia entre sistemas.
- Identificar equipamientos edilicios, cañerías, conductos y otros que requieran aisladores vibraciones para mejorar sus condiciones.

Otro tipo de medidas pueden resultar efectivas para contener las vibraciones mecánicas. Ejemplos pueden ser el rellenar paredes de material reflectivo y absorbente, utilizar ventanas acústicas con vidrios triples inclinados para minimizar la transmisión, o utilizar una cámara intermedia sellada para disminuir posibles propagaciones. También suelen implementarse puertas acústicas hecha de hoja de madera laminada con capa de barrera polimérica reflectiva, o un techo recubierto de placas de espuma absorbente de alta densidad para obtener estos resultados. Estrategias de desafinación de resonancias estructurales y desacoplado de ondas que transmiten vibraciones a la plataforma estructural del imán suelen ser un método alternativo y costoso, pero expandir acerca de estas extiende el alcance de este proyecto.

Debe considerarse finalmente que, debido al alto nivel de ruido sonoro que emiten los equipos súper-conductores, la sala de resonancia debe contar una aislación acústica especial, minimizando la propagación de sonidos a áreas cercanas. (Evans J. B., 2003).

Blindaje magnético

La localización final del imán debe ser tal que permita durante su operación la minimización de las fuentes de interferencia, las cuales afectan el campo, y con ello, el funcionamiento del equipo. La estabilidad y homogeneidad del campo magnético deben estar garantizadas en todo momento. Tampoco debe haber fuentes de interferencias que afecten la seguridad del personal, o el funcionamiento de equipos o dispositivos en la vecindad del imán.

El blindaje magnético, o *shimming*, es un requerimiento que surge frente a la presencia de fuentes de interferencia magnética en el ambiente, ya seas estáticas o variables. En contraste con la Jaula de Faraday, la cual se explicará más adelante, se usa en casos puntuales, y no es un requisito obligatorio.

Cabe destacar que sí es necesario que la línea de campo residual de 5 Gauss esté confinada a la sala de examen y la sala técnica. Esto es obligatorio, con la intención de evitar perjudicar la salud y seguridad tanto de pacientes como del personal profesional. En caso de que el flujo magnético en algún área o sala externa al imán sea superior a los 5 Gauss, la colocación de carteles de precaución a fines de restringir el acceso a dichas áreas es obligatoria.

El blindaje pasivo brinda protección frente a fuentes de interferencia magnética externa, como por ejemplo, una masa magnética en movimiento, la cual puede afectar el funcionamiento del resonador. Por otro lado, también busca impedir que altos niveles de campo magnético estático, generados frecuentemente por la presencia de un Resonador Magnético cercano, afecten equipos sensibles en las cercanías de la sala (Azañero Inope, 2007).

Este tipo de aislamiento suele estar compuesto por una aleación de silicio y acero, material de alta permeabilidad magnética para que los campos sean atraídos por el mismo. Todas las tareas de blindaje deben realizarse teniendo en cuenta el plano de anteproyecto suministrado por el responsable de arquitectura y obra civil. En caso de existir fuentes de interferencia de alta intensidad, la cantidad de material aislante que se requiere utilizar debe ser mayor, pero pueden existir limitaciones espaciales respecto a la cantidad de blindaje que se puede utilizar. En tales casos, se recomienda la utilización de materiales de mayor permeabilidad electromagnética, a expensas de un mayor costo monetario (DALDE, 2019). Existen también casos puntuales en los cuales la dimensión del blindaje magnético es de considerable tamaño, por lo que se deberá armar una estructura de soporte para mantener las placas del mismo.

La **Tabla 9** es un ejemplo que permite una primera aproximación a las distancias mínimas entre el equipo y fuentes específicas de interferencia. En caso de no poder cumplirse, exigen la utilización de materiales de mayor coeficiente de blindaje. Más información acerca de distancias establecidas a fuentes concretas se presenta en el Anexo V: Distancias mínimas a fuentes de interferencia.

Este aspecto se debe tener en cuenta pues en los hospitales, el movimiento de pacientes es constante y los mismos pueden depender clínicamente de equipamiento sensible a los campos magnéticos, por lo que una falla de estos traería serias consecuencias para el paciente. Ejemplos de este tipo de equipos sensibles pueden ser marcapasos, neuroestimuladores, bombas de insulina, o incluso implantes de materiales ferromagnéticos, como valvas cardíacas, o prótesis metálicas.

B_{MAX} [mT]	Distancia mínima radial (XY) [m]	Distancia mínima axial (Z) [m]	Ejemplo
20	1.7	2.6	Ventiladores
10	1.9	3.0	Filtros RF
5	2.2	3.5	Gabinetes electrónicos
3	2.4	3.8	Elementos eléctricos pequeños
1	2.95	5.0	Discos duros, procesadores, osciloscopios.
0.5	3.5	6.0	Marcapasos, tubos Rx.
0.3	4.0	6.8	Monitores con aislamiento
0.2	4.6	7.5	Equipos de CT
0.15	5.1	8.2	Monitores de PC
0.01	5.9	9.2	Aceleradores lineales
0.05	7.6	11.2	Cámara Gamma, intensificador de imágenes.

Tabla 9: Distancias mínimas de fuentes de interferencias de alterna al isocentro del imán (SIEMENS, 2013).

Existencia de Resonador en cercanía de nuevo equipo

Existe la posibilidad de que la institución que decida utilizar este trabajo para un nuevo proyecto de resonancia magnética, ya cuente dentro de sus inmediaciones con un equipo de características similares. Si este fuera el caso, la dirección del proyecto deberá asegurarse que el valor de la línea de campo que produce el equipo ya instalado, no exceda el valor especificado en el isocentro del nuevo equipo. Las distancias a las cuales esto es logrado se encuentran definidas por el fabricante y son incluidas en los manuales de pre-instalación otorgados con la compra del equipo. Estas distancias declaradas deben ser cumplidas estrictamente.

Al final de este trabajo, se presenta una tabla desarrollada por Siemens en la cual permite conocer las distancias mínimas requeridas entre isocentros de imanes de distintas magnitudes. Para más información, ver el Anexo V: Distancias mínimas a fuentes de interferencia.

Medición de interferencias

La medición de interferencias electromagnéticas y vibratorias tiene la finalidad de comprobar que todos los niveles ambientales sean adecuados respecto a los requisitos planteados por el fabricante del equipamiento (**Fig. 24**). El objetivo es eliminar el riesgo de errores o artefactos en la imagen a futuro, y definir si la ubicación destinada al equipo es apta para la colocación del resonador. Se busca detectar las fuentes de interferencia más relevantes alrededor de la sala donde se ubicará el equipo, y proponer soluciones afines de mitigarlas, obteniendo una calidad de imagen óptima por medio de un campo magnético estable y homogéneo. Se recomienda que estas tareas sean realizadas por una tercera parte que se encuentre capacitada en este tipo de trabajos, debido a la complejidad de los mismos.

Las tareas a realizar constan de tres etapas:

- Toma de datos: *in situ*, durante considerable período de tiempo, en distintas condiciones ambientales, distintos días y horarios de la semana
- Procesamiento de datos
- Generación de informe de mediciones y evaluación de acciones correctivas

El informe final de mediciones debe contar de una explicación detallada del sitio de medición, del método empleado, con tablas de resultados, curvas de los datos, y una sección final de conclusiones y recomendaciones. A continuación, se explicará brevemente cual es el procedimiento de toma de datos para las interferencias magnéticas y mecánicas.

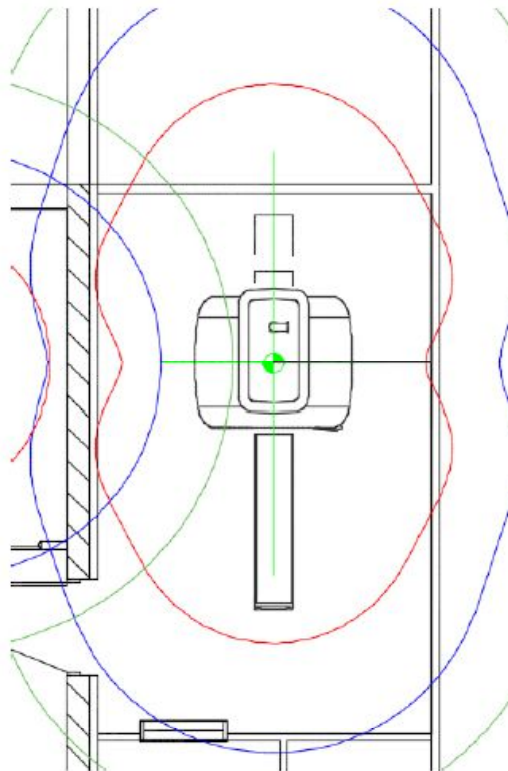


Fig. 24: Ejemplo de propagación de interferencias magnéticas (DALDE, 2019).

Campos magnéticos ambientales (DC/AC)

Durante el proceso de medición de este tipo de interferencias, se realizan medidas en todas las dimensiones espaciales, buscando registrar valores pico a pico a lo largo del tiempo y en el espectro de Fourier del campo magnético ambiental. Se separan las mediciones en los rangos de continua y de alterna, ya que poseen propiedades que exigen su discriminación.

Es necesario destacar que los resultados de las mediciones siempre serán parciales, ya que representan las condiciones al momento de la medición. Cualquier alteración estructural del edificio o en los alrededores cercanos, modificará directamente los valores obtenidos. Se deberá reevaluar modificaciones en los 15 metros de radio alrededor del isocentro de imán.

Rango de Corriente Alterna: Se debe realizar la medición entre los 5 Hz y 1 kHz. Se considera este rango debido a perturbaciones ocasionadas en instalaciones eléctricas y por los flujos de corrientes, debiendo medirse el campo en $Tesla_{RMS}$ y $Tesla_{pp}$. Se deberá muestrear a 2048 Hz, basado en el principio de muestreo de Nyquist, el cual establece que se debe realizar un muestreo a más del doble de frecuencia máxima de la señal a muestrear. Se debe buscar componentes de 50 Hz y armónicos. Esto es debido a que las perturbaciones provenientes de instalaciones eléctricas, las cuales operan a 50 Hz en el territorio argentino (**Fig. 25**) (Kellog, 2008).

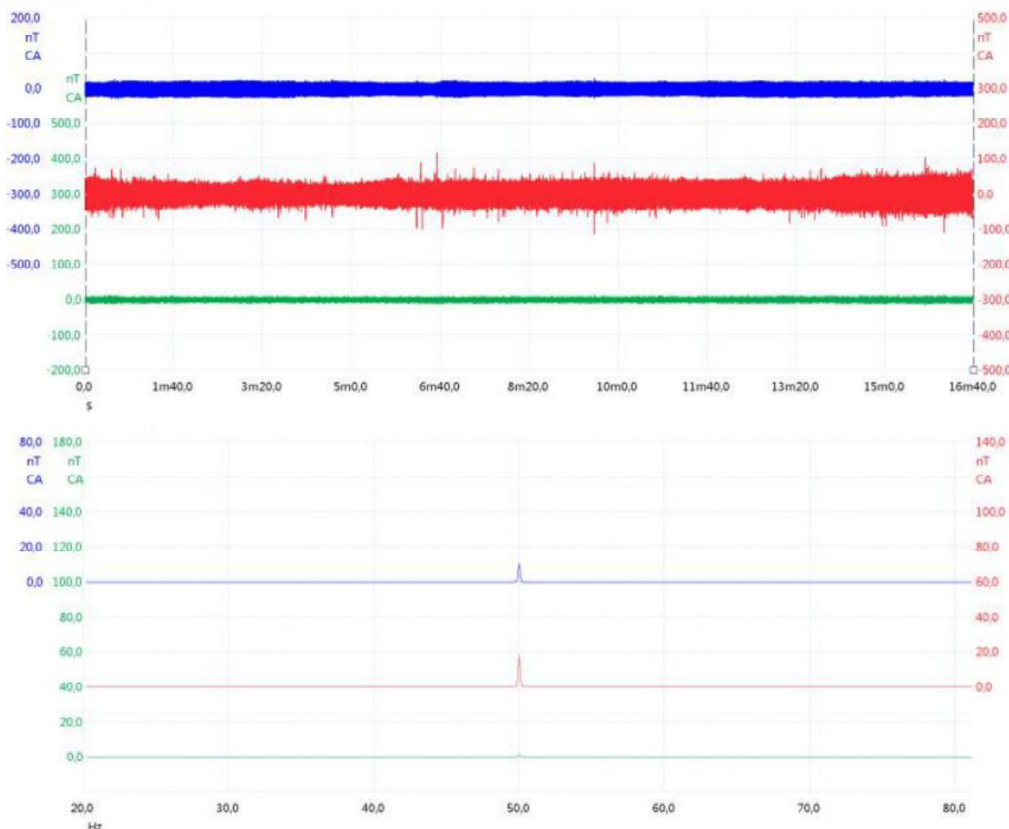


Fig. 25 (a) y (b): Arriba, espectro medido de interferencias de alterna a lo largo del tiempo para ejes X (azul), Y (rojo) y Z (verde). Debajo, la transformada de Fourier de dichas señales, la cual permite observar los picos en los 50 Hz de línea (DALDE, 2019).

Rango de Corriente Continua: Los rangos de corriente continua permitidos para el equipo, ciertamente dependerán de la distancia y ángulo de las perturbaciones del campo del imán. Estas se encuentran dentro de la banda de los 0.1 Hz y los 5 Hz, y ocurren debido a los cambios lentos del campo magnético perteneciente a movimientos de masas magnéticas, o por equipos que estén alimentados por corriente continua. Se debe realizar la medición en Tesla_{PP}, debido a que es la medida de diferencia debido a un evento individual. Se puede bajar considerablemente la frecuencia de muestreo (recomendado 248 Hz), incluyendo un filtro pasa bajo con corte en 10 Hz (**Fig. 26**) (Kellog, 2008).

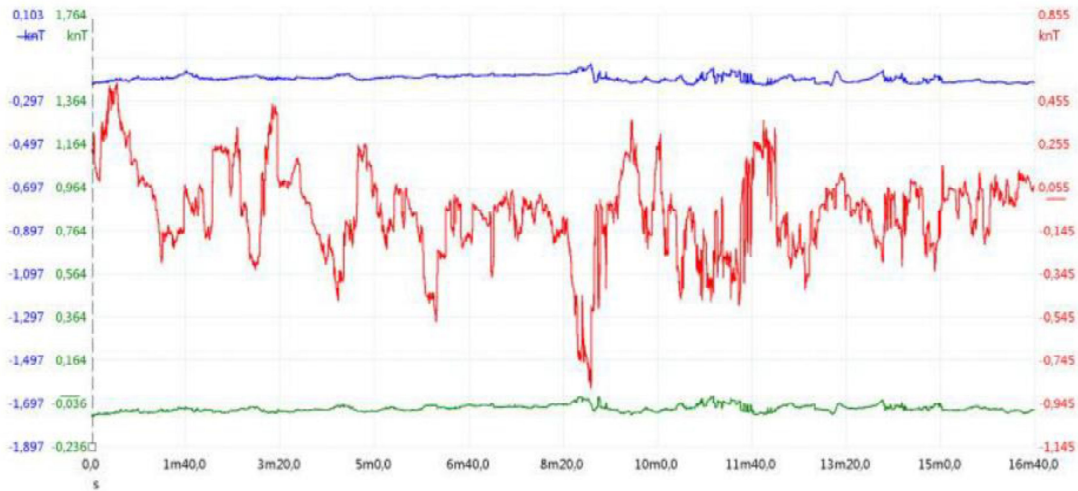


Fig. 26: Espectro medido de interferencias de continua medido en el tiempo para los ejes X (azul), Y (rojo) y Z (verde) (DALDE, 2019).

Vibraciones

La medición de vibraciones debe de realizarse previo al armado estructural, y una vez finalizada la obra para corroborar el correcto funcionamiento. Para esto se utiliza un acelerómetro, un instrumento destinado a medir aceleraciones asociadas al fenómeno de peso experimentado por una masa de prueba que se encuentra en el marco de referencia del dispositivo (Janezic, 2015). La finalidad es determinar el espectro de vibración ambiental, y la respuesta en resonancia a excitaciones transitorias. El acelerómetro se ubica a criterio del técnico, sobre una superficie cercana al isocentro del futuro equipo, y se monitorean las aceleraciones por tiempos cercanos a una hora para obtener un panorama previo de la respuesta dinámica estructural del edificio. La unidad de medida será Gravedad_{PP} y Gravedad_{RMS} (9.8 m/s^2).

Para las vibraciones coherentes, se realiza un análisis espectral en el cual se observa la amplitud de las vibraciones en función de la frecuencia (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

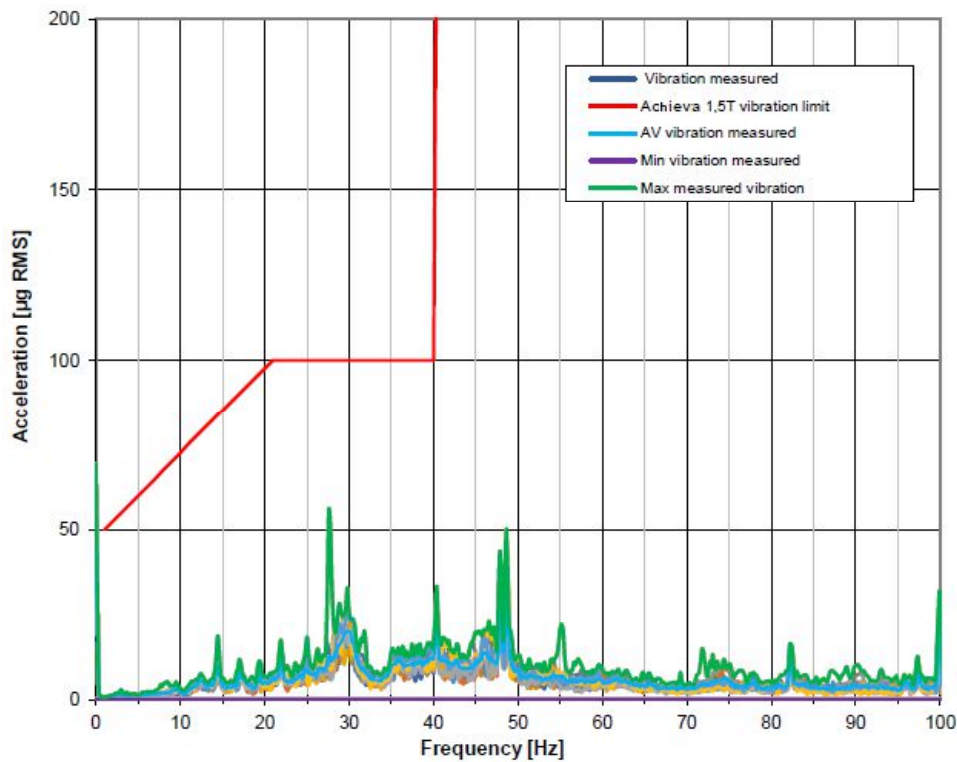


Fig. 27: Aceleración medida en función de la frecuencia. Se presentan 10 resultados en escala logarítmica, para los distintos ejes, incluyendo la máxima (verde), mínima (violeta) y promedio (celeste). Se pueden observar picos en 27 Hz, 40 Hz y 48 Hz, pero siempre por debajo de lo establecido por el fabricante (rojo) (DALDE, 2019).

Las mediciones de vibraciones incoherentes deben realizarse para una mejor representación de la resonancia en las superficies de apoyo, y exigen un estudio en series de tiempo. Esto es debido a las múltiples componentes frecuenciales que pueden existir en este tipo de interferencias. De todas formas, los valores se deben analizar con mucha precaución ya que la futura losa puede modificar los valores obtenidos durante este proceso (**Fig. 28**).

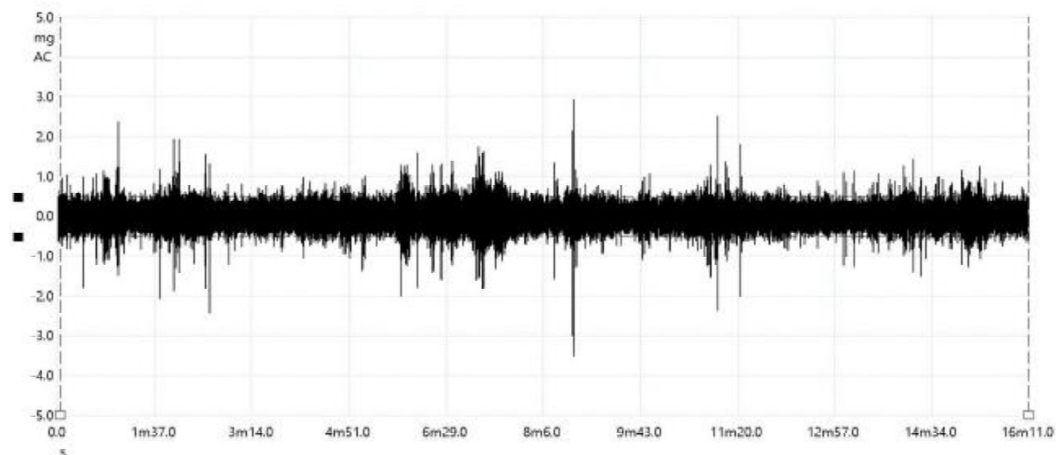


Fig. 28: Aceleración medida en función de tiempo. Permite analizar eventos de vibraciones no-periódicas y su comportamiento temporal (DALDE, 2019).

Realizadas las mediciones, se deben comparar con el criterio de aceptación del fabricante del equipamiento. Es necesario determinar frecuencias distorsivas continuas y transitorias, definiendo parámetros de diseño para la plataforma estructural del suelo para prevenir las mismas.

Las mediciones de ruido acústico transmitido por aire no se integran, debido a la baja transferencia causada por el cambio de impedancia acústico. Todas las mediciones deben de ser realizadas durante el trabajo diario de la clínica, y debe forzarse el peor marco de interferencias posibles, con hora pico de tránsito (en caso de cercanías a avenidas, rutas o autopistas), demanda excesiva de pacientes, equipos cercanos de alta potencia funcionando a plena carga, u otros (DALDE, 2019).

Tubo de Quench

Como se mencionó anteriormente, el equipo de Resonancia Magnética emite gases producto del calentamiento del Helio líquido que refrigera el equipo. Se debe entonces proveer un sistema de venteo de Helio gaseoso, ya que, si bien en condiciones normales el gas expulsado es relativamente poco, una gran cantidad de Helio gas se producirá en caso de desactivación del campo. Esto puede ocasionarse debido a una parada de emergencia o necesidad específica.



Fig. 29: Tubo de *quench* con salida a cuatro vientos.

El propósito del tubo de *quench* es que los gases emanados tengan un destino de salida a los cuatro vientos (**Fig. 29**). Dicho tubo cuenta con dos tramos:

- Interno. De la boca del imán hasta la guía que se deja en el diseño de la Jaula de Faraday, para conectar con el otro tramo
- Externo. De la desembocadura del canal interno, hacia los cuatro vientos

Los equipos de resonancia requieren de una instalación que sea capaz de extraer al menos 2000 m³/h durante al menos 30 minutos, tiempo que puede durar la evaporación en caso de parada de emergencia. La salida debe estar a los cuatro vientos, en una zona con acceso restringido. El material de construcción debe estar preparado para soportar las temperaturas cercanas al 0 Kelvin, temperatura al cual se encuentra el Helio líquido,

y una presión aproximada de 4 bares durante el proceso de *quench*. Se suele recomendar acero inoxidable o aluminio para el diseño.

La salida del *quench* debe realizarse antes del ingreso del imán, para permitir cualquier ventilación necesaria que suceda durante la instalación del mismo (DALDE, 2019).

Se debe considerar también el instalar un orificio de drenaje, ya que el agua puede convertirse en hielo durante el llenado, bloqueando el tubo de purga de Helio. También deben tenerse en cuenta el aumentar el diámetro a lo largo del tubo de purga a medida que se aleja del imán, al considerar que el Helio que se evapora, también se expande. Además, deben contemplarse riesgos como el ingreso de animales pequeños, suciedad o cualquier otro tipo de obstrucción que ponga en peligro la efectividad de la salida, la cual debe estar correctamente señalizada para evitar daños posibles sobre personas, y al menos a 4 metros de distancia de cualquier ventana cercana.

Water Chiller

Los *water chillers* son necesarios para bombear agua u otro líquido para disminuir la temperatura de los bobinados y disipar una parte del calor generado por el sistema de Helio. La refrigeración por líquido es necesaria continuamente, sin interrupción alguna, ya que la falla de algún componente de la enfriadora de líquido inhabilita la realización de estudios, aumenta el consumo de Helio, y eleva la probabilidad de un *quench*, lo que multiplica las pérdidas de Helio y su riesgo asociado.

La capacidad de disipación de calor del equipo es la característica de mayor importancia que posee el equipo de *water chiller*. Se pueden encontrar múltiples sitios en internet que permiten calcular la capacidad frigorífica del equipo en base al tipo de resonador que se desea instalar (DAIKIN, 2019). Los *chillers* son un aspecto sensible de la Resonancia Magnética. Esta parte de la obra debe ser abarcada desde distintos frentes, ya que cuenta con requisitos eléctricos e hidráulicos, más la contemplación vital de la ubicación. Como se mencionó anteriormente, la refrigeración por líquido es necesaria "24/7".

También existen requerimientos para el agua que se utilice en la refrigeración del resonador, a fines de que no dañe ni al equipo de resonancia, ni al *chiller*. El pH, la dureza, y la concentración de cloro gaseoso son algunos de los aspectos a evaluar antes de instalar el sistema de refrigeración (**Fig. 30**). Se debe entonces contemplar la utilización de ablandadores de agua, o de plantas de tratamiento, para un correcto funcionamiento de todo el sistema.

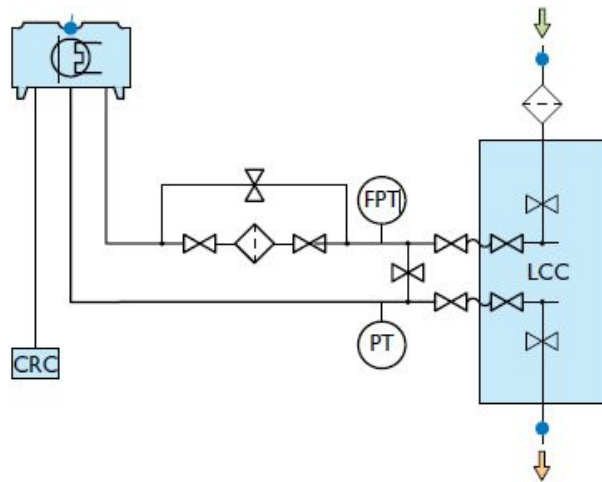


Fig. 30: Diagrama de refrigeración líquida, donde se observa el equipo a refrigerar en el extremo superior izquierdo, el control remoto por refrigeración (CRC), los transductores de presión (FPT, PT), el compresor representados por un rombo en el centro, el circuito de refrigeración (LCC), válvula de ingreso de refrigerante en el rombo superior derecho, y la válvula de quench abajo a la derecha (PHILIPS Heathcare, 2016).

Es un requisito del fabricante el resonador que el refrigerador se sitúe fuera del edificio, en una ubicación a libre elección del cliente. Sí debe instalarse sobre una base de cemento, siendo éste capaz de absorber posibles vibraciones. Los equipos también deben estar protegidos de daños por lluvia, nieve o polvo, y deben poder mantener la ventilación en todo momento, por lo que se requiere su instalación en un ambiente despejado. Cuestiones estéticas quedan en un segundo plano, pero suelen ser consideradas por los arquitectos asociados al proyecto civil.

En cuanto a los requisitos hidráulicos, es necesario que a mayor temperatura en los circuitos eléctricos del resonador, aumente el flujo de agua y con ello la capacidad disipativa de los chillers (**Fig. 31**). Se suelen recomendar cañerías de por lo menos 2" de diámetro y de termo-fusión aisladas. También se debe prever la posibilidad de temperaturas externas por debajo de los 0 °C, para evitar posibles daños sobre las cañerías.

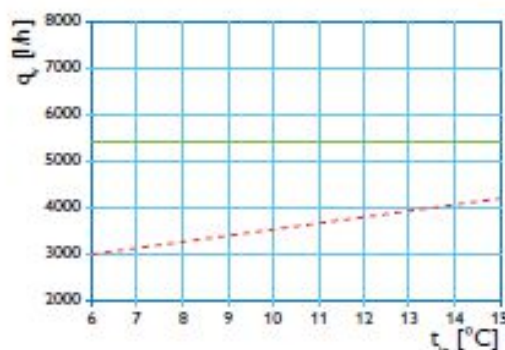


Fig. 31: En rojo, consumo de refrigerante en función de la temperatura (60% Agua/40% Glicol) para el Resonador PHILIPS Achieva. En verde, el máximo flujo que resiste el circuito de refrigeración (PHILIPS Heathcare, 2016).

Por último, eléctricamente se deben de disponer de aproximadamente 5kVA para un chiller asociado a un equipo de 1.5 Tesla. Esto depende directamente del equipo a instalar, y con ello, de la capacidad de disipación requerida, para poder abastecer el consumo del equipo. A mayor régimen, mayor potencia requerida.

Jaula de Faraday

La *Jaula de Faraday* es una superficie cerrada compuesta por un conductor, como una malla de cable o metal de alta conductividad que produce el bloqueo de campos eléctricos y ondas electromagnéticas. Es frecuentemente usado en la aislación de circuitos y sistemas eléctricos y electrónicos. Basa su funcionamiento en las propiedades de los conductores en equilibrio electrostático (Gamry Instruments, 2010).

Según Michael Faraday (1791-1867), la carga en un conductor solo reside en la superficie exterior. También fue él quien descubrió que un cambio de cargas en el exterior de un conductor no afecta de ningún modo al interior del mismo. Basándose en estos aspectos, teniendo en cuenta que dentro de un conductor significa *'cualquier espacio cerrado por una capa conductora continua'*, y considerando la Ley de Coulomb, la cual enuncia la atracción de cargas opuestas y la repulsión de cargas iguales, se concluyó que el movimiento de las cargas genera una redistribución de estas en la superficie externa del conductor. Esto resultaba en un campo electrostático neto dentro del conductor de valor cero (Chapman, Hewett, & Trefethen, 2015).

El resultado final de la Jaula es que cualquier ruido generado por un componente electrónico existente por fuera del conductor, es totalmente cancelado dentro del espacio que encierra la Jaula. Pero este efecto es reciproco desde el interior: ninguna señal podrá salir desde el interior de la misma. La Jaula de Faraday genera un blindaje bidireccional de las ondas electromagnéticas que se encuentran en el rango de frecuencias de la Radio Frecuencia (Gamry Instruments, 2010).

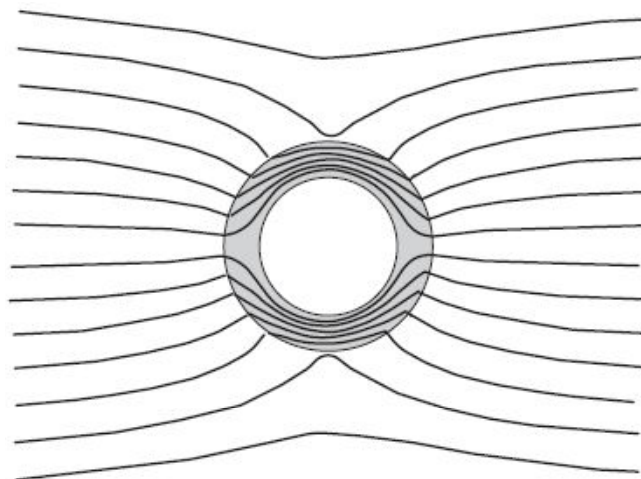


Fig. 32: Visualización del efecto de la Jaula de Faraday (Tumanski, 2011).

La finalidad de la Jaula de Faraday es blindar específicamente las ondas que sean fuentes de radiofrecuencia. Esto es necesario ya las fuentes de interferencia impactan directamente sobre la operatividad de los equipos.

La Jaula está compuesta principalmente por la cabina electromagnética, una estructura integral de aluminio, cobre, acero o incluso hierro de la mayor pureza posible, que cubre el techo, el piso y las paredes de la sala. Debe recubrir vigas, columnas y cualquier otro elemento que esté detallado en el plano del proyecto. Se deben contemplar posibles efectos de corrosión, humedad, y ambientales, ya que pueden dejar la Jaula fuera de funcionamiento (Gamry Instruments, 2010).

En cuanto a las interfaces y aberturas, el salón debe contar con grillas de radiofrecuencia para entrada, salida, y descompresión de aire. Serán necesarias guías de onda para el pasaje de gases medicinales, dado a la posibilidad de necesitar usar mezclas médicas o anestésicas dentro de la sala. (O_2 , Aire medicinal, N_2O). Además, debe contar con filtros de electricidad para iluminación y tomacorrientes, y soportes reforzados para los poliductos donde se colocan los gases medicinales. Las paredes deben estar a un mínimo de 1,5 metros del isocentro del imán para poder garantizar el funcionamiento de los componentes.

La Jaula debe ser instalada previo al imán, a fines de poder realizar las pruebas de aceptación de la misma. Posteriormente, debe realizarse la apertura para el ingreso del imán, con la posterior instalación del mismo, y las nuevas mediciones para confirmar la aceptación conforme de la misma. Finalmente, se puede seguir con la instalación del resto de los componentes del resonador, dando por finalizado el armado y montaje de la Jaula de Faraday.

VII - Análisis económico

Si bien el Hospital Austral es una asociación civil sin fines de lucro, el rédito económico siempre es de principal interés institucional. El estudio de viabilidad de un proyecto debe definir claramente si es rentable la inversión que demanda la implementación del mismo. Poder determinar si la inversión propuesta es conveniente, debe contemplar no solo el rendimiento de dicha inversión, sino también la consideración de invertir los recursos en opciones alternativas que permitan obtener una retribución mayor (Lawrence, 1978).

Los proyectos deben ser analizados económicamente desde la inversión inicial que debe realizarse. Respecto a un proyecto de Resonancia Magnética, no sólo debe considerarse el costo total del equipo médico, sino también la obra civil, la consultoría para el análisis de interferencias, la incorporación de personal, y otros tantos aspectos.

Según la teoría contable, la totalidad de recursos que son necesarios para la inversión de un proyecto se clasifica como el activo inicial, y puede ser íntegramente financiado con recursos propios provenientes de promotores, o con recursos financieros provenientes de los créditos del sistema bancario (Carmona Meza, Gomez Islas, Hernandez Uribe, Morales del Arco, & Reyes Jimenez, 2010).

Dado que la inversión inicial es de una magnitud considerable (se detallará en Adquisiciones y otros gastos), se debe contemplar el financiamiento a fin de obtener liquidez necesaria para hacer frente a las actividades necesarias. El financiamiento puede ser:

- Interno: Recursos provenientes de la propia empresa/institución. Podría ser mediante la venta de activos o patrimonio, o por capital destinado a inversiones. Cabe destacar que la institución en cuestión no posee un capital de acciones.
- Externo: Recursos o liquidez que provienen de créditos bancarios o inversionistas externos.

Depreciación y amortización

Se define como depreciación a la pérdida de valor que sufren los activos fijos por su uso, mientras que se denomina amortización a aquellos activos que se deprecian, pero son diferidos o intangibles (Administración Federal de Ingresos Públicos, 1997).

Para este proyecto se utilizará el método de depreciación lineal, el cual es constante en el tiempo, con efectos continuos y homogéneos. Se calcula a partir del valor que se desea depreciar, la vida útil estimada, y el valor de fin de vida útil del activo.

Valor a depreciar: El costo con el que se adquiere el capital.

Valor residual: Valor final que se alcanza al fin de la vida útil. También conocido como valor de recupero.

Vida útil: Duración asignada al activo como elemento de provecho para la institución.

La vida útil de los bienes y activos están definidas por el decreto N° 873/1997 de la AFIP, que queda expresada en la **Tabla 10**.

Activo / Bien	Vida útil establecida
Maquinaria	10 años
Instalaciones	10 años
Muebles	10 años
Inmuebles	50 años
Equipos de computación	5 años

Tabla 10: Vida de vida útil de los activos. (Administración Federal de Ingresos Públicos, 1997)

Esta información será utilizada posteriormente en el cálculo del **Valor Actual Neto (VAN)**.

Adquisiciones y otros gastos

Un proyecto de Resonancia Magnética, u otros de la misma magnitud, obliga a tener una vista macroscópica de la totalidad del proyecto.

Se procederá a declarar los distintos aspectos a contemplar del proyecto, y se tomarán como referencia presupuestos reales provistos durante los procesos de licitación del Hospital durante el año 2017. Debido al contexto inflacionario que atraviesa el país, inclusive hasta el momento de la elaboración de este trabajo final, los precios serán evaluados en la moneda Dólar Estadounidense (U\$S o USD), y sin el Impuesto de Valor Agregado (IVA) (**Fig. 33**).

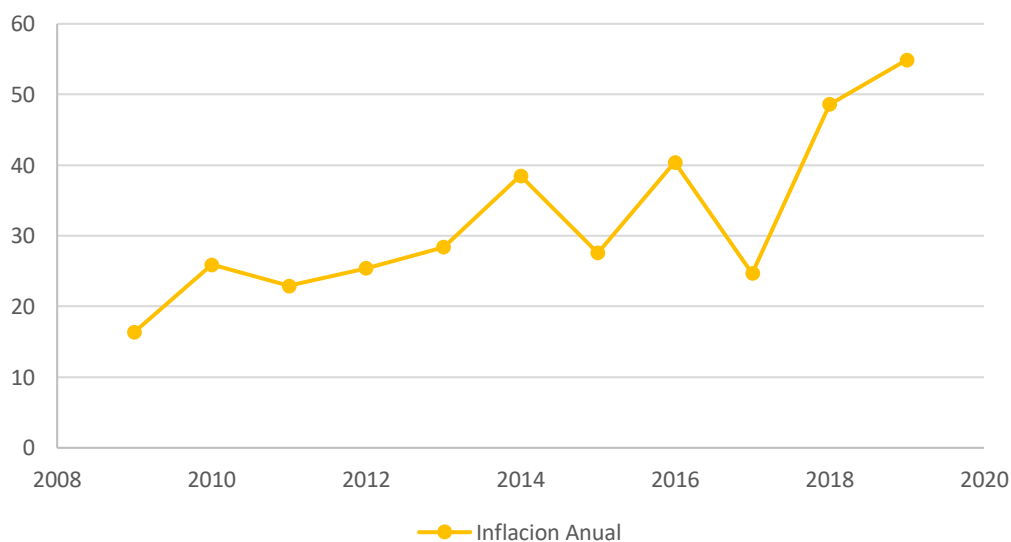


Fig. 33: Inflación anual según el Honorable Congreso de la Nación (Ambito Financiero, 2018). El valor de 2019 es aproximado según el acumulado a octubre y extrapolado a partir de los valores del año corriente y el anterior.

Equipamiento biomédico

El precio final del Resonador magnético incluye: el imán principal, los componentes esenciales y la consola de trabajo o *Workstation*, las licencias de software necesarias, las bobinas externas para los estudios, el contrato de mantenimiento preventivo durante el primer año de vida del equipo, y los accesorios como micrófonos, botón de parada, y el colchón de la camilla. También incluye las tareas de instalación del equipo, pero no así el envío del mismo desde la aduana correspondiente. El precio que se detalla a continuación fue propuesto por Philips en septiembre de 2017 por el Resonador Magnético Achieva. El mismo incluye una UPS para abastecer el equipo y protegerlo contra riesgos asociados a la alimentación.

Precio final: U\$S 760.000

Se debe contemplar en este inciso la compra de los equipos de enfriamiento. En este caso, se presupuesta una enfriadora de líquido de 10 toneladas de refrigeración para la alimentación de un equipo de las características descritas anteriormente. También se incluye un *fan coil* de 5 toneladas de refrigeración para la climatización de las salas de estudio y un *fan coil* de 3000 frigorías para la sala de tableros. El equipo presupuestado incluye un doble circuito de enfriamiento para redundancia, permitiendo la conmutación automática que permite la continuación de la operación institucional, esencial para cumplir la demanda de estudios deseada.

Precio final Chiller con dos enfriadores: U\$S 22.000

Precio final fan coil para climatización: U\$S 10.000

Finalmente, y de manera opcional pero acorde al plan médico y a las necesidades específicas de la institución, se incluye en las adquisiciones la compra de una mesa de anestesia para resonancia. Estos equipos son especiales, dado el entorno magnético externo que existe y que dificulta la operación del equipamiento médico. La mesa debe incluir un monitor multiparamétrico para la evaluación de signos vitales tales como electrocardiograma, oximetría, presión arterial, y capnografía. (Ruskin & Clebone, 2019)

Precio Final Mesa Dräger Fabius Plus MRI + Monitor de MRI: U\$S 48.000 + U\$S 38.000.

Se destaca que se considera un valor residual de U\$S 450.000 para el Equipamiento Biomédico (Resonador, Mesa y Monitor) al fin de su vida útil de 10 años.

Estudio de interferencias

Es necesario previo a la puesta en marcha del equipamiento, realizar mediciones ambientales de interferencias magnéticas y mecánicas. Esto tiene como propósito comprobar que los niveles ambientales de dichas interferencias sean adecuados acorde a los requisitos que haya expresado el fabricante del equipo seleccionado durante los pasos previos del proyecto.

Los precios nombrados fueron propuestos por la empresa DALDE en marzo de 2017.

Precio final: U\$S 1.400

De ser solicitado o requerirse, un nuevo estudio puede ser realizado luego de la instalación del equipo para garantizar que los valores se encuentren dentro de los valores seleccionados. El mismo tiene el mismo costo que el estudio inicial. También, de ser necesarias varias mediciones por motivos de falta de definición de las fuentes de interferencias, DALDE ofrece 10% incremental de descuento sobre segundas zonas a evaluar.

Obra civil y mobiliario

Se contempla dentro de este apartado, los movimientos del suelo, el armado del hormigón, la albañilería, la instalación sanitaria, la pintura, carpintería, instalación eléctrica y termo-mecánica, la protección anti-incendio y otras tareas dentro de la construcción edilicia.

Aquí se debe contemplar que la gestión de los tiempos es un parámetro que tiene impacto directo sobre el costo de la obra. La necesidad de una velocidad de implementación mayor implica que se necesite mayor cantidad de personal para las tareas. Esto conlleva un impacto directo en los costos asociados a la mano de obra.

El tiempo de ejecución promedio para este tipo de plan de trabajos, suele ser de 90 días, considerando interrupciones climáticas, pero dejando sin contemplar *downtimes* debido a la operatividad del cliente interesado.

La cotización final fue realizada por la empresa Aquinering el 6 de abril de 2017.

Precio final: U\$S 29.500

Jaula de Faraday, Blindaje pasivo y Tubo de Quench

La Jaula y el blindaje son vitales para el proyecto civil. Se debe contar con una estructura integral que cubra piso, paredes y techos, recubriendo vigas y columnas. El precio de la Jaula incluye accesorios y la medición final de atenuación. El blindaje pasivo debe realizarse en caso de fuentes puntuales, como fue expuesto anteriormente, en el piso, pared o techos según corresponda. También incluye el trabajo sobre el Tubo de Quench y las terminaciones finales de la sala respecto a aislación electromagnética.

La cotización fue realizada por la empresa Dalde el 27 de febrero del 2017.

Precio final Jaula de Faraday + Blindaje Pasivo: U\$S 24.000 + U\$S 16.500

Opcional: Tubo de Quench + Terminaciones e iluminación: U\$S 6.700 + U\$S 14.600

Transporte

Dado que los equipos importados son entregados en el puerto de Buenos Aires, es necesario contratar una empresa que pueda retirar los contenedores del mismo, trasportarlos hacia el Hospital, desembalarlos dentro de la sala de Resonancia Magnética, y luego devolver los contenedores vacíos al Puerto. Esto requiere de transportes y personal habilitados para cargas peligrosas, como así de una grúa para la descarga.

En este proyecto, se consiguió una bonificación de control satelital de los camiones. La bonificación se destaca dado a que podría aumentar los costos de transporte, no siendo algo estrictamente necesario para el mismo.

El presupuesto fue cotizado por la empresa Garófalo Transportes S.H en octubre de 2017.

Precio final: U\$S 7.200.

Mano de Obra

Se requiere para la utilización del equipo la contratación de mano de obra con título habilitante para la utilización de radiaciones (no ionizantes en este caso). Según el convenio colectivo de trabajo N° 122/75, el salario básico de un técnico radiólogo, es de U\$S 600 mensuales. También se requiere de un médico que sea capaz de realizar los análisis de los estudios realizados, con un costo de mano de obra de U\$S 900 mensuales. Finalmente, una enfermera que realice las inyecciones de contraste percibe un sueldo de U\$S 500.

Se debe contemplar que, en caso de darle un uso sin interrupciones al equipo, se requiere personal en todos los turnos y en los fines de semana, siendo el costo final de estos sueldos el triple.

Dolarizar la mano de obra argentina no es algo práctico. Los ajustes paritarios de sueldos en convenio de Sanidad (ATSA) se encuentran, según lo observado en los últimos años, ligeramente por debajo de la inflación, y muy por debajo del aumento del valor del dólar. De todas formas, esto permite plantear un escenario pesimista respecto a los gastos asociados a la mano de obra, el cual no genera un impacto considerable en el análisis económico final.

Otros gastos a contemplar

Teniendo en cuenta que un equipo *zero boil-off* consume cerca de 1% de Helio de manera mensual, se estima una carga de gas cada 30 meses aproximadamente. El Helio tiene un costo de U\$S 50 el litro, por lo que se consumirán cerca de 500 litros a un costo de U\$S 25.000.

El presupuesto del litro de gas fue cotizado por la empresa Linde en marzo de 2019.

Por otro lado, se estima que un equipo de estas características tiene costos de mantenimiento del 8% del costo de renovación anual (Wang, 2013). Es decir, para un equipo de U\$S 760.000 como el que se detalla, se estiman gastos de U\$S 60.000, con un aumento del 5% de manera trianual. Esto no contempla el plazo bonificado con la compra.

También deben considerarse U\$S 10.000 por los mantenimientos de la mesa de anestesia, monitor multiparamétrico, y sistemas de refrigeración. Este valor es el 8% del valor del parque instalado.

Es considerado dentro de este inciso, la renovación de licencias de estudios específicos, con un costo estimado de U\$S 10.000 cada 3 años.

Insumos

Se considera dentro de este apartado, los gastos aplicados a la compra de las soluciones de contraste que son requeridas para algunos de los estudios planteados durante el Plan Médico. También a la compra de papeles, sobres y CDs, necesarios para la emisión de los informes entregados a los pacientes. Se toma cotización del contraste por Global Farm S.A, a la fecha enero 2019, y la cotización de Allende Diego por los insumos de imprenta, con fecha de marzo 2019. Este gasto estará ponderado en el primer año a la cantidad de estudios que se hagan.

Precio final contraste: U\$S 8000 por mes.

Precio final imprenta: U\$S 2500 por mes.

Otros sueldos y gastos

Se incluyen en este apartado, sueldos de un coordinador de técnicos y de médicos, con un costo de U\$S 1000 de manera mensual para cada uno. También sueldos de personal de limpieza, y administrativos para la gestión de turnos. Esta mano de obra es considerada por separado dado a que no dan a la operatividad diaria del equipo, pero son necesarias para una mejor calidad de trabajo y atención clínica.

En este apartado también es considerado el mantenimiento y la limpieza general del sector.

Ingresos

La entrada de capital es directamente proporcional a la cantidad de estudios que se realicen en el equipo. Habiendo obtenido la evolución de la demanda, se puede realizar una aproximación de los ingresos estipulados de manera anual.

Se accedió a información de contabilidad del Hospital acerca del precio promedio de una Resonancia Magnética, la cual rondaba los U\$S 200. Tomando este valor, se puede calcular el ingreso anual en base a la estimación de demanda declarada anteriormente (Gerencia de Imágenes-HUA, 2019).

Valor Actual Neto

Este indicador permite medir la rentabilidad deseada luego de recuperada la inversión. Matemáticamente, está definida como:

$$VAN = \sum_{t=0}^N \frac{V_t}{(1+k)^t} - I_0 \quad (8)$$

Donde V_t son los flujos de fondo durante el periodo t , I_0 es la inversión inicial, N es el número de periodos a contemplar, y k es la tasa de interés o de descuento. Este último se encuentra definido como la resultante de considerar el costo de capital más el riesgo del proyecto y otras consideraciones del mismo.

El VAN permite determinar la rentabilidad del proyecto. Si el resultado de la fórmula es positivo, el mismo supera la rentabilidad exigida, caso contrario no lo será y no se deberá de avanzar con el proyecto (Higgings, 1988).

Teniendo en cuenta que todos los precios y cotizaciones incluidos en este capítulo están en dólares, se tomó como tasa de descuento la inflación promedio de Estados Unidos en los últimos 10 años. La misma queda expresada en la **Tabla 11**.

Período	inflación
IPC 2018	1,91%
IPC 2017	2,11%
IPC 2016	2,07%
IPC 2015	0,73%
IPC 2014	0,76%
IPC 2013	1,50%
IPC 2012	1,74%
IPC 2011	2,96%
IPC 2010	1,50%
IPC 2009	2,72%
Promedio	1,80%

Tabla 11: Inflación Anual en EEUU en periodo 2009-2018. (Triami Media, 2019)

Por practicidad, se tomó el valor promedio con una extrapolación lineal a los 10 años del proyecto. El VAN queda expresado en la **Tabla 12**, y refleja los movimientos de capital detallados a lo largo de este capítulo, a lo largo de los 10 años que se estima dure el proyecto.

Periodo	T=0	T=1	T=2	T=3	T=4	T=5	T=6	T=7	T=8	T=9	T=10
Inversión	977.900 \$										
Software				10.000 \$			10.000 \$			10.000 \$	
Helio			25.000 \$			25.000 \$		25.000 \$			25.000 \$
Mantenimiento		60.000 \$	60.000 \$	60.000 \$	64.000 \$	64.000 \$	64.000 \$	67.000 \$	67.000 \$	67.000 \$	67.000 \$
Mano de obra		72.000 \$	72.000 \$	72.000 \$	72.000 \$	72.000 \$	72.000 \$	72.000 \$	72.000 \$	72.000 \$	72.000 \$
Insumos		78.000 \$	126.000 \$	126.000 \$	126.000 \$	126.000 \$	126.000 \$	126.000 \$	126.000 \$	126.000 \$	126.000 \$
Otros sueldos		45.600 \$	45.600 \$	45.600 \$	45.600 \$	45.600 \$	45.600 \$	45.600 \$	45.600 \$	45.600 \$	45.600 \$
Otros gastos		22.000 \$	22.000 \$	22.000 \$	22.000 \$	22.000 \$	22.000 \$	22.000 \$	22.000 \$	22.000 \$	22.000 \$
Flujo egreso	-977.900 \$	-277.600 \$	-350.600 \$	-335.600 \$	-329.600 \$	-354.600 \$	-339.600 \$	-357.600 \$	-332.600 \$	-342.600 \$	-357.600 \$
Ingresos		384.418 \$	1.161.345 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$
Valor residual											450.000 \$
Flujo ingreso		384.418 \$	1.161.345 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.260.000 \$	1.710.000 \$
TOTAL	-977.900 \$	106.818 \$	810.745 \$	924.400 \$	930.400 \$	905.400 \$	920.400 \$	902.400 \$	927.400 \$	917.400 \$	1.352.400 \$
Tasa	0%	1,8%	3,6%	5,5%	7,4%	9,3%	11,3%	13,3%	15,3%	17,4%	19,5%
Flujo total	-977.900 \$	104.929 \$	782.328 \$	876.227 \$	866.320 \$	828.136 \$	826.970 \$	796.461 \$	804.053 \$	781.320 \$	1.581.429 \$
VAN	USD 7.270.274										

Tabla 12: Valor Actual Neto calculado a 10 años para el proyecto de Resonancia Magnética.

Según lo plasmado en el análisis financiero, se demuestra que la rentabilidad del proyecto es de alta magnitud, con un valor de U\$S 7.270.274. Al considerar que la inversión inicial fue un valor cercano al 10% de las ganancias planificadas, el proyecto cuenta con la justificación final para su implementación y puesta en marcha.

También es destacable que, dada la magnitud de la inversión inicial, los primeros dos años son solamente para *recuperar* el capital invertido. A partir del tercer año, los ingresos son directamente ganancia directa del proyecto.

Por último, es necesario aclarar que los equipos de Resonancia Magnética tienen una vida útil superior a los 10 años, como es el ejemplo del Resonador N° 1 del Hospital Austral. Este proyecto plantea una situación ideal en la cual luego del periodo contemplado, se realiza una re inversión de capital por un equipo de mejores prestaciones, acorde a las actualizaciones tecnológicas.

VIII-Discusión

La totalidad del proyecto demoró aproximadamente 10 meses, tomando como base la primera reunión con el servicio de Imágenes. La gestión duró unos 2 meses, mientras que la adquisición, instalación y puesta en marcha demoró unos 176 días, con la mayor demora concentrada en la obra de la Jaula de Faraday, la producción del resonador y la instalación final del equipamiento (ver en Anexo VI: Diagrama de Gantt final del proyecto)

Acorde a esto, se tomaron datos de los primeros 18 meses al inicio del proyecto, para observar si las estimaciones realizadas durante el desarrollo del proyecto fueron acordes a la situación real. Los resultados quedan expuestos a continuación en la **Fig. 34**:

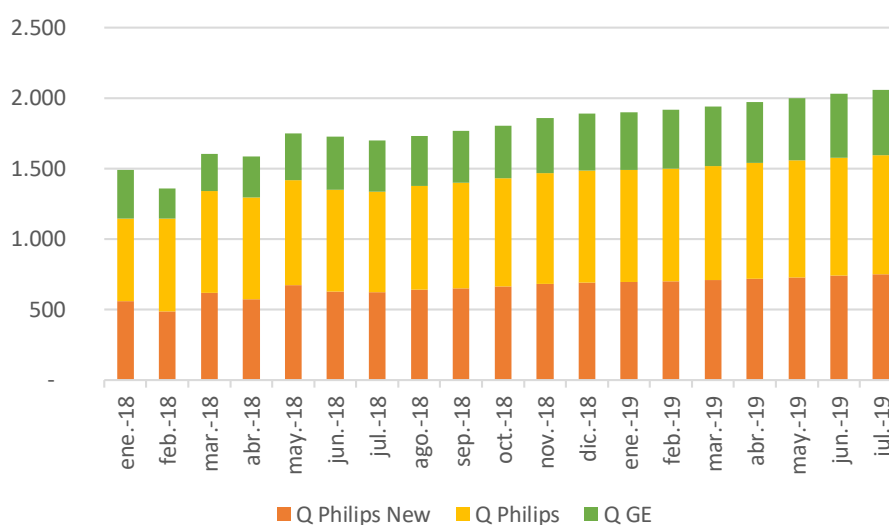


Fig. 34: Cantidad de estudios realizados por cada RMN en el HUA de enero 2018 a julio 2019 (Gerencia de Imágenes-HUA, 2019).

Teniendo en cuenta que, desde noviembre de 2016 a noviembre de 2017, fecha en la cual se instaló el tercer equipo, el promedio de estudios mensuales era de 1430 estudios aproximadamente, se puede observar un aumento neto de 640 estudios mensuales, con un valor final en julio del 2019 de 2070 estudios. Este aumento neto de 640 estudios permite concluir que la estimación inicial se encontró prácticamente acertada. El Resonador Magnético nuevo, específicamente, se encuentra realizando un promedio de 660 estudios mensuales, por lo que absorbió ligeramente la agenda de los otros equipos.

Dentro de esta evolución de la demanda, no se observaron modificaciones significativas en la distribución de tipos de estudios realizados. El estado actual sigue reflejado según la **Fig. 21**.

Por otro lado, es necesario contemplar e implementar un diagrama de conexión a red, y un sistema de almacenamiento y distribución (PACS). Esto tiene dos funciones principales. En primer lugar, para poder visualizar las imágenes y sus informes en cualquier lugar de la institución, sin necesidad de trasladarse a las salas de exámenes. Paralelamente, la red permite conexión remota por parte del proveedor del equipamiento, como primera línea de mantenimiento. La conexión remota es una herramienta que permite soporte tecnológico, diagnóstico y asistencia a distancia. Así,

los tiempos muertos operativos sufren una gran disminución, lo cual permite maximizar la oferta de agenda médica.

En cuanto a los requerimientos técnico-edilicios, se hizo principal hincapié en los aspectos especiales propios del proyecto que se detalla en este trabajo. Profundizar en incumbencias de la ingeniería civil o eléctrica son temas sin duda vitales para el correcto funcionamiento del resonador, pero que extienden a la tarea prevista en esta obra. Se entiende que debido a la magnitud de estos proyectos, se involucra a profesionales de distintas áreas que serán responsables de dichas especialidades, pero difícilmente sean responsabilidad de un Ingeniero Biomédico.

Otro aspecto a contemplar es que la comparación final entre las ofertas que se presenten y cumplan con el requisito de desempeño plasmado en el plan médico, es una discusión compleja que puede no abarcar una sola respuesta correcta. Si bien es posible cuantificar la duración de los estudios o los costos del equipamiento, existen otros tantos aspectos en los cuales las diferencias pueden ser no tan claras. El caso más visible posiblemente sea el del software y las herramientas de procesamiento, dado a que todas las ofertas incluirán programas con diferencias en las cuales las ventajas y desventajas de cada uno frente al otro no sean claras. En estos casos, la decisión se termina inclinando a favor de la oferta que sea superadora respecto a los aspectos sí cuantificables, pero no existe un criterio establecido concreto.

Por último, al momento de realizar el análisis económico, se realiza una proyección de flujos de fondo a 10 años. Si bien sería ideal que la tecnología adquirida sea renovada luego de este plazo, es comprensible que las instituciones opten por designar capital monetario a proyectos en otras áreas que permitan obtener beneficios similares. La posibilidad entonces de extender la vida útil del proyecto es una realidad, pero que requiere de un análisis más complejo para los flujos de fondo para los años siguientes. Las tasas de falla tienden a aumentar, y con ello los costos asociados al mantenimiento. La obsolescencia tecnológica puede derivar también en que se dejen de comercializar repuestos esenciales, como las bobinas de campo, o también que dejen de renovarse los softwares específicos de las especialidades, truncando la capacidad del equipo para garantizar el cumplimiento del plan médico. Por aspectos como los mencionados, es que la extensión del proyecto requiere de un trabajo en profundidad. Tampoco fueron considerados dentro del análisis económico, los gastos ocultos que puedan estar asociados al uso normal del equipamiento. Distintos tipos de mano de obra como pueden ser el de mantenimiento edilicio o de equipamiento médico, que si bien no tienen injerencia en la operatividad diaria del equipo, sí prestan de sus conocimientos y habilidades para el correcto funcionamiento de todo el sistema. Asimismo, no se consideran los gastos eléctricos del equipo, dada la imposibilidad de cuantificar un consumo específico para cada uno de los distintos estudios posibles. La renovación de muebles o instalaciones asociadas tampoco es contemplada.

IX-Conclusiones

El trabajo presenta la interdisciplinariedad de los proyectos de Ingeniería Clínica, y más en casos de magnitud como el que se detalla en este informe, los cuales exigen análisis profundos acerca de la situación de la institución antes de la implementación final. La intención de este proyecto integrador fue detallar desde la concepción de la idea, todos los pasos que se deben contemplarse a fines de poder visualizar la viabilidad de la propuesta. Los pilares de la ingeniería clínica son comunes para cualquier proyecto en el ámbito médico-hospitalario, y permiten justificar la concepción desde todos los ángulos. El plan médico siempre será la base de esos proyectos, definiendo la selección del equipo y con ello, la obra requerida y, finalmente, el plan económico.

Se toman en cuenta y analizan diversos aspectos de importancia para el establecimiento del proyecto, de los cuales varios poseen una naturaleza dinámica como lo pueden ser los aspectos económicos, convenios laborales, salud pública, etc.

Los requerimientos civiles y eléctricos se encontrarán siempre influenciados por la selección del equipamiento, y el desarrollo de la obra edilicia debe vincularse a la parametrización de tiempos para que el *Workflow* sea óptimo, maximizando el *uptime* del Resonador, y con ello el retorno económico del equipo. Inconvenientes o demoras que puedan surgir siempre estarán vinculados a la necesidad de mayor trabajo en equipo entre todas las áreas que se encuentren involucradas en el proyecto, no sólo de la parte médica, sino también operacional.

Es así que este trabajo representa la realidad de la labor en la Ingeniería Biomédica: la unión del mundo ingenieril y el mundo médico.

X – Anexos

Se detallan a continuación las secciones independientes del presente proyecto que permiten comprender con mayor profundidad algunos aspectos específicos que por su extensión, o propia naturaleza, no se consideró prudente incluir en el desarrollo del proyecto en sí.

Anexo I: Criterios para servicio y dirección

Aquí se constata un registro de los resultados de las reuniones con sendas partes involucradas, en las cuales expresan sus intereses respecto al proyecto.

Reunión con servicio de Imágenes			Proyecto de resonancia magnética nuclear				
Fecha: 19/02/2017			Calidad de imagen	Velocidad de estudios	Costos	Seguridad	Diferenciación
Integrantes							
J.P.	E.A.	J.P.					
Criterio			Alta	Baja	Alta	Muy alta	Media

Reunión con Gerencia y Dirección			Proyecto de resonancia magnética nuclear				
Fecha: 01/03/2017			Calidad de imagen	Velocidad de estudios	Costos	Seguridad	Diferenciación
Integrantes							
S.P.	F.A.	M.P.					
Criterio			Media	Alta	Muy alta	Media	Baja

Anexo II: Bioseguridad

En caso de que el proyecto de resonancia magnética de la institución interesada sea el primero de esta índole, se deben contemplar aspectos de bioseguridad tanto para los pacientes como para el personal contratado.

Los efectos biológicos y fisiológicos de los campos magnéticos son múltiples, desde la generación de diferencias de potencial entre paredes de vasos, hasta cefaleas, conducción de corrientes eléctricas en circuitos biológicos, o sabor metálico en la boca.

Las señales de alta frecuencia generadas, del rango de radiofrecuencia, pueden ocasionar el aumento de la temperatura corporal profunda, produciendo efectos adversos a aquellos órganos con poca capacidad para disipación calórica, como testículos o los ojos.

Se deben de establecer procedimientos que concienticen a los pacientes sobre los riesgos asociados a implantes, artefactos, accesorios y otros objetos que pueden llegar a causar efectos adversos al momento de iniciar un estudio de resonancia magnética. La conformidad del paciente es requerida para el estudio, y se debe de confirmar que ningún implante interfiera con el estudio ni con la seguridad el paciente. También deben de realizarse radiografías previas al estudio, para poder prevenir consecuencias adversas sobre cuerpos metálicos extraños.

Deben de formalizarse protocolos de barridos clínicos y radiológicos.

Anexo III: Tiempos de secuencias

El presente anexo permite inferir cuáles serán los tiempos de cada uno de los estudios a realizar. Si bien el cálculo manual no suele ser la técnica más exacta, sí es una herramienta válida para una primera aproximación que permita definir la viabilidad del proyecto.

Parameters	2D (ms)			3D (ms)						
	Sequence	Matrix	Min TE	Min TR	Min ESP (SE)	Min ESP (Gr)	Min TE	Min TR	Min ESP (SE)	Min ESP (Gr)
SE	64	2.97	9.04			4.64	8.14			
	128	3.04	9.23			4.65	8.19			
	256	3.14	9.53			4.72	8.51			
TSE	64	1.7	8.88	1.7		4.41	8.96	4.41		
	128	1.75	8.88	1.75		4.45	8.91	4.45		
	256	2.2	8.88	2.2		4.7	8.67	4.7		
IR	64	3.68	28.23			5.61	29.08			
	128	3.74	28.23			5.62	29.08			
	256	3.86	28.23			5.69	29.08			
Ssh TSE	64		17	1.7		4.9				
	128		35	1.81		4.9				
	256		80	2.27		5.4				
FFE / TFE	64		0.29	0.8		0.23	0.8			
	128		0.38	1.01		0.31	0.82			
	256		0.5	1.34		0.44	1.14			
GRASE	64		3.76	15.32	3.76	0.425	6.75	24.82	6.75	0.425
	128		3.95	16.09	3.95	0.472	6.99	25.72	6.99	0.472
	256		5.28	20.66	5.28	0.824	8.32	30.63	8.32	0.824
FFE-EPI	64		0.98	2.64		0.301	0.92	2.44		0.301
	128		1.09	2.89		0.424	1.03	2.69		0.424
	256		1.52	4.38		0.731	1.46	4.18		0.731
Ssh EPI	64		3.5			0.325				
	128		10.3			0.458				
	256		32.6			0.731				
SE-EPI	64		6.53	19.99		0.3	10.19	24.06		0.3
	128		13.2	44.35		0.424	16.76	48.31		0.424
	256		40.19	138.2		0.731	43.74	141.88		0.731
DWI (b1000)	64		61.86							
	128		63.07							
	256		67.12							

Tabla 13: Tiempos de secuencias para distintos tamaños de matrices (PHILIPS Healthcare, 2016)

Anexo IV: Simulación de tiempos

Los datos mostrados a continuación fueron simulados en base al tiempo y desvió de cada uno de los estudios, según lo expresado en la **Tabla 8**. Se encuentran todos incluidos bajo el mismo rotulo por practicidad para la exhibición de la información, y truncados sin decimales.

32	27	28	26	24	22	21	30	51	81	35	52	25	27	22	26	35	40	36	43
27	27	28	24	28	23	22	33	42	72	44	54	24	27	25	22	41	44	37	41
30	23	23	29	19	26	19	31	40	71	55	62	32	27	25	21	41	45	38	37
35	25	24	25	28	25	23	36	46	73	59	59	20	20	26	22	35	44	39	38
36	25	27	24	29	26	30	35	44	73	47	54	34	24	24	23	32	41	41	35
27	24	22	23	27	25	24	42	46	66	66	59	34	27	23	27	39	40	42	44
30	27	26	27	24	21	30	44	45	69	49	61	31	21	25	25	42	43	37	46
32	26	22	25	24	22	29	34	42	68	49	65	33	26	25	23	43	34	42	42
28	20	24	19	21	26	26	29	40	70	39	58	30	23	24	24	39	32	35	40
33	34	24	25	27	28	30	46	40	82	44	58	27	25	30	25	44	35	31	39
32	28	20	28	24	27	22	37	42	81	67	50	24	24	27	27	39	43	42	46
29	22	28	18	26	30	26	40	43	70	52	45	31	27	26	25	46	40	44	34
31	26	22	28	22	22	29	38	47	63	49	58	33	28	28	25	43	31	36	43
34	23	24	24	26	23	34	23	49	60	51	45	33	27	25	27	41	29	38	37
27	23	21	28	26	25	32	28	54	76	53	60	24	21	28	24	41	39	46	38
30	27	24	22	23	24	27	35	44	57	51	71	36	25	25	27	42	46	41	45
34	27	29	24	25	22	30	44	48	73	62	52	30	23	28	23	43	43	55	33
28	25	23	21	24	22	28	33	40	76	64	64	27	26	25	25	36	41	38	38
30	27	24	18	24	24	33	38	47	71	43	59	36	21	29	23	46	40	42	39
33	22	22	23	21	25	32	41	42	69	57	23	34	25	28	22	37	40	49	46
29	21	28	25	23	21	29	29	40	65	61	32	26	29	25	28	39	47	44	39
30	25	25	26	25	25	30	45	47	70	52	40	26	27	26	24	40	41	33	37
29	26	25	21	24	32	38	30	41	71	49	33	28	24	32	25	34	39	38	51
32	24	26	29	25	27	62	40	71	64	50	36	33	26	27	21	44	46	40	40
31	24	21	27	27	34	53	35	75	68	47	25	30	27	24	23	39	42	44	38
28	25	26	23	22	27	64	42	78	77	56	23	29	23	24	24	39	39	40	40
27	27	24	24	32	33	52	33	67	56	58	36	34	27	27	25	33	35	38	38
24	25	25	25	20	32	52	36	55	68	79	33	31	22	24	25	40	37	42	37
30	23	23	29	27	35	41	39	63	61	53	28	33	22	29	25	39	40	40	43
27	26	28	27	25	36	60	33	73	69	39	32	31	29	25	25	45	41	42	35
36	21	24	27	25	25	56	41	68	62	51	33	25	25	31	22	36	41	42	40
27	22	25	23	27	31	39	46	76	71	59	30	28	23	28	26	41	29	39	45
22	27	22	25	27	25	35	23	68	75	48	31	29	28	26	25	41	42	34	42
27	24	21	28	26	23	48	37	81	64	61	33	27	22	23	24	41	44	39	40
24	28	26	27	23	20	48	30	74	62	47	22	34	25	25	21	38	40	32	29
32	25	27	30	24	25	52	39	64	68	52	26	30	27	25	28	39	40	37	43
27	22	27	24	24	23	48	29	71	66	45	31	37	25	22	31	30	49	43	39
30	26	29	29	24	24	51	42	81	59	43	37	32	28	25	22	39	41	45	35
30	26	24	22	25	27	49	33	67	81	47	20	32	25	24	25	44	45	35	37

34	24	25	23	25	26	41	30	58	80	54	34	16	23	23	26	35	44	40	40
31	25	23	28	26	26	52	34	93	60	57	30	21	27	23	27	43	35	39	43
32	26	24	26	27	24	41	34	73	60	48	32	31	32	26	22	44	44	29	40
32	25	20	25	22	27	45	25	64	67	52	34	24	27	20	21	40	40	42	37
29	27	26	23	24	25	38	34	65	71	34	26	31	23	22	25	42	35	36	43
30	22	30	24	29	26	34	30	63	61	57	24	25	27	26	20	44	46	42	45
28	23	30	24	23	26	70	34	72	69	52	31	30	22	26	21	49	37	41	45
32	24	18	22	24	27	50	44	74	61	48	31	23	27	28	26	40	45	31	42
36	24	19	26	25	25	53	36	57	71	43	31	38	29	31	26	38	39	36	38
30	27	28	21	26	26	57	39	70	54	59	33	33	24	21	21	31	39	39	33
29	30	24	27	23	26	43	33	63	67	57	35	34	25	28	25	44	38	31	42
34	23	24	21	21	52	52	42	77	63	56	32	33	24	22	22	39	43	36	52
30	22	27	27	20	63	46	35	70	53	51	42	34	23	26	25	30	38	38	43
30	26	24	24	25	65	52	44	76	69	55	22	26	25	24	25	47	44	41	38
36	21	23	24	22	73	42	41	74	83	67	27	30	28	22	26	46	42	32	39
31	26	32	24	23	65	36	38	76	65	55	25	23	25	24	25	39	33	44	42
30	27	25	24	28	60	52	15	68	64	46	31	34	32	21	25	42	41	42	35
33	26	24	23	23	58	54	36	69	60	61	26	20	24	24	50	46	38	38	39
34	28	20	26	24	58	51	34	78	64	60	30	25	21	26	45	38	43	46	41
26	21	21	26	25	62	52	35	77	64	48	36	23	27	28	49	36	42	41	32
26	26	24	27	24	21	48	38	69	63	48	35	26	28	26	53	35	45	28	41
36	31	24	30	30	20	59	23	66	71	56	31	22	22	26	51	36	32	35	38
20	28	23	24	27	25	54	41	70	74	54	33	25	25	26	52	42	37	39	36
25	26	25	24	24	21	50	44	57	66	40	31	29	26	28	51	46	36	30	39
25	25	26	23	31	20	35	42	89	65	62	25	22	24	26	47	33	42	35	34
22	22	27	25	28	18	41	44	86	65	55	27	23	25	30	46	45	40	34	37
24	21	29	25	28	23	42	46	62	62	59	36	25	19	20	54	40	44	42	39
24	28	27	26	24	25	49	44	73	67	48	22	24	24	24	55	34	35	40	39
21	25	25	29	23	20	56	42	74	72	50	35	27	29	22	56	37	44	39	39
24	27	28	24	25	21	42	45	74	56	60	24	25	30	29	46	37	36	43	39
26	23	18	25	23	20	62	44	80	62	48	26	24	28	31	53	38	38	40	30
26	28	25	26	27	22	46	51	67	58	57	27	21	24	20	55	47	35	43	40
25	23	26	28	29	17	44	51	76	64	64	33	25	25	24	56	40	40	37	32
24	27	23	27	22	16	71	48	71	64	64	34	23	26	26	52	43	43	42	41
26	22	26	21	25	21	42	42	72	60	63	33	23	22	23	51	44	41	38	44
26	23	26	24	25	20	59	36	73	71	57	33	25	22	21	50	39	46	45	40
27	22	20	26	25	22	57	45	71	72	34	39	27	30	22	54	45	46	39	38
25	27	27	31	23	17	45	43	83	59	53	31	25	24	25	57	40	46	41	45
27	25	29	26	19	18	52	48	71	28	54	27	22	23	24	55	40	40	35	44
23	22	26	21	23	22	22	40	72	26	55	27	23	27	22	46	32	38	40	36
23	23	24	22	29	43	37	40	63	24	53	27	27	24	25	56	40	35	43	42
23	25	21	30	27	40	29	46	73	25	51	35	25	26	21	45	36	35	40	38
31	29	29	23	27	32	39	44	67	31	58	28	27	29	24	44	39	42	40	40
25	26	24	23	26	30	26	43	76	37	56	24	23	19	27	41	31	35	40	36
23	22	21	22	26	36	30	44	64	25	73	26	22	27	25	58	42	40	44	43

24	24	27	26	23	37	40	41	68	32	50	27	24	29	23	49	38	44	43	43
23	26	22	29	25	38	35	47	76	30	56	30	22	29	27	50	40	42	35	36
21	28	26	26	26	32	40	45	63	32	63	23	21	24	28	55	37	46	39	31
28	22	24	24	25	39	33	49	68	31	43	25	25	26	24	52	39	36	49	44
29	29	22	25	22	31	32	40	60	28	61	31	26	23	23	46	44	38	44	33
22	28	25	30	29	20	30	46	74	26	56	26	23	22	22	42	37	41	37	
22	25	28	25	22	20	39	40	76	33	51	25	23	23	27	45	45	45	31	
26	22	21	25	25	23	38	44	66	28	61	27	26	25	26	46	43	40	39	
20	22	28	26	24	17	40	51	83	27	64	24	24	23	23	55	43	46	40	
28	24	28	24	23	18	32	41	58	32	57	31	25	29	21	45	38	41	36	

Tabla 14: Tiempos simulados por método Montecarlo para estudios de RMN.

Anexo V: Distancias mínimas a fuentes de interferencia

Se incluyen en este anexo las distancias que deben cumplirse ante fuentes de interferencia al isocentro del magneto. En caso de no poder cumplirse, es necesaria la inclusión de blindaje pasivo.

Objeto de Hierro	Distancia mínima radial (XY) [m]	Distancia mínima axial (Z) [m]
< 50 kg	5.5	6.5
< 200 kg	6.0	7.0
< 900 kg	6.5	8.0
< 2000 kg	7.0	9.5
Camas / Camillas	5.5	6.5
Autos / Camiones	7.0	8.5
Trenes	40.0	40.0
Subterráneo	40.0	40.0

Tabla 15: Interferencias Dinámicas al isocentro del imán (SIEMENS, 2013).

Objeto de Hierro	Distancia mínima radial (XY) [m]	Distancia mínima axial (Z) [m]
< 50 kg	5.5	6.5
< 200 kg	6.0	7.0
< 900 kg	6.5	8.0
< 2000 kg	7.0	9.5
Camas / Camillas	5.5	6.5
Autos / Camiones	7.0	8.5
Trenes	40.0	40.0
Subterráneo	40.0	40.0

Tabla 16: Interferencias Dinámicas al isocentro del imán (SIEMENS, 2013).

Intensidad de campo magnético [Tesla]	0.2 T	0.35 T	1.0 T	1.5 T	3.0 T
0.2 T	10.0	10.0	5.0	6.0	10.0
0.35 T	10.0	10.0	5.0	6.0	10.0
1.0 T	5.0	5.0	4.5	5.0	6.0
1.5 T	6.0	6.0	5.0	5.0	6.0
3.0 T	10.0	10.0	6.0	6.0	6.0

Tabla 17: Distancias mínimas [metros] entre resonadores de distintas intensidades (SIEMENS, 2013).

Anexo VI: Diagrama de Gantt final del proyecto

El siguiente diagrama permite visualizar como fue el desarrollo del proyecto, y cuál es el plan de acciones a seguir para que los tiempos puedan cumplirse. Cabe destacar que hay que tener especial precaución respecto al camino crítico, ya que, de no poder cumplirlo, genera retrasos en la fecha de finalización del proyecto. Este diagrama también permite estimar la duración de cada una de las etapas.

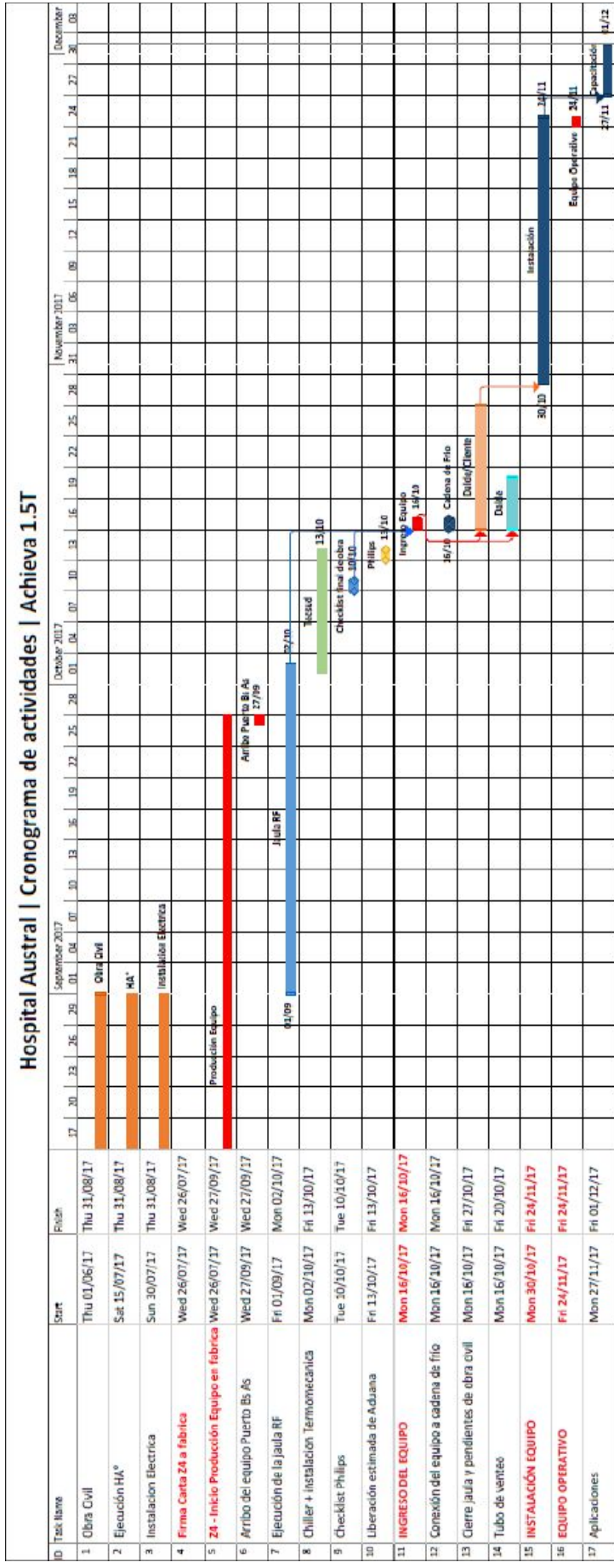


Fig. 35: Diagrama de Gantt para el proyecto de Resonancia Magnética (Hospital Universitario Austral, 2017).

XI – Bibliografía

- Administracion Federal de Ingresos Públicos. (01 de 09 de 1997). *Decreto N° 873/1997*.
Obtenido de Biblioteca Electronica:
http://biblioteca.afip.gob.ar/dcp/DEC_C_000873_1997_09_01
- Alvarado Chavez, J. A., & Rodriguez Valencia, J. A. (2017). Guia Tecnologica: Resonancia Magnetica 1.5T y 3.0T. *Secretaria de Salud: Centro Nacional de Excelencia Tecnologica en Salud, Mexico*, 30.
- Ambito Financiero. (7 de Diciembre de 2018). *Indice de Inflacion del Congreso*. Obtenido de Diario Ambito Financiero: http://www.ambito.com/diario/economia/banco-de-datos/bd_eco_inflación_congreso.asp
- Azañero Inope, C. (29 de Diciembre de 2007). Resonancia Magnetica Nuclear. Peru: Universidad Alas Peruanas.
- Beker, K., Garcés-Descovich, A., Mangosing, J., Cabral-Goncalves, I., Halllett, D., & Morteale, K. J. (2016). Optimizing MRI Logistics: Prospective Analysis of Performance, Efficiency, and Patient Throughput. *American Roentgen Ray Society*, 9.
- Benitez Rubalcaba, R. (2018). Programa de Lean Six Sigma. *Universidad Austral*, 44.
- Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health. (Mayo de 2011). 1.5 Tesla magnetic resonance imaging scanners compared with 3.0 Tesla imaging resonance imaging scanners: Systematic review of clinical effectiveness. Ottawa, Ontario, Canada.
- Canals, M. (2008). *Historia De La Resonancia Magnética De Fourier A Lauterbur y Mansfield: En Ciencias, Nadie Sabe Para Quien Trabaja*. Obtenido de SciELO:
https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-93082008000100009
- Canon Medical Systems. (2019). *Canon: History and Corporate Information*. Obtenido de CANON MEDICAL SYSTEMS COPORATION:
<https://global.medical.canon/about/corporate/history>
- Carmona Meza, C. A., Gomez Islas, J., Hernandez Uribe, A., Morales del Arco, J. L., & Reyes Jimenez, J. I. (2010). *Proyectos de inversion*. Mexico D.F.: Instituto Politecnico Nacional: Escuela Superior de Comercio y Admnistracion. Unidad Santo Tomas.
- Chapman, S. J., Hewett, D., & Trefethen, L. N. (2015). Mathematics of the Faraday Cage. *Society for Industrial and Applied Mathematics*, 20.
- Chernoff, D., & Stark, P. (2018). Principles of magnetic resonance imaging. *UpToDate*, 20.
- DAIKIN. (2019). *Enfriadoras de Líquido condensadas por Agua*. Obtenido de DAIKIN Argentina:
<https://www.daikin-argentina.com/agua.html>
- DALDE. (2019). *Dalde Blindajes Electromagneticos*. Obtenido de <http://www.dalde.com.ar/>
- Di Bartolo, L. (2018). Gestion del Cambio-Lean Six Sigma. *Universidad Austral*, 66.
- Dunham, W. (29 de Enero de 2008). *Black Death 'discrimintaed' between victims*. Obtenido de ABC Science: <http://www.abc.net.au/science/articles/2008/01/29/2149185.htm>
- Dyro, J. F. (2004). *Clinical Engineering Handbook*. Hartford: Elsevier Academic Press.
- Evans, E. (14 de Febrero de 2018). *The Pros and Cons of 1.5T V. 3T MRI: One Size Does Not Fit All*. Obtenido de LinkedIn: <https://www.linkedin.com/pulse/pros-cons-15t-v-3t-mri-one-size-does-fit-all-eric-evans>

- Evans, J. B. (2003). Structural Floor Design For a Magnetic Resonance Imaging (MRI) System. *Tenth International Congress on Sound and Vibration*, (pág. 8). Estocolmo.
- Gamry Instruments. (2010). *The Faraday Cage*. Pensilvania.
- Gantes Cabrera, R. (2009). *Tecnicas de reconstrucción de Imagen en resonancia magnética*. Madrid: Universidad Complutense Madrid.
- Garnier, J. G., & Quetelet, A. (1838). *Correspondance mathématique et physique*. Bruselas: Sociedad belga de bibliotecarios.
- GE Healthcare. (2014). *Expanding MRI imaging capacity through data-driven workflow optimization at Houston Methodist Willowbrook Hospital*. Obtenido de GE Healthcare: https://www.ge.com/digital/sites/default/files/download_assets/GE-Digital-Willowbrook-Customer-Story.pdf
- General Electric Healthcare. (27 de 02 de 2019). *GE Healthcare*. Obtenido de <https://corporate.gehealthcare.com/en/about-us/>
- Gerencia de Imágenes-HUA. (2019). *Informe interno de servicio*. Pilar, Buenos Aires: Hospital Universitario Austral.
- Higgings, R. C. (1988). *Analysis for financial management*. Washington: Irwin McGraw-Hill.
- Hornak, J. (2013). *COMPONENTES DEL EQUIPO DE RESONANCIA*. Obtenido de Principios Básicos de IRM: <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-9/chap-9-s.htm>
- Hospital Universitario Austral. (2017). *Informe Interno*. Pilar, Buenos Aires: HUA.
- Hospital Universitario Austral*. (10 de 5 de 2018). Obtenido de www.hospitalaustral.edu.ar
- Instituto Nacional de Estadística y Censos. (2010). *Censo 2010*. Obtenido de https://www.indec.gov.ar/nivel4_default.asp?id_tema_1=2&id_tema_2=41&id_tema_3=135
- Janezic, A. (2015). *Acelerómetros y Giroscopos*. Buenos Aires: Universidad Nacional de San Martín.
- Kellog, J. (2008). *Electromagnetic Interference (EMI) and Structural Vibration Effects on MRI*. Cedar Park, Texas: ETS-LINDGREN.
- Lawrence, W. (1978). *Contabilidad de costos*. Barcelona: UTEHA.
- Mudry, K., Plonsey, R., & Bronzino, J. (2003). *Biomedical Imaging*. Boca Raton: CRC Press.
- NEJM Catalyst. (2019). *What is patient flow?* Obtenido de Division of the Massachusetts Medical Society: <https://catalyst.nejm.org/what-is-patient-flow/>
- OECD. (2019). *Health at a Glance*. Obtenido de Organisation for Economic Co-operation and Development: https://www.oecd-ilibrary.org/social-issues-migration-health/health-at-a-glance-europe_23056088
- Oppelt, A. (2011). *Imaging Systems for Medical Diagnostics*. Siemens.
- PHILIPS. (27 de 02 de 2019). *Our Heritage*. Obtenido de Innovation Meaningful Healthcare-PHILIPS: <https://www.philips.com/a-w/about/company/our-heritage.html>
- PHILIPS Healthcare. (2016). *Memoria técnica de preinstalación*. LATAM: PHILIPS.
- Pontificia Universidad Católica Argentina (UCA). (2017). *Observatorio de la Deuda Social Argentina: Estimaciones de Pobreza En la Argentina Urbana (1980-2016)*. Buenos Aires: Pontificia Universidad Católica Argentina (UCA).

- Potisek, N., Malone, R., Shiliday, B., Ives, T., Chelminski, P., DeWalt, D., & Pignone, M. (2007). Use of patient flow analysis to improve patient visit efficiency decreasing wait time in a primary care-based disease management program for anticoagulation and chronic pain: a quality improvement study. *BMC Health Services Research*, 7.
- Roth, C., Boll, D., Wall, L., & Merkle, E. (2009). Evaluation of MRI Acquisition Workflow With Lean Six Sigma Method: Case Study of Liver and Knee Examinations. *American Rentgen Ray Society*, 7.
- Ruskin, K. J., & Clebone, A. (2019). Anesthesia for magnetic resonance imaging and computed tomography procedures. *UpToDate*, 32. Obtenido de UpToDate.
- ScienceDirect. (2019). *Monte Carlo Method*. Obtenido de ELSEIVER: <https://www.sciencedirect.com/topics/neuroscience/monte-carlo-method>
- SIEMENS. (1992). *Magnets, Spins and Resonances: An introduction into the basics of Magnetic Resonance Imaging*. Erlangen: CAPE.
- SIEMENS. (2013). *Planning Guide System: Planing Guide for Prisma*. Erlangen: Siemens Healthcare.
- SIEMENS Healthiners. (2019). *SIEMENS Healthiners*. Obtenido de Siemens Healthcare GmbH : <https://www.siemens-healthineers.com/>
- Suetens, P. (2009). *Fundamentals of medical imaging*. Cambridge: Cambridge.
- Triami Media. (2019). *inflation.eu*. Obtenido de Worldwide inflation data: <https://es.inflation.eu/tasas-de-inflacion/estados-unidos/inflacion-historica/ipc-inflacion-estados-unidos.aspx>
- Tumanski, S. (2011). *Handbook of Magnetic Measurements*. Warsovia: Warsaw University of Technology-CRC.
- Wain, G. (2016). *Mantenimiento*. San Martin.
- Wain, G. J. (2016). *Introduccion a la Ingenieria Clinica*. San Martin, Buenos Aires, Argentina.
- Wain, G. J. (2018). *Ingenieria Clinica*. *Universidad Nacional de San Martin*, 163.
- Wang, B. (2013). *Medical Equipment Maintenance*. Lexington: Morgan & Claypool Publishers.
- Willinek, W. A., & Schild, H. H. (2007). Clinical advantages of 3.0T MRI over 1.5T. *European Journal of Radiologi* 65 (pág. 13). Bonn, Germany: ELSEVIER.
- www.gamry.com. (15 de 12 de 2010). *Technical Note: The Faraday Cage: What is it? How does it work?* Warminster, Pensilvania: Gamry Instruments Inc.
- Zufiria, L., & Lafuene, J. (2006). *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnetica-Sociedad Española de Radiologia Medica*. Madrid: Panamericana.