

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



**“ANÁLISIS DE UN AMPLIFICADOR DC DE POTENCIA PARA
LA UNIDAD DE GRADIENTE EN UN EQUIPO DE
RESONANCIA MAGNETICA (MRI)”**

INFORME DE SUFICIENCIA

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO ELECTRÓNICO

**PRESENTADO POR:
CÉSAR AQUILES VERA TORREJÓN**

PROMOCIÓN

1990-1

LIMA-PERU

2003

A mis padres, mi esposa y mi hijo

Todo para ellos

ANÁLISIS DE UN AMPLIFICADOR DC DE POTENCIA PARA LA
UNIDAD DE GRADIENTE EN UN EQUIPO DE RESONANCIA
MAGNÉTICA

SUMARIO

La instrumentación médica abarca muchos campos de la ciencia y la ingeniería, sin embargo gran parte de los sistemas de diagnóstico y tratamiento médicos, dependen de los sistemas electrónicos con un nivel de sofisticación cada vez más elevado. Los equipos médicos deben ser confiables y seguros y la electrónica se involucra cada vez más en la evolución de los mismos. Como parte del diagnóstico médico, las imágenes por Resonancia Magnética han cambiado tanto a la medicina como lo hicieron los rayos X en sus primeros años. El presente informe de suficiencia incluye una formulación teórica de la formación de imágenes por Resonancia Magnética, una descripción detallada de una parte del equipo y el aporte de la experiencia profesional acerca de la importancia de un manejo adecuado en el mantenimiento del sistema.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO I	
PRINCIPIOS DE LA FORMACIÓN DE IMÁGENES POR RESONANCIA MAGNÉTICA	
1.1.- Historia de la Resonancia Magnética y la naturaleza de las imágenes	6
1.2.- El núcleo giratorio y la magnetización neta	9
1.3.- La precesión de Larmor y la constante giro-magnética	12
1.4.- El ambiente químico y la magnetización transversal en Resonancia Magnética	15
1.5.- El tiempo de relajación longitudinal T1	17
1.6.- El tiempo de relajación transversal T2	20
1.7.- La señal atenuada de inducción libre (FID)	22
1.8.- Formas de medir la magnetización neta	24
1.8.1.- La secuencia de saturación-recuperación	25
1.8.2.- La secuencia spin-eco	26
1.8.3.- La secuencia de recuperación de la inversión (IR)	29
1.9.- Codificación espacial de la señal de Resonancia Magnética	31
1.10.- Métodos planares de selección de cortes	34
1.10.1.- El método de la transformada de Fourier bidimensional	35

1.11.-	Reconstrucción de una imagen planar y secuencias típicas de pulsos y gradientes	39
1.12.-	La instrumentación básica	42
1.12.1.-	Fuerzas de campo magnético y tipos de magneto	43
1.12.2.-	El sistema de radiofrecuencia	46
1.12.3.-	La computadora	47

CAPITULO II

BOBINAS Y AMPLIFICADOR DE GRADIENTE Y SU INTERVENCIÓN EN LA FORMACIÓN DE IMÁGENES

2.1.-	Campos de gradiente y el efecto de las corrientes de Eddy	48
2.2.-	Formación de imágenes	51
2.3.-	Gradiente de codificación en fase	54
2.4.-	Gradiente de codificación en frecuencia	55
2.5.-	Reconstrucción de la imagen	58
2.6.-	Secuencias de pulsos	60

CAPITULO III

DIAGRAMA DE BLOQUES Y PRINCIPIO DEL PUENTE CONVERTIDOR CONTROLADO POR MODULACIÓN DE ANCHO DE PULSO

3.1.-	Diagrama de bloques	66
3.2.-	El amplificador de gradiente	68
3.3.-	El procesamiento de entrada y los moduladores de ancho de pulso	68
3.4.-	Principio de funcionamiento del amplificador tipo Chopper	72
3.5.-	Los módulos de potencia	72
3.6.-	Las etapas de salida y el sistema de realimentación	75
3.7.-	La lógica de control y los circuitos de protección	76

3.8.- Algunas mediciones con osciloscopio	80
---	----

CAPÍTULO IV

FUENTE DE ALIMENTACIÓN EN MODO CONMUTACIÓN DE 15 KW

4.1.- Diagrama de bloques	88
---------------------------	----

4.2.- Diagramas esquemáticos	90
------------------------------	----

CONCLUSIONES	101
---------------------	-----

ANEXOS	125
---------------	-----

BIBLIOGRAFIA	134
---------------------	-----

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, el desarrollo de los equipos para el diagnóstico médico ha alcanzado un alto nivel de especialización: Primero fueron los Rayos X (tienen más de 100 años de existencia pero continúan vigentes y aún desarrollando nuevas tecnologías), luego vino el Ultrasonido (ecografía) y con el avance de las computadoras apareció la Tomografía Computarizada (la cual también utiliza Rayos X) y más recientemente (con inicios en los años ochenta) las Imágenes por Resonancia Magnética (MRI por sus siglas en inglés). Todos estos equipos generalmente forman parte de un departamento de Diagnóstico por Imágenes de un hospital, aunque éste puede incluir además equipos de Medicina Nuclear.

Cada uno de estos campos ha alcanzado a su vez diferentes grados de desarrollo. Cada uno cumple su función dentro del área del diagnóstico médico. De especial interés son los equipos de Resonancia Magnética y Ultrasonido que no utilizan radiaciones ionizantes y cuyo desarrollo ha sido más acelerado sobre todo por el avance de los microprocesadores, los computadores y el software involucrado.

El presente informe pretende introducirnos en la comprensión del funcionamiento de los equipos de Resonancia Magnética. Puesto que este tipo de instrumentación involucra a muchos campos de la ingeniería, solamente vamos a detallar el funcionamiento de una parte del equipo que aborda algunos temas de la electrónica de potencia: El amplificador de

gradiente. Sin embargo, es preciso emplazar una base teórica sobre como se forman las imágenes por Resonancia Magnética y que aplicaciones tienen estas en el campo de la medicina.

El aporte más importante, sin embargo, puede ser la inclusión de la experiencia profesional en la solución de los problemas presentados para un funcionamiento óptimo del equipo y los cuidados que se deben tener para su mantenimiento. Se incluyen además algunos datos importantes sobre costos involucrados y otros datos sobre el desarrollo y evolución de este campo en el Perú. El primer equipo de Resonancia Magnética instalado en Lima, comenzó a operar en Enero de 1993 e intentamos recoger toda la experiencia acumulada desde entonces como un aporte para todos aquellos colegas que deseen internarse en este importante campo de la instrumentación médica.

La siguiente descripción general nos proveerá de una visión global del sistema:

Los sistemas de Resonancia Magnética constan de las siguientes partes: El magneto o imán y su sistema de refrigeración, el sistema de gradiente, el amplificador de Radio Frecuencia y la antena transmisora, el sistema de recepción de RF y adquisición de datos (Incluye las antenas receptoras) y el sistema de computadora para la reconstrucción, visualización, procesamiento y archivo de las imágenes, además del control de todo el equipo.

El magneto puede ser superconductor, resistivo o de magneto permanente. En nuestro caso hablaremos de un imán superconductor: Utiliza Helio líquido como refrigerante para mantener la superconductividad de la

bobina principal, la cual nos asegura un campo magnético homogéneo, por ejemplo, de 0.5 Tesla en el interior del imán (el cilindro donde se acomoda al paciente). Para minimizar la evaporación de Helio líquido y mantenerlo cerca del cero absoluto (por ejemplo a menos de los 4 Kelvin) se utiliza un sistema de aislamiento térmico y un sistema de refrigeración que asegura un nivel mínimo de evaporación de refrigerante. Bajo estas condiciones el campo magnético y la corriente que lo produce se encuentran siempre presentes. Solamente se retira esta corriente por razones de servicio.

En presencia del campo magnético, los protones (los núcleos de los átomos de hidrógeno presentes en el cuerpo humano) giran alrededor de la dirección del campo debido a la rotación interna (spin) de los núcleos. A este fenómeno se le llama precesión. La frecuencia de esta precesión es directamente proporcional a la intensidad del campo magnético y se le llama frecuencia de resonancia. Para 0.5 Tesla, la frecuencia de resonancia es de 21.3 MHz. Para medir la señal que indique la magnitud de la magnetización del tejido humano, los spins deben ser excitados con pulsos de radiofrecuencia de 21.3 MHz. El amplificador de RF se encarga de la emisión de estos pulsos a través de la antena transmisora. Generalmente estos pulsos rotan la magnetización en ángulos de 90 o 180 grados con respecto a la dirección del campo magnético principal. Finalizado el pulso, ocurre una relajación, es decir que la magnetización tiende a alinearse nuevamente con el campo magnético produciéndose una señal que es captada por la antena receptora.

El sistema de recepción detecta, amplifica, demodula y digitaliza estas señales. Parte de este sistema son las antenas superficiales que se colocan sobre la region del cuerpo que se quiere estudiar con detalle.

Para recibir información localizada del cuerpo en vez de una información indiscriminada de todo lo que se encuentre dentro de la zona de campo magnético uniforme, se utilizan las bobinas de gradiente, las cuales modifican el campo magnético a lo largo de una dirección específica cambiando así la frecuencia de resonancia de los núcleos en esa dirección y en forma lineal. Hay tres bobinas cada una afectando a una dirección espacial: X, Y y Z. Dependiendo de la posición de la zona del cuerpo a estudiar se tiene: Un gradiente de selección que es el que se aplica en el momento que se hace el pulso de excitación (el pulso de RF), un gradiente de codificación en fase que es el que se aplica después de la excitación y hace que los spins experimenten presesión con frecuencias diferentes en posiciones diferentes, y un gradiente de codificación en frecuencia que se aplica en el momento de recepción del eco y que es el que hace que los spins experimenten presesión con una frecuencia dependiente de su posición espacial en el momento de la detección de la señal.

Finalmente se hace una Transformada de Fourier tanto de la dirección de codificación en frecuencia como en la dirección de codificación en fase y la computadora puede reconstruir la imagen final y asignar niveles de gris a los píxels del plano de corte seleccionado. Las imágenes se visualizan en un monitor de TV y se manipulan para obtener la máxima información diagnóstica. Las imágenes pueden archivarse (en disco duro, en

cintas o discos ópticos) o imprimirse en placas parecidas a la placas radiográficas pero con una resolución mayor (en cámaras laser).

Puesto que el agua y por ende el hidrógeno es uno de los componentes mas abundantes del cuerpo humano, las diferentes técnicas de excitación y recepción apuntan a manejar esta abundancia para la diferenciación de los tejidos humanos.

El equipo es encapsulado en una sala de protección de radiofrecuencia (una jaula de Faraday) recubierta con placas de cobre conectadas a tierra, para proteger a las débiles señales de respuesta del cuerpo de la interferencia externa y además evitar que salgan al exterior los fuertes pulsos de radiofrecuencia que se generan por el amplificador de RF. Finalmente, el paciente se acomoda en una mesa motorizada para su posicionamiento a lo largo del campo magnético y se monitorea continuamente desde la consola, desde la cual además el operador gobierna a todo el equipo.

CAPITULO I

PRINCIPIOS DE LA FORMACIÓN DE IMÁGENES POR RESONANCIA MAGNÉTICA

1.1.- Historia de la Resonancia Magnética y la naturaleza de las imágenes

La Resonancia Magnética es un fenómeno que fue descubierto en forma independiente por Purcell y Bloch en 1946. Ellos recibieron el premio Nobel de Física en 1952 por el descubrimiento y subsiguiente desarrollo de métodos para espectroscopia basados en este fenómeno. Desde entonces la instrumentación de la Resonancia Magnética se ha venido sofisticando y ha demostrado ser una herramienta de investigación importante en los campos de la Físico- Química y Bio-Química.

A principios de los años 70, el principio de la Resonancia Magnética fue incorporado en una propuesta por Lauterbur en la cual la espectroscopia puede ser modificada para obtener señales codificadas espacialmente, permitiendo el estudio de objetos no homogéneos con lo que se daba el nacimiento de la Resonancia Magnética para propósitos diagnósticos. Se descubrió que se podían producir imágenes de tejidos suaves con mayor contraste que los obtenidos con otras técnicas. La continua mejora en las técnicas de formación de imágenes por Resonancia Magnética desde la propuesta original dio como resultado en 1983 en sistemas capaces de explorar el cuerpo humano en tiempos que se redujeron desde una hora hasta algunos minutos y un aumento notable de la resolución.

Las imágenes de diagnóstico médico son producidas por una variedad de formas de radiación. Cualquier imagen, ya sea producida por luz visible u otras formas de radiación electromagnética tales como los Rayos X es el resultado de la interacción entre la radiación empleada y el objeto a ser estudiado. Las ondas de ultrasonido (ecografía), las cuales no son de naturaleza electromagnética son también utilizadas para producir imágenes médicas. El cuerpo humano atenúa fuertemente la banda del espectro electromagnético ubicado entre cerca de 150 MHz y la región de baja energía de los Rayos X del orden de los 20 Kilo-electrón-voltio. (20 KeV). Dos notables excepciones son la banda de alta frecuencia de los Rayos X (que interactúa con los electrones del átomo) y la banda de baja frecuencia de las ondas de radio (que interactúan con el núcleo atómico.

Una imagen radiográfica esta basada en la atenuación de los Rayos X atravesando el cuerpo humano. En contraste, la imagen por Resonancia Magnética se basa principalmente en la respuesta de algunos núcleos situados en un campo magnético y sometidos a energía electromagnética a una determinada radiofrecuencia.

Las imágenes por Resonancia Magnética se asemejan a la Tomografía Computarizada y al ultrasonido en que los tres métodos producen imágenes de ciertas secciones del cuerpo humano. Sin embargo, cada uno de estos tres métodos depende de fenómenos físicos completamente diferentes y por ende los procesos en la formación de imágenes de cada uno de ellos son también diferentes.

En la mayoría de los métodos de diagnóstico médico por imágenes la radiación incidente modificada por el cuerpo forma la señal que nos permite

producir una imagen. Sin embargo algunas técnicas utilizan un método indirecto. Por ejemplo, la Medicina Nuclear utiliza la radiación emitida por una sustancia radio farmacéutica previamente suministrada en alguna región del cuerpo. La Resonancia Magnética es similar en el hecho de que se basa en la emisión de radiación previamente absorbida. Sin embargo la información que lleva esta emisión es totalmente diferente.

Las imágenes de Resonancia Magnética y Tomografía Computarizada (basada en Rayos X) pueden ser consideradas similares debido a que utilizan métodos computacionales que convierten la información de sus señales en imágenes de cortes del cuerpo humano. Sin embargo, en radiografía (y Tomografía) los tejidos de diferentes tipos son diferenciados por sus diferencias en densidad. Estas diferencias son frecuentemente pequeñas. En Resonancia Magnética, la diferenciación se basa no solamente en la densidad sino también por otros parámetros que influyen la señal de Resonancia Magnética. Además es posible escoger una combinación de parámetros que puedan influenciar una imagen para un tipo de examen particular.

De esta manera, la capacidad de diagnóstico de la Resonancia Magnética puede ser considerada mayor que la Tomografía Computarizada y los Rayos X y además complementaria a todas las otras formas de imagenología médica. Sin embargo, la elección del mejor método de exploración depende del tipo de diagnóstico que queramos. Por ejemplo, la radiografía convencional sigue siendo la mejor técnica para detectar fisuras en los huesos del tamaño de un cabello. Sin embargo en muchos casos la Resonancia Magnética puede ser el mejor método (si no el único) de

proveer la mejor información diagnóstica como por ejemplo en exámenes del cerebro y de la médula espinal.

1.2. - El núcleo giratorio y la magnetización neta

Un trompo exhibe dos movimientos simultáneos: rotación alrededor de su propio eje y precesión alrededor de un eje vertical (en este caso la dirección del campo gravitacional. La velocidad de precesión de un trompo depende de:

El momento angular (por ejemplo el spin) y las características mecánicas del trompo; y

La fuerza del campo gravitatorio.

La situación del trompo giratorio es análoga a algunos núcleos atómicos. El momento angular intrínseco (o spin) es una de las propiedades fundamentales de la materia a nivel de las partículas elementales como los protones y los neutrones. Esto lleva a una cantidad de núcleos a tener un spin resultante. La diferencia fundamental en la analogía descrita anteriormente entre el trompo y el núcleo es que este último lleva un spin intrínseco mientras que el trompo debe ser girado para que precese de la misma forma que lo hace el núcleo.

Cerca de las dos terceras partes de los diferentes núcleos tienen spin. Dado que todos los núcleos están cargados positivamente, todo aquel que tenga un spin tendrá corriente circulante y por lo tanto un magnetismo asociado. Un núcleo giratorio se comporta como un pequeño imán rotando alrededor de su eje longitudinal. En otras palabras, se genera un momento magnético debido al núcleo giratorio cargado. Un momento magnético es un

vector que cuantifica la dirección y magnitud de un campo magnético. El momento magnético está en la dirección del eje del spin.

Consideremos la aguja de una brújula. El hecho de que la aguja siempre tome una dirección preferente luego de que la deflexionemos manualmente nos indica que el campo existe. Esta es la base de las técnicas de Resonancia Magnética. Algunos núcleos se comportan como la aguja de una brújula, es decir que para medir varias de sus propiedades (tales como su frecuencia de precesión) debemos primero perturbarlos. Si la perturbación es en presencia de un campo magnético uniforme, los núcleos con spin mostrarán precesión a lo largo de la dirección del campo. Esto es análogo al trompo con precesión a lo largo del campo gravitacional.

La velocidad de precesión de un núcleo depende básicamente de:

Las características del núcleo en particular y;

La fuerza del campo magnético que llamaremos B

Los núcleos con spin experimentarán un torque que los forzará a rotar alrededor de la dirección del campo y sus momentos magnéticos serán una medida del torque. Esto se conoce como "precesión de Larmor". La precesión es un efecto de resonancia. Si un sistema tiene una frecuencia de resonancia (u oscilación) natural, la energía puede ser eficientemente entregada a él a esa frecuencia de resonancia. La precesión de los núcleos puede ser perturbada por la absorción de energía electromagnética a la frecuencia de precesión. La resonancia del núcleo es excitada y cuando retorna al equilibrio, la energía es liberada a la misma frecuencia.

Las mediciones no pueden ser hechas en un simple núcleo. Por lo tanto se debe tomar en cuenta el comportamiento de muchos núcleos en el

cuerpo humano. Debido al movimiento producido por energía térmica, los núcleos de una colección de átomos estarán normalmente orientados en una forma aleatoria y el momento magnético a nivel macroscópico de una muestra de material será cero. En presencia del campo magnético, los momentos magnéticos de los núcleos individuales van a interactuar con el campo aplicado y producirán un momento magnético neto en la muestra.

Si la temperatura de una muestra es el cero absoluto, todos los espines se alinearan y se producirá una gran magnetización neta. Esto se muestra en la figura 1 donde M significa el momento magnético neto. La unidad que utilizamos para medir la fuerza de campo magnético (o densidad de flujo) es el tesla (T. Un tesla es el equivalente a 10,000 gauss en unidades cgs.

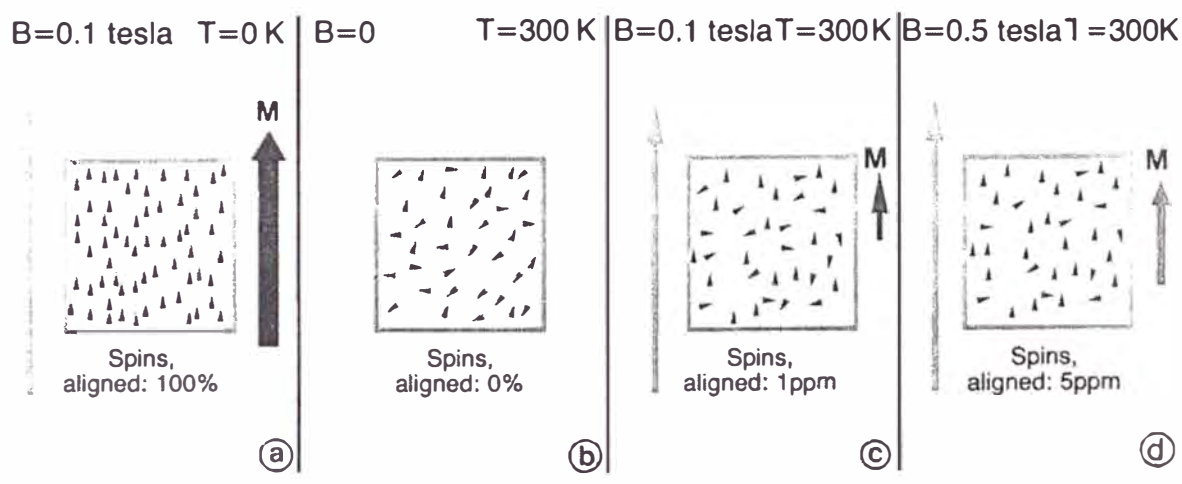


figura 1: Magnetización neta y temperatura

Si la temperatura no es el cero absoluto y no hay campo magnético, el movimiento debido a la energía térmica anula completamente la orientación de los spines. En un experimento real (a temperatura ambiente), y en presencia de campo magnético, existe una pequeña magnetización neta

como se indica en la sección c de la misma figura. Por ejemplo en presencia de un campo de 0.1 tesla y a temperatura ambiente, la orientación neta es de un protón por millón (ó una parte por millón: ppm.) En Resonancia Magnética, este pequeño vector de magnetización M es el que se mide por lo que resulta una señal muy débil y por lo tanto es difícil obtener una buena relación señal a ruido. Una forma de tener mas protones que contribuyan a la señal de Resonancia Magnética es aumentar el campo magnético aplicado como por ejemplo a 0.5 tesla.

1.3. - La preesión de Larmor y la constante giro-magnética

Debido a que los protones son el tipo de núcleos más abundantes en los tejidos biológicos, la mayoría de las imágenes por Resonancia Magnética se basan en la densidad protónica. Los núcleos de hidrogeno son los más abundantes en el cuerpo humano debido a la abundancia de agua en él.

Una molécula de agua contiene dos átomos de hidrogeno y el núcleo de un isótopo común de hidrogeno es un protón. El protón es una partícula cargada con spin y tiene por lo tanto momento magnético. Si los protones individuales en un vaso de agua colocados en un campo magnético uniforme se pudieran examinar, se encontraría que todos presentan preesión a la misma frecuencia pero debido a la energía térmica las preesiones estarían en diferentes direcciones y completamente desfasadas entre si. Después de aplicar una ráfaga de radiación a su frecuencia angular inherente, se encontraría que algunos de los protones precesan en fase por algún tiempo puesto que absorbieron la energía electromagnética. Esto se conoce como "preesión de Larmor" y la frecuencia angular como "frecuencia de Larmor".

Cuando ocurre la relajación o retorno a su estado de equilibrio térmico, la energía electromagnética es liberada por el núcleo a la misma frecuencia. Esto puede ser detectado por una antena por en la que se induce una corriente que resulta en la señal de Resonancia Magnética. Cuando la frecuencia del pulso es la misma que la frecuencia de Larmor de un tipo particular de núcleo, la presesión de ese tipo de núcleo será perturbada.

La frecuencia de Larmor de presesión es directamente proporcional a la fuerza del campo magnético: es el producto de la constante giro magnética por la fuerza del campo aplicado. El valor de la constante giro magnética depende del tipo del núcleo involucrado. De este modo, para una fuerza de campo determinada, el tipo de núcleo (o elemento) puede ser determinado si su frecuencia de presesión puede ser medida.

La constante giro magnética tiene unidades de frecuencia angular por unidad de campo magnético. Si la frecuencia angular se da en MHZ y la fuerza del campo magnético en Tesla, los valores de la constante giro magnética se pueden encontrar en la tabla 1 para diferentes isótopos.

Usando los valores de la constante giro magnética de la tabla 1 se puede calcular la frecuencia de la respuesta de Resonancia Magnética de isótopos particulares para una fuerza de campo magnético dada. La tabla 2 muestra que para un campo dado, el tipo de núcleo a ser excitado depende de su frecuencia de excitación.

Isótopo	Constante giro magnética (MHZ/T)
Hidrogeno (1)	42.58
Fluor (19)	40.05
Fósforo (31)	17.34
Sodio (23)	11.26
Carbono (13)	10.71
Oxígeno (17)	5.77

Tabla1

Isótopo	Fuerza de campo (tesla)	Frecuencia de Larmor (MHZ)
Hidrogeno (1)	0.04	1.703
Hidrogeno (1)	0.15	6.387
Hidrogeno (1)	0.50	21.29
Hidrogeno (1)	1.00	42.58
Hidrogeno (1)	1.50	63.87
Hidrogeno (1)	2.00	85.16
Fósforo (31)	0.50	8.62
Fósforo (31)	1.00	17.24
Fósforo (31)	1.50	25.86
Fósforo (31)	2.00	34.48
Sodio (23)	2.00	22.52

Tabla 2

Por ejemplo: Para una fuerza de campo de 0.5 T un pulso de 21.29 MHZ excitara protones mientras que un pulso de 8.62 MHZ excitará núcleos de Fósforo. Las imágenes de diagnostico médico se producen con los campos magnéticos en el rango de los que se muestran en la tabla para los isótopos dados. De modo que la frecuencia de Larmor a encontrar esta en el rango de 1 a 100 MHZ y la ráfaga de radiación electromagnética para la excitación será de pulsos de radiofrecuencia (RF).

En la práctica, la frecuencia a la cual un núcleo en particular experimenta presesión no es siempre exacta a la calculada del valor de la constante giro magnética, sino que depende de factores químicos del medio ambiente en el que se encuentra la muestra. Esta discrepancia en frecuencia es conocida como "desplazamiento químico". La velocidad con

la que la energía electromagnética es liberada después de la excitación depende del número de los núcleos involucrados mas la naturaleza de las interacciones entre los núcleos y entre los núcleos y el ambiente en el que se encuentren.

Esto lleva a los siguientes parámetros básicos en Resonancia Magnética:

Densidad nuclear

- Tiempo de relajación T1
- Tiempo de relajación T2

Desplazamiento químico

La distribución espacial de la densidad nuclear y en especial los tiempos de relajación son las bases de la formación de imágenes.

1.4.- El ambiente químico y la magnetización transversal en Resonancia Magnética

Los modelos simples usados para explicar el intercambio de energía que constituye la Resonancia Magnética no son suficientes para explicar la influencia del ambiente químico. Para producir imágenes se requiere de muchos núcleos. Aunque la intensidad inicial de la señal de Resonancia Magnética depende del número de núcleos participantes, la duración de la señal esta influenciada por el ambiente químico. Además los átomos están en movimiento térmico constante, interactuando unos con otros. La energía térmica va a perturbar continuamente los núcleos de modo que los momentos magnéticos van a experimentar una orientación aleatoria aunque el promedio resultante este alineado con la dirección del campo. La magnetización M es el promedio de todos los momentos magnéticos

representado por un vector que posee magnitud y dirección. Una vez que se ha alcanzado el equilibrio, M estará en línea con el campo magnético aplicado con su máximo valor M . La magnetización neta es solamente un concepto matemático que representa la suma de una variedad de movimientos y orientaciones de los núcleos. Solamente el efecto neto es observable y representado por M .

En equilibrio el vector de magnetización está alineado con el campo B_0 y no tiene componente transversal. Esto puede ser explicado por el hecho de que los núcleos individuales están orientados aleatoriamente a lo largo de la dirección del campo B_0 . La tendencia es alinearse con el campo que es el estado de baja energía. El pequeño exceso de protones en alineamiento de baja energía es responsable de la magnetización neta. Al impartir energía adicional al sistema, este exceso en la dirección preferente se puede reducir o convertirse en un exceso en la dirección opuesta.

Aunque la magnetización neta se alinea con el campo magnético en equilibrio, si el sistema es perturbado, se comporta como un núcleo individual que precesa a lo largo de la dirección del campo B_0 . La frecuencia de precesión puede predecirse por la ecuación de Larmor y depende de la fuerza del campo magnético.

La perturbación puede lograrse con un campo adicional B_1 aplicado perpendicularmente al campo principal B_0 y girando a la frecuencia de Larmor. La magnetización precesa alejándose de la dirección del campo principal (Z en este caso) dependiendo de la intensidad y duración del pulso de RF que genera B_1 . El movimiento precesional describe un cono. Si la

perturbación aumenta, el cono puede llegar a ser un disco o un cono invertido.

El vector de magnetización M puede considerarse que tiene un componente M_z a lo largo del eje del campo magnético principal y un componente M_{xy} en el plano perpendicular al eje del campo. Esto se muestra en la figura 2.

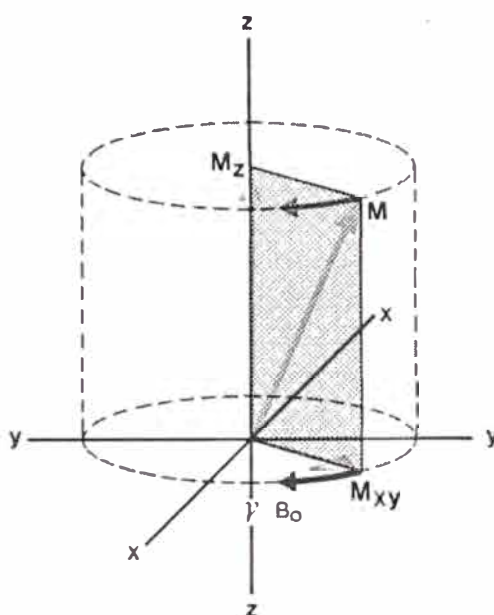


figura 2: El vector de magnetización neta

La “magnetización longitudinal” M_z en el equilibrio es igual a la magnetización neta (que llamaremos M_0). La “magnetización transversal” M_{xy} es cero en el equilibrio. Cuando ocurre la excitación con el pulso de RF, M_z disminuye mientras que M_{xy} aumenta. M_{xy} también precesa alrededor del eje Z a la frecuencia de Larmor.

1.5. -El tiempo de relajación longitudinal T_1

Después de la excitación, los núcleos retornan al equilibrio emitiendo radiación electromagnética y transfiriendo energía a las moléculas vecinas.

Este proceso se llama relajación y ocurre al final del pulso de RF. La magnetización longitudinal M_z retorna gradualmente a su valor inicial M_0 . Al mismo tiempo, la magnetización transversal M_{xy} retornará gradualmente a cero como se muestra en la figura 3.

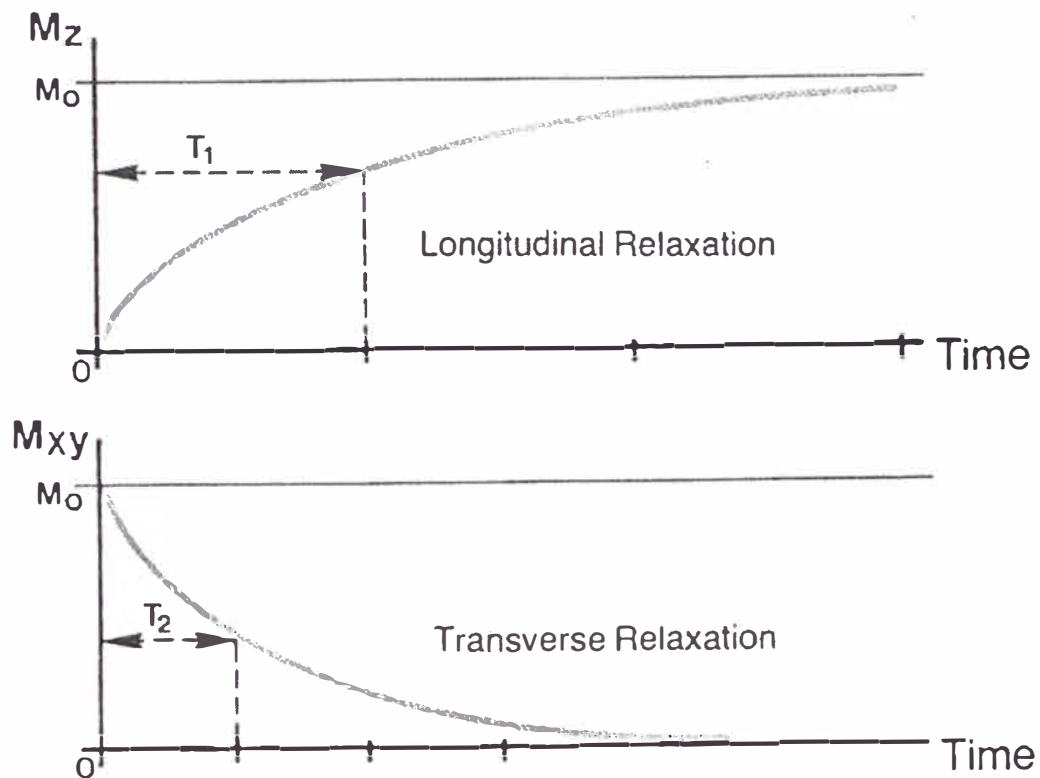


figura 3: Magnetización longitudinal y transversal en relajación

Debe observarse de la figura que la magnetización transversal puede desaparecer mucho antes de que se restaure el valor original de la magnetización longitudinal. La magnetización transversal decae exponencialmente a cero mientras que la magnetización longitudinal retorna exponencialmente a su valor de equilibrio pero a una velocidad menor. Estos tiempos de relajación dependen, por ejemplo, de la estructura molecular del material, su estado físico (líquido o sólido por ejemplo) y su

temperatura. Además, la relajación longitudinal se incrementa con el aumento del campo magnético.

La constante de tiempo de la curva exponencial que caracteriza a la magnetización longitudinal se conoce como T_1 . En el tiempo T_1 , el valor de la recuperación de M_z es el 63% del valor inicial y alcanzará el 95% en un tiempo equivalente a tres veces T_1 . T_1 es una medida de que tan rápido puede ser transferida la energía del núcleo giratorio a los núcleos vecinos debido a colisiones aleatorias entre las moléculas.

Si la mayoría de los núcleos son girados a 180 grados de modo que la magnetización neta M quede en dirección opuesta al campo magnético principal B_0 , la magnetización empezará a decaer en amplitud. El valor de M será cada vez menos negativo por un tiempo, pasará por cero y reaparecerá en la dirección opuesta. Esto se muestra en la figura 4 y es el efecto macroscópico de los núcleos individuales retornando a posiciones de equilibrio.

Si el material bajo magnetización tiene T_1 corto (como por ejemplo un líquido) la magnetización neta reaparecerá más rápido de lo que requiere un material que tiene un T_1 mas largo (como por ejemplo un sólido). T_1 es mas corto en los líquidos debido a la movilidad de sus moléculas y consecuentemente su transferencia más rápida de energía térmica. El valor de T_1 para tejidos biológicos varía desde los 50 milisegundos hasta algunos segundos. El valor actual depende del tipo de molécula que es estimulada y del ambiente físico y químico, incluyendo el valor del campo magnético principal.

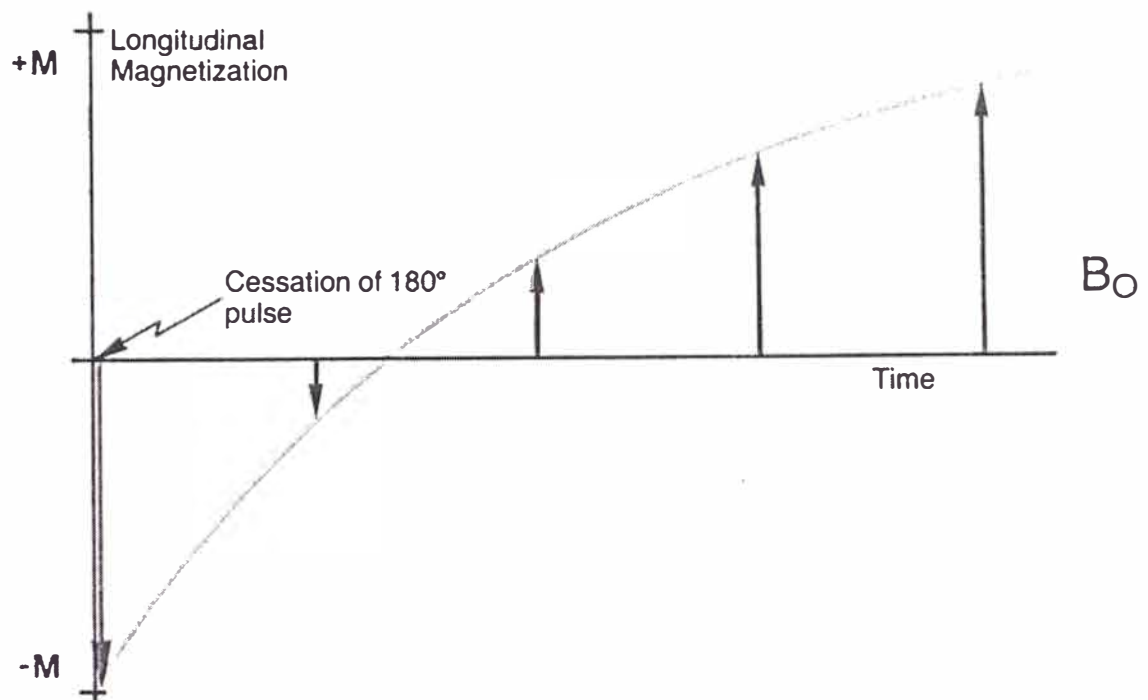


figura 4: Relajación longitudinal

Básicamente, el tiempo de relajación longitudinal es una medida de la velocidad a la que la muestra luego de ser puesta en un campo magnético se magnetiza, o la velocidad a la que se recupera el equilibrio térmico luego de ser perturbada. En cambio el tiempo de relajación transversal es una medida de la velocidad de decaimiento de la magnetización transversal producto del reordenamiento de los momentos individuales con el campo principal y el desfase de la precesión de los momentos individuales. Si el desfase es más rápido que el tiempo de relajación longitudinal, la magnetización transversal puede desaparecer mucho antes que la magnetización longitudinal se haya recuperado completamente.

1.6.- El tiempo de relajación transversal T2

El tiempo que caracteriza la relajación de la magnetización transversal se conoce como T2 y es la constante de tiempo asociada a la curva de caída exponencial de Mxy. T2 es el tiempo que le toma a la

magnetización transversal caer en 63% de su valor original. En un tiempo tres veces T_2 , la magnetización transversal casi ha desaparecido.

El tiempo de relajación T_2 es una medida de cuanto tiempo el núcleo resonante mantiene la magnetización transversal temporal. Inmediatamente después de la excitación los protones precesan juntos y logran la presesión del componente transversal. Sin embargo debido a la interacción entre spins que causan variaciones de los campos magnéticos locales en forma aleatoria, la frecuencia de presesión fluctúa aleatoriamente alrededor de la frecuencia de Larmor y esto provoca un desfase aleatorio y gradual de los protones y por lo tanto un decaimiento del componente transversal de la magnetización.

El tiempo de relajación T_2 , además, nos da una medida del desfase de spin a spin que se logra rotando la magnetización neta en el plano X-Y. Si una antena se usa para medir la magnetización en el plano transversal, la señal captada tendrá un componente básico a la frecuencia de Larmor, que será la presesión de la magnetización que ocurre a esta frecuencia. La señal aparecerá como la parte inicial de la figura 4.

Si el único factor que afectara el desfase fuera la interacción entre spins, la envolvente de la señal decaería en amplitud con la constante de tiempo T_2 . Sin embargo, existe otro factor que causa un desfase adicional que es la no-homogeneidad del campo. Por lo tanto la envolvente de la señal decaerá con una constante de tiempo T_2^* que es menor que T_2 . El método para regenerar la señal se utiliza para determinar el valor actual de T_2 . La señal regenerada (ó eco) se muestra en la figura 4 y T_2 es la constante de tiempo del decaimiento de la envolvente de la señal completa.

T2 es muy corto en los sólidos (del orden de los microsegundos) debido a que los sólidos tienen moléculas fijas que mantienen las variaciones de los campos magnéticos locales, lo que resulta en una pérdida rápida de coherencia. La magnetización transversal se mantiene por tiempos mayores en los líquidos (del orden de los segundos). En los tejidos biológicos, T2 varía de 40 milisegundos hasta 1 segundo.

1.7. - La señal atenuada de inducción libre (FID)

Si un campo magnético rotatorio B1 es aplicado en un plano ortogonal al campo magnético principal B0, los protones empezarán a experimentar precesión en fase. El resultado de esta excitación es que el vector de magnetización neta M experimentará precesión en un ángulo con respecto a la dirección del campo magnético principal, que se incrementará haciendo una espiral hacia el plano X-Y.

Para simplificar la visualización de los complejos movimientos asociados con la precesión y los movimientos espirales del momento magnético, se utiliza el concepto de un plano de referencia giratorio. Si consideramos un plano que rota con la misma velocidad angular que el campo rotatorio B1 a la frecuencia de Larmor, las observaciones en este plano del movimiento espiral del vector M durante la excitación, se verían como simples movimientos circulares. El efecto del plano giratorio de referencia es remover la influencia de la precesión alrededor del campo magnético principal B0. La intensidad y duración del pulso de RF determina el ángulo de rotación del vector de magnetización M. Usando el concepto de plano giratorio, la cantidad de rotación se puede expresar así en grados. Un pulso que invierte completamente la magnetización neta M se llama pulso de

180 grados. Un pulso que lo rota hacia el plano X-Y se llama un pulso de 90 grados.

Un pulso de 90 grados inducirá una señal en la antena receptora (al final del pulso de excitación) mientras el núcleo se realinea con el campo magnético principal, liberando energía en forma de señales débiles a su frecuencia de Larmor. La señal producida será semejante a la que se muestra en la figura 5 y se llama señal atenuada de inducción libre (FID). Por el contrario, un pulso de 180 grados no dará señal alguna porque no tendrá componente transversal, es decir ningún momento magnético rotando en el plano X-Y. Sin embargo, ambos pulsos: los de 180 y 90 grados son muy importantes para medir la magnetización neta y las propiedades de relajación.

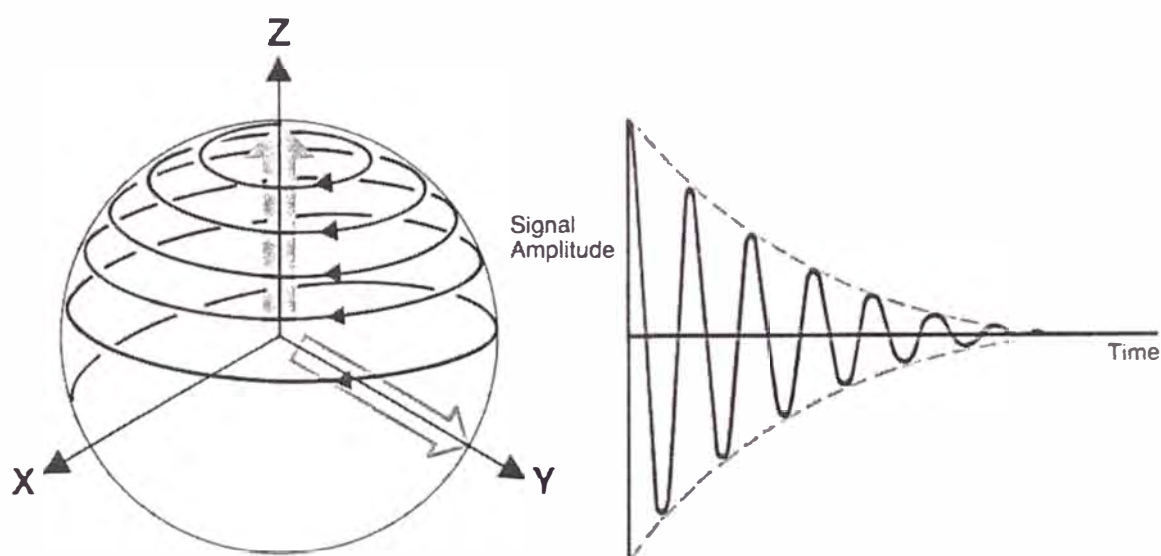


figura 5: La señal atenuada de inducción libre (FID)

Debido a los procesos de relajación, la señal atenuada de inducción libre (FID) decae gradualmente en amplitud. En general la duración de la

señal es mas corta que el tiempo de relajación T1. La señal de RF emitida es detectable si es que existe un número suficiente de núcleos que experimenten precesión en fase.

La señal FID tiene las siguientes características:

- Oscilan con componentes a la frecuencia de Larmor de los núcleos excitados.
- Tiene una magnitud inicial relacionada con la densidad de los núcleos detectados en el lugar de medición.

Disminuye en amplitud debido a los procesos de relajación transversales.

Los líquidos tienen una señal FID de mayor duración debido a la gran coherencia de los movimientos precesionales de los spines individuales.

1.8. - Formas de medir la magnetización neta

Se ha discutido hasta ahora el fenómeno de la Resonancia Magnética con las técnicas de onda continua y pulsada. Para la formación de imágenes utilizamos la técnica pulsada. Para excitar el núcleo hacia un estado de alta energía, se aplica energía electromagnética de radiofrecuencia como una secuencia de pulsos de cierta intensidad y duración vía una antena transmisora. La señal de respuesta de Resonancia Magnética será de naturaleza diferente de acuerdo con la secuencia de pulsos utilizada para modificar la influencia de las propiedades de relajación T1 y T2 del tejido en el contraste de la imagen que queremos obtener.

Existen por lo tanto diferentes métodos para generar las señales de Resonancia Magnética. Esto significa que existe una gran versatilidad en el tipo de imagen producida dependiendo del énfasis que se le dé a las

diferentes propiedades del tejido. Aunque esta es una de las fortalezas del diagnóstico por Resonancia Magnética, es también una fuente de dificultad cuando se intenta explicar las diferencias entre imágenes tomadas de la misma parte del cuerpo pero con diferentes secuencias de pulsos.

1.8.1. - La secuencia de saturación-recuperación

Todas las formas de señales de Resonancia Magnética no procesadas dependen mucho de la densidad nuclear. El método de medición siguiente puede ser usado para producir imágenes que dependan grandemente de la densidad protónica.

Un cuerpo humano en equilibrio térmico en presencia de un campo magnético tendrá una magnetización alineada con el campo. Con la aplicación de un pulso de RF de 90 grados, se hace precesar la magnetización neta en un plano ortogonal a la dirección del campo. Si la señal FID se mide, esta es inicialmente proporcional a la densidad protónica. Cuanto mayor la densidad protónica, la señal será más grande y la imagen más brillante en la pantalla. Sin embargo, si la señal de respuesta no es medida inmediatamente (lo cual es una tarea difícil directamente después del pulso de excitación de RF), la relajación transversal habrá reducido la señal detectada y tendrá algún grado de dependencia con T2.

La aplicación de un pulso único de 90 grados y la detección de la resultante señal FID es conocida como método de saturación-recuperación. Esta secuencia es conocida también como una repetición de la técnica FID cuando se hace un número de pulsos de 90 grados y mediciones.

Si la secuencia es repetida (para el promediaje de señales o porque la formación de la imagen así lo requiere), y el intervalo entre los pulsos de

90 grados es suficientemente largo para que el vector de magnetización se pueda realinear desde el plano X-Y al eje Z, la señal detectada tiene una amplitud inicial que no depende significativamente de T1 y T2. En esta situación, la señal depende más de la densidad protónica.

Por ejemplo, en los tejidos humanos se necesita un intervalo de varios segundos entre pulsos de 90 grados para asegurar que la señal refleje la densidad protónica. Para evitar la dependencia del tiempo T1, debe aplicarse un tiempo de repetición mayor que T1. Si el tiempo de repetición se acorta a un valor similar al promedio de los valores T1 de tejido humano, ocurre una recuperación parcial del equilibrio a lo largo de la dirección Z. Consecuentemente, el siguiente pulso de 90 grados rota un vector de magnetización reducido, resultando una señal inducida de menor amplitud. Esta señal es leída durante el intervalo del tiempo de repetición. De este modo, si se usa un intervalo muy corto, los tejidos o fluidos con un T1 mayor que el promedio tendrán una señal muy pobre. Por ejemplo el líquido cerebro-espinal aparecerá oscuro en este tipo de secuencia mientras que los tejidos con T1 corto tendrán señales fuertes.

1.8.2. - La secuencia spin-eco

La magnetización transversal decae a través de interacciones de spin a spin a una velocidad característica dada por el tiempo de relajación T2. Sin embargo la señal FID decae más rápido. Si medimos la velocidad de caída de la señal FID después de un pulso de 90 grados, estamos midiendo T2* y no T2. Debido a que los componentes vectoriales de la magnetización neta M comienzan a perder coherencia, la señal decae.

Para medir el tiempo de relajación T_2 es necesario remover los efectos de la inhomogeneidad del campo. Esto puede lograrse aprovechando que el desfasaje debido a la interacción de spin a spin es un proceso aleatorio mientras que el desfasaje debido a la inhomogeneidad del campo es algo sistemático y no aleatorio.

Para graficar esto consideremos a un grupo de atletas en una carrera en un día con mucho viento. Poco después de que se inicia la carrera, los atletas más veloces se encontrarán más adelante que los más lentos. Sus diferentes habilidades y los golpes de viento los alejarán a unos de otros. Si en un cierto momento se les da la orden de volver, todos regresarán al inicio mas o menos al mismo tiempo, separados solo por los efectos aleatorios del viento, debido a que los corredores más lentos tendrán que recorrer un camino más corto para volver al inicio.

De una manera similar, los efectos sistemáticos causados por el desfasamiento debido a las inhomogeneidades del campo pueden ser revertidos aplicando un pulso de 180 grados un poco después del pulso de 90 grados. Esto produce que los momentos magnéticos individuales roten 180 grados a lo largo de la dirección X como se muestra en la figura 6 produciendo un refasaje y una regeneración (ó eco) de la señal. Esta secuencia de pulsos se conoce como Spin Eco (SE).

El eco alcanzará un pico con una amplitud menor que la amplitud de la señal inicial debido a que la interacción spin a spin no será invertida. El eco eventualmente comenzará a decaer por las mismas razones por las que la señal original FID decae, pero otro pulso de 180 grados puede ser

utilizado para generar un segundo eco. Este proceso se puede repetir varias veces y la envolvente de la caída de la señal no da el verdadero valor de T2.

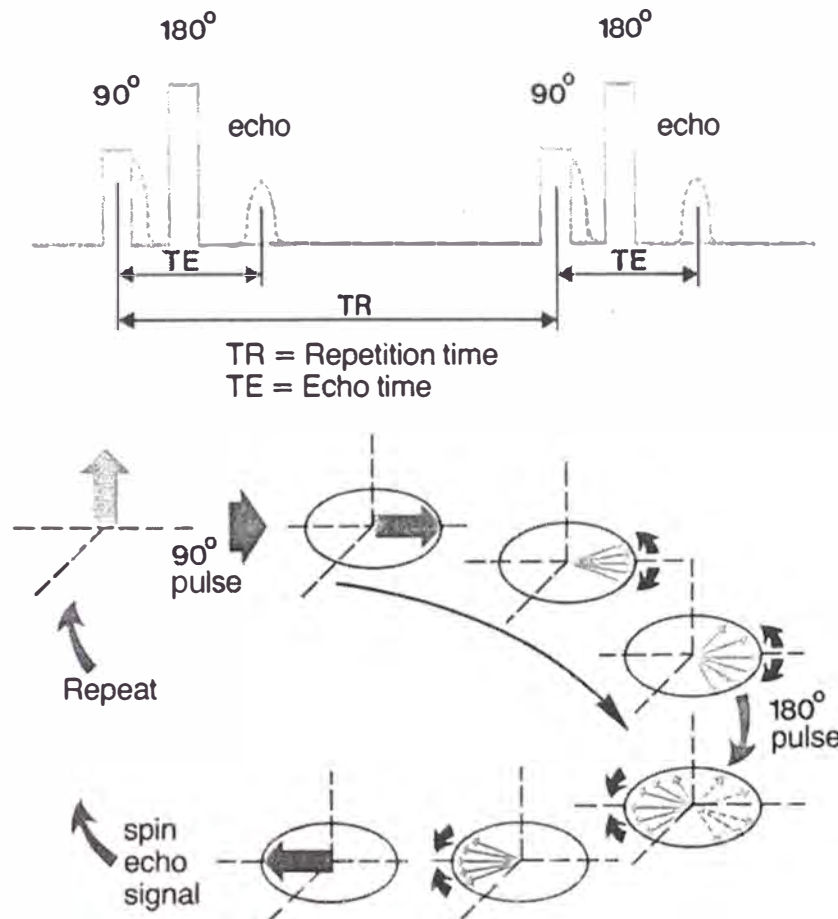


figura 6: La secuencia Spin Eco (SE)

El intervalo entre el pulso de 90 grados y el pico del primer eco se llama tiempo de eco TE. Al repetir los pulsos de 180 grados a intervalos iguales a TE, se generan ecos con intervalos similares pero con decaimiento de las amplitudes de los picos.

El intervalo entre pulsos de excitación de 90 grados cuando se hace mediciones repetidas de una secuencia de Spin Eco se conoce como tiempo de repetición TR. Si el tiempo TR es largo en comparación con T1, la relajación longitudinal tendrá muy poca influencia en la imagen. Por lo tanto

una imagen de Spin Eco se basa principalmente en la densidad nuclear y en el tiempo T2.

1.8.3. - La secuencia de recuperación de la inversión (IR)

Para producir una imagen de Resonancia Magnética influenciada por T1, se introduce un pulso de RF perpendicularmente al campo magnético principal con suficiente amplitud y duración para invertir (ó girar 180 grados) el vector de magnetización neta. Finalizado el pulso, los núcleos empiezan a reorientarse hacia su dirección original, con lo cual la magnetización longitudinal caerá a cero y se recuperará en forma exponencial con una constante de tiempo T1 hacia su valor inicial.

Nótese que la magnetización neta M permanece orientada en el eje z durante la relajación y no precesa por lo que T1 no puede ser medido en forma directa. La magnetización neta debe rotarse primero al plano X-Y para poder medirse.

La antena de excitación se coloca en el plano X-Y y se aplica un pulso de 90 grados (a la frecuencia de Larmor) en algún instante después del pulso de 180 grados. Con esto producimos un componente en el plano X-Y el cual puede ser captado por una antena receptora. Esto se muestra en la figura 7.

Poco después de aplicado el pulso de 90 grados se mide la señal de respuesta. La amplitud inicial de la señal detectada es proporcional al valor de la magnetización neta M_z en el momento que se hace la medición. Sin embargo, durante el intervalo entre los pulsos de 180 y 90 grados, los tejidos con un T1 corto habrán recobrado su magnetización inicial y tendrán una gran señal. En cambio los tejidos con T1 largo se habrán recuperado

poco y tendrán una señal pobre. La secuencia descrita es la de recuperación de inversión (IR).

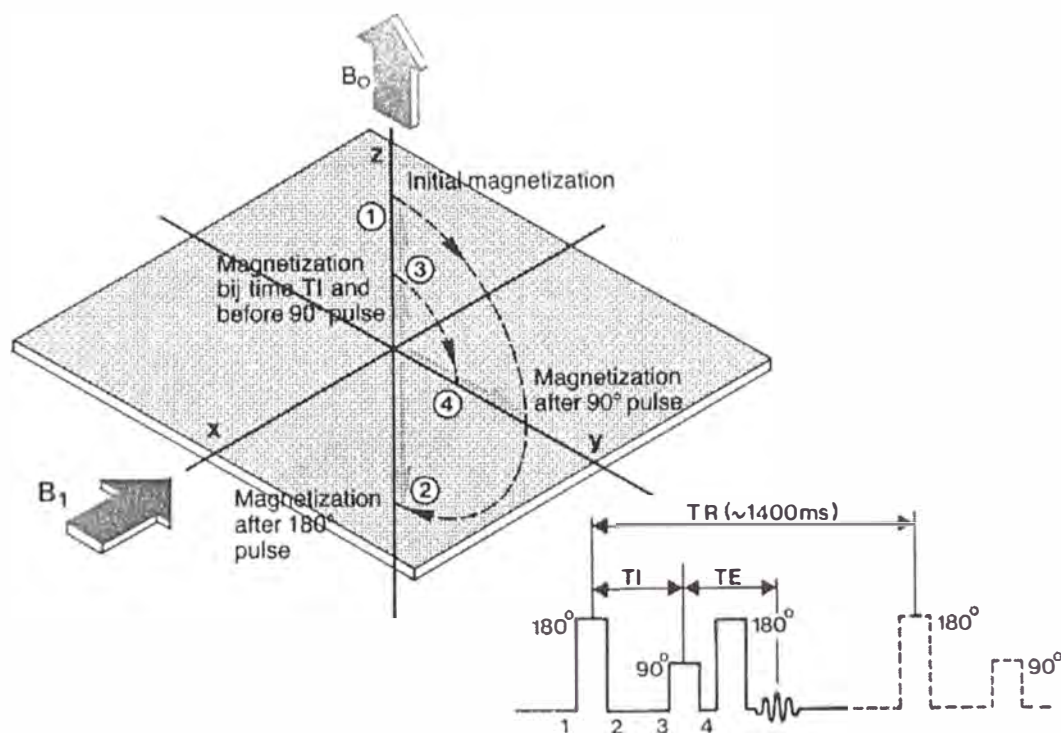


figura 7: La secuencia de recuperación de la inversión (IR)

A lo largo del cuerpo humano se tendrán diferentes grados de relajación entre los pulsos de 180 y 90 grados produciendo imágenes que dependan del valor característico T_1 de cada tejido. Tal como en las dos secuencias anteriores (SR y SE), la señal dependerá de la densidad nuclear.

El periodo entre los pulsos de 180 y 90 grados se conoce como tiempo de inversión (T_1). El periodo entre pulsos de 90 grados se conoce como tiempo de repetición (TR). Es preciso tener un tiempo de repetición varias veces más grande que el mayor valor de T_1 para permitir que la

relajación longitudinal se complete antes de la repetición de una secuencia de pulso IR.

En la secuencia básica de IR, el pulso de 180 grados excita a los núcleos y el de 90 grados es el pulso de medición, sin embargo, en la práctica existen dificultades para medir las señales débiles tipo FID inmediatamente después de un pulso fuerte de RF para medición por lo que se añade otro pulso de 180 grados para producir un eco medible.

El pulso de 180 grados de inversión no debe confundirse con el pulso de 180 grados de eco. El primero es empleado para invertir la magnetización neta en la dirección Z, el segundo rota los momentos magnéticos alrededor de una dirección del plano X-Y para promover la regeneración de la señal de Resonancia Magnética.

1.9. - Codificación espacial de la señal de Resonancia Magnética

Líneas arriba se ha discutido que la Resonancia Magnética es básicamente un fenómeno por el cual la información química puede ser obtenida utilizando las propiedades magnéticas de los núcleos. Combinando el campo magnético y los campos de excitación de radiofrecuencia, algunos núcleos se comportan de manera que puedan proveer información acerca de su naturaleza química y de su ambiente en los tejidos del cuerpo humano.

Esta información puede ser usada para proveer un análisis químico relacionado con procesos metabólicos (espectroscopia) o construir imágenes tomográficas en cualquier orientación a través del cuerpo basadas en la distribución de los protones y en otras propiedades de los mismos.

Para construir una imagen es necesario codificar la señal de respuesta de modo que ella o sus componentes puedan estar relacionados a la posición espacial de los núcleos que están contribuyendo con los componentes de la señal. Para ilustrar este principio, describiremos un método para producir una imagen uni-dimensional de un tubo delgado y largo que contiene varios tipos de tejido cada uno con un valor diferente de densidad protónica.

Si la muestra es colocada en un campo magnético uniforme B , todos los protones tendrán la misma frecuencia de Larmor. Cuando la muestra es excitada por un pulso de radiofrecuencia a la frecuencia de Larmor, y se registra la señal FID, se tendrá una sola frecuencia: la frecuencia de Larmor. Pero si la muestra es colocada en un campo que incrementa su fuerza a lo largo del tubo, entonces los protones tendrán una frecuencia de Larmor con valores que estarán relacionados con su posición a lo largo de la misma dirección. Si la variación (gradiente) del campo es lineal y se incrementa con la distancia a lo largo de la muestra, al frecuencia de Larmor de cada protón estará relacionado con su posición espacial. Por convención el eje Z está alineado con el campo magnético pero el gradiente puede tener cualquier dirección X , Y o Z .

Si la muestra es excitada con un pulso de RF de banda ancha, es decir con energía electromagnética que contiene un rango de valores entre el valor más alto y el más bajo de las frecuencias de Larmor que se encuentran en la muestra, la señal FID no será de frecuencia única sino que estará compuesta por valores de frecuencia del mismo rango. Además la

intensidad de cada componente estará relacionada con el número de protones que contribuyan con ese componente.

Si la señal de respuesta de Resonancia Magnética es analizada en sus componentes de frecuencia por la transformada de Fourier, se obtiene un espectro en el cual la frecuencia de los componentes nos da información de posición y la intensidad nos da información de densidad protónica.

El espectro es una representación directa y unidimensional de la distribución espacial de la densidad protónica dentro de la muestra. Una imagen unidimensional en la que los niveles de gris están relacionados con la densidad protónica se puede hacer trasladando los valores de intensidad en niveles de gris.

La relación entre la señal detectada de Resonancia Magnética y su espectro de frecuencia es fundamental para los métodos de formación de imágenes que explicaremos. Sin embargo, la descripción unidimensional no es suficiente por tres razones: Se necesita codificar la señal de respuesta aplicando gradientes de campo magnético en más de una dirección. Segundo, Se tiene que emplear un método de selección planar o volumétrico y tercero, se necesita emplear métodos para producir contraste en la imagen que vayan más allá de la simple densidad protónica para aprovechar todos los potenciales de la técnica de Resonancia Magnética.

Una forma de clasificar los diferentes métodos de formación de imágenes es por el tipo de volumen que es excitado para producir la señal. El volumen puede ser un punto, una línea, un plano o una región tridimensional del cuerpo humano. Todos los métodos resultan en imágenes a ser reconstruidas en una computadora como un arreglo de pixels. Por

ejemplo en las técnicas planares, la señal contiene simultáneamente información acerca de la capa completa. En las técnicas de volumen, una región tridimensional completa del cuerpo es excitada y la señal es codificada de modo que la contribución de la señal por cada elemento de volumen (voxel) puede ser determinada con posterioridad.

1.10. - Métodos planares de selección de cortes

En los métodos planares, la información es obtenida simultáneamente de un corte completo del cuerpo. Existen dos métodos planares:

Reconstrucción proyectada (codificación en ángulo y frecuencia)

- Método de reconstrucción bidimensional de Transformada de Fourier.

Los dos métodos difieren en la forma en la que la información espacial dentro del plano es codificada.

Para seleccionar el plano de corte se utiliza un gradiente de campo que se superpone al campo magnético principal en el eje Z, por ejemplo, con lo que la frecuencia de resonancia de los núcleos se incrementa a lo largo de este eje. El corte a seleccionar (que debe tener un ancho finito) contiene una banda estrecha de frecuencias de Larmor. Al excitar los spins con radiación electromagnética con la misma banda estrecha se confina la excitación a una capa en particular. El ancho del corte para un pulso de excitación dado depende de la magnitud del pulso del gradiente. Normalmente el pulso de frecuencia es fijo mientras que el campo magnético es modificado para seleccionar los diferentes cortes. El pulso de excitación RF se aplica en el instante en que se aplica el pulso de gradiente de selección.

Si el gradiente de selección es aplicado en la dirección X ó Y en vez de la dirección Z, se tendrán cortes sagitales o coronales en vez de cortes axiales.

1.10.1. - El método de la transformada de Fourier bidimensional

Una vez que se ha seleccionado el corte, es necesario codificar la señal de respuesta de Resonancia Magnética en forma espacial para obtener información de este plano, es decir requerimos información en las direcciones X e Y. Esto se logra aplicando secuencias de gradiente adicionales.

Un campo de gradiente de detección G_x es aplicado en la dirección X para definir un perfil de proyección lineal. Como consecuencia, la frecuencia de la señal de respuesta está relacionada con la distancia a lo largo del plano. Solamente los núcleos en la línea central continuaran precesando a la frecuencia original. La transformada de Fourier de la señal detectada es una proyección del objeto a lo largo del eje X. Provee un perfil unidimensional de la densidad nuclear en el objeto. La amplitud del componente en cada frecuencia está relacionada con el número de núcleos en la dirección Y contribuyendo con el componente.

Este gradiente es precedido por un gradiente de preparación G_y (llamado también gradiente de codificación en fase) que se aplica brevemente a diferentes ángulos de G_x . Esto se muestra en la figura 8.

Después de la aplicación del gradiente de selección de corte G_z y del pulso de excitación de RF, todos los núcleos en el plano precesarán en fase a la misma frecuencia nominal. Durante el periodo del gradiente G_y , los núcleos tendrán sus frecuencias de resonancia alteradas de acuerdo con

sus posiciones en la dirección Y. En otras palabras, la frecuencia de precesión se incrementará en la misma dirección. Esto es análogo a tocar una cuerda de violín y alterar la tensión de la cuerda mientras se emite la nota. El resultado es que la nota cambiará ligeramente.

Si se apaga el gradiente G_y y se aplica el gradiente G_x , los núcleos a lo largo de la dirección Y precesarán a la misma frecuencia, pero las fases de las precesiones cambiarán de manera proporcional con el campo local experimentado durante el periodo de gradiente de preparación G_y . La frecuencia de precesión ahora variará solamente en la dirección X pero habrá una variación de fase en la dirección Y.

La corriente inducida en las antenas de detección forma una señal de respuesta que es la composición de todos los núcleos precesando en diferentes frecuencias o diferentes fases.

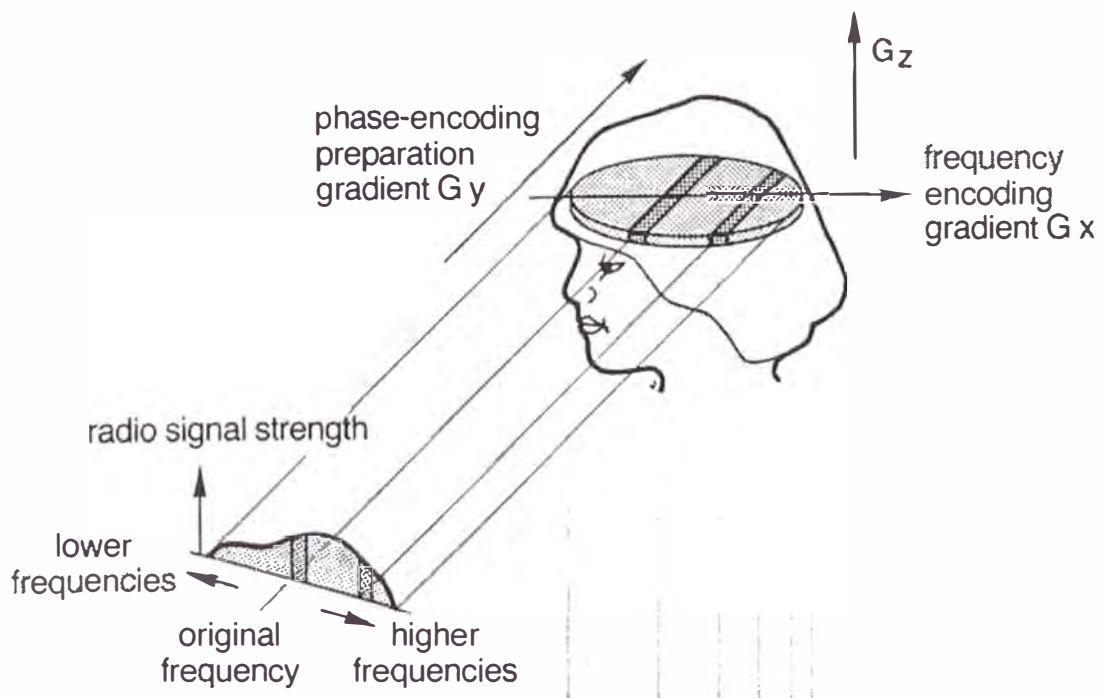


figura 8: Excitación selectiva de un solo corte

El componente a una frecuencia particular es la suma de todas las contribuciones vectoriales de una fila de núcleos en la dirección Y. Este vector suma varia con el grado de codificación en fase, es decir con el gradiente Gy. Este proceso se repite incrementando la fuerza de Gy hasta que se tienen suficientes datos para la reconstrucción de una imagen.

Para visualizar el principio de transformada de Fourier bidimensional, consideremos un objeto simple de cuatro elementos del cual queremos una imagen de 4 pixels como se muestra en la figura 9. Los cuatro elementos representan partes del cuerpo humano cada uno con diferentes valores de densidad protónica. Necesitamos por tanto determinar los valores de A1, A2, B1 y B2. Como tenemos cuatro variables, necesitamos cuatro ecuaciones como mínimo. Si se hace una primera medida aplicando solamente el gradiente Gx después del pulso de excitación (sin Gy aún), el componente de señal del elemento A1 estará en la misma frecuencia y fase que el componente de B1. Como consecuencia estos dos componentes se sumarán y el resultado se puede hallar del espectro de frecuencia de la señal de respuesta. Del mismo modo, los componentes de los elementos A2 y B2 estarán en fase y a la misma frecuencia aunque a una diferente frecuencia de los componentes de la primera columna, de modo que su suma se puede encontrar en la frecuencia relevante del espectro.

De este modo tenemos las sumas siguientes:

$$S1 = A1 + B1$$

$$S2 = A2 + B2$$

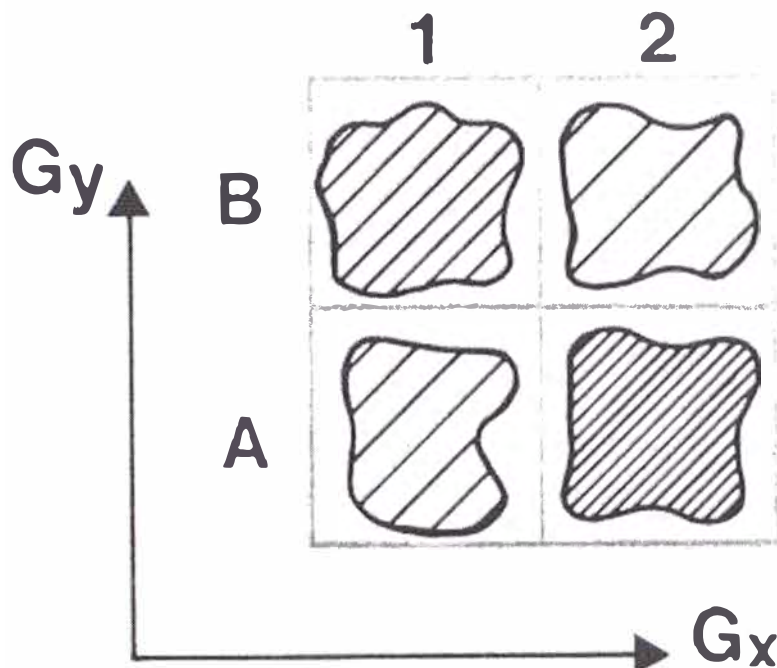


figura 9: Imagen de 4 píxeles para el método 2DF

Se hace una segunda medición pero esta vez con un gradiente de codificación de fase G_y antes de G_x . Durante el periodo de G_y , los núcleos en la fila B precesarán con mayor velocidad que los de la fila A. Asumamos que G_y se apaga cuando la diferencia de fase entre las dos filas es de 180 grados. Después de la aplicación de G_x , habrá nuevamente una diferencia de frecuencia entre las columnas 1 y 2. Sin embargo también habrá una diferencia de fases entre las filas A y B. La suma de las columnas es esta vez equivalente a la suma de dos ondas sinusoidales, una de las cuales se encuentra en su máximo valor positivo mientras que la otra se encuentra en su máximo valor negativo. Esto es en efecto una substracción. El espectro tiene ahora los valores de dos ecuaciones más:

$$S_3 = A_1 - B_1$$

$$S_4 = A_2 - B_2$$

Así, en esta imagen de 4 pixels, dos mediciones fueron necesarias cada una con una fuerza diferente de gradiente Gy aplicada. Cada una de las mediciones nos entrega una señal que, después de la transformada de Fourier, produce valores para las ecuaciones de las dos columnas.

Para el caso general de una imagen de $N \times N$ pixels, se deben hacer N mediciones con el grado de codificación de fase cambiando para cada medición. Cada una de las mediciones nos provee de una ecuación para cada columna, es decir N ecuaciones. Así obtenemos N ecuaciones con N incógnitas.

1.11.- Reconstrucción de una imagen planar y secuencias típicas de pulsos y gradientes

En el método de la transformada de Fourier bidimensional, una señal de respuesta es entregada para todos los valores de codificación de fase. Si todas las señales detectadas que son obtenidas de los diferentes valores de Gy se juntan una al lado de la otra, el resultado se vería como en la figura 10A la cual es una señal que es función de dos variables: tiempo y la respuesta al gradiente de codificación de fase Gy. En realidad la señal depende del producto de Gy y el tiempo del pulso de preparación, pero esto se reduce a Gy si este tiempo se mantiene constante. La figura 10B es el espectro bidimensional que resulta de la transformada de Fourier en la que se ve la contribución de las áreas que tienen alta densidad protónica. La imagen de la figura 10C es la representación en niveles de gris del espectro.

Para la formación de imágenes por Resonancia Magnética se debe combinar las técnicas de ponderación de las propiedades de relajación de los tejidos con las técnicas de codificación espacial.

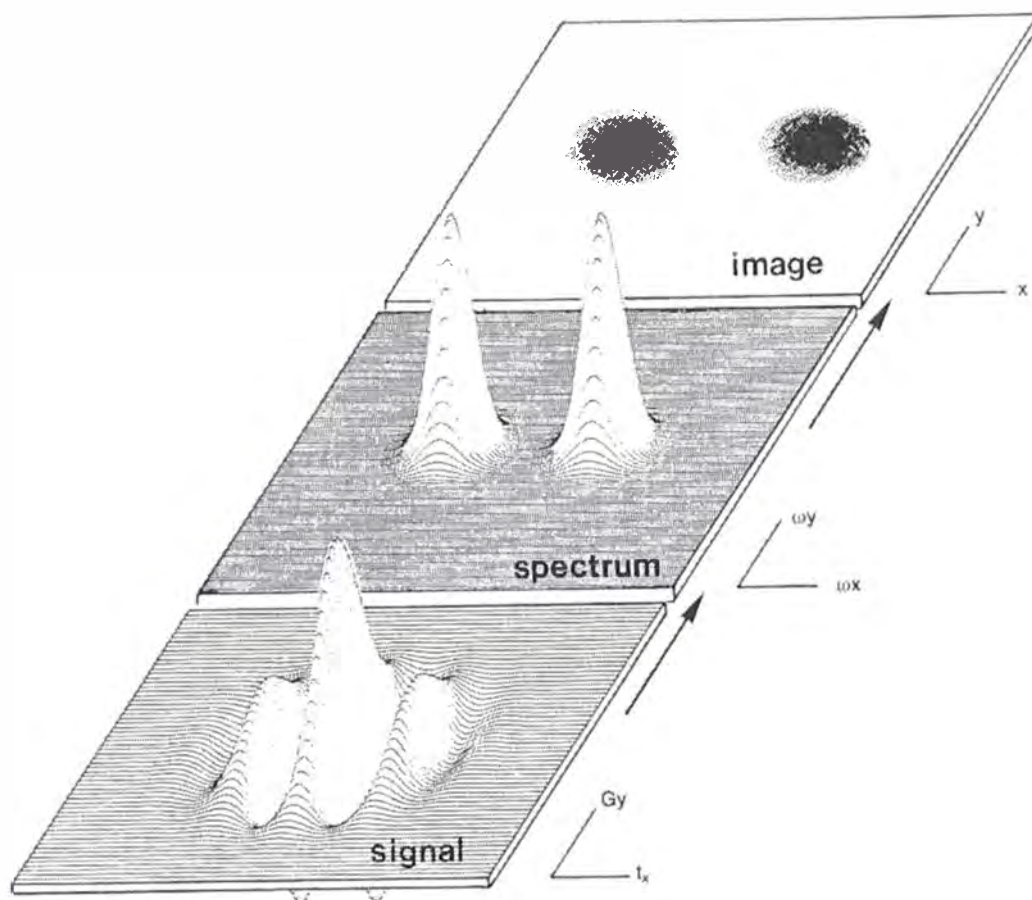


figura10: El paso de la señal a la imagen

Una secuencia de Spin Eco se muestra en la figura 11. Un pulso de RF de 90 grados es lanzado durante la aplicación de un gradiente G_z que selecciona el corte. La señal FID aparece pero rápidamente decae debido a los efectos combinados de relajación transversal y desfase debido a la no-homogeneidad del campo.

El siguiente gradiente G_y produce una codificación de fase para una dimensión espacial. Se aplica un pulso de 180 grados para producir una señal de eco. Mientras ocurre el re-fasamiento, un gradiente G_x se enciende para codificar en frecuencia la señal para la segunda dimensión. La señal de eco es detectada y analizada en sus componentes. Este juego de pulsos y gradientes se repite muchas veces con un tiempo de repetición TR.

Cada juego tiene un valor diferente de G_y hasta que se tienen suficientes datos para la formación de una imagen. Además, la secuencia completa puede repetirse antes de cambiar G_y para hacer un promediado de señales. La variación en los tiempos de los pulsos de 180 grados, y por lo tanto el tiempo de eco TE, varía el grado de realce del factor T2 en la imagen.

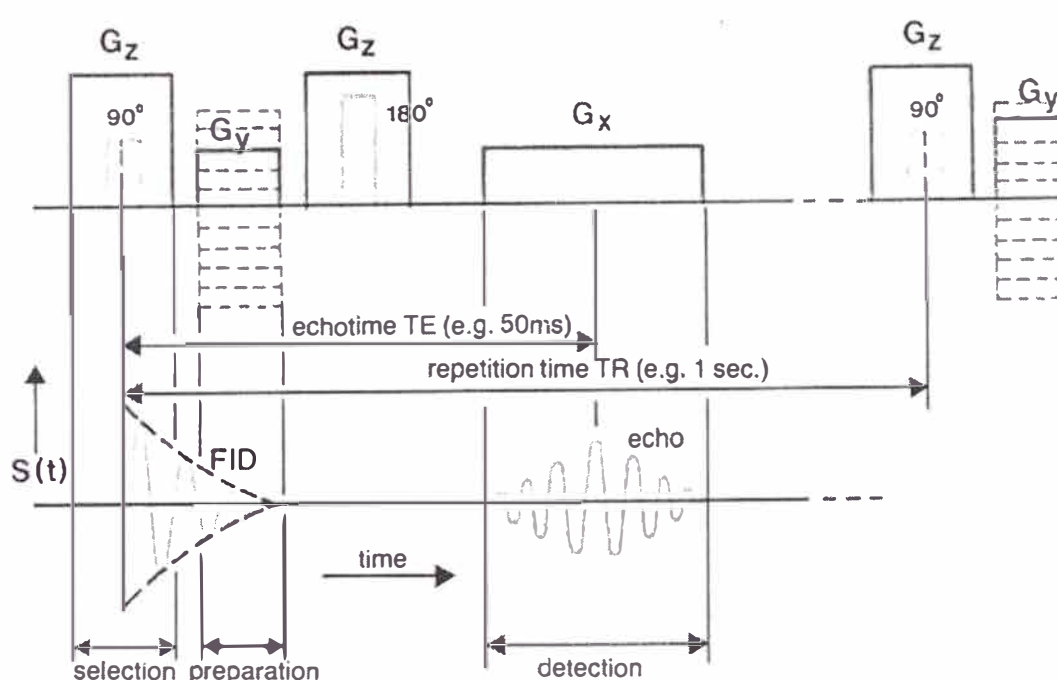


figura 11: La secuencia Spin Echo para 2DF y la secuencia de gradientes

Un segundo ejemplo es la secuencia de recuperación de la inversión (IR) como se muestra en la figura 12 : El primer pulso de RF de 180 grados es aplicado al mismo tiempo que el gradiente de selección de corte G_z . Después de un tiempo de inversión T_I , durante el cual se produce una cierta relajación longitudinal, un pulso de 90 grados es aplicado para producir la señal FID cuya amplitud inicial esta relacionada con la densidad protónica y la relajación T1 ocurrida en el periodo T_I . El segundo pulso de 180 grados es un pulso de refase y es aplicado para producir una señal de eco. Los

gradientes de codificación espacial son aplicados como en el primer ejemplo.

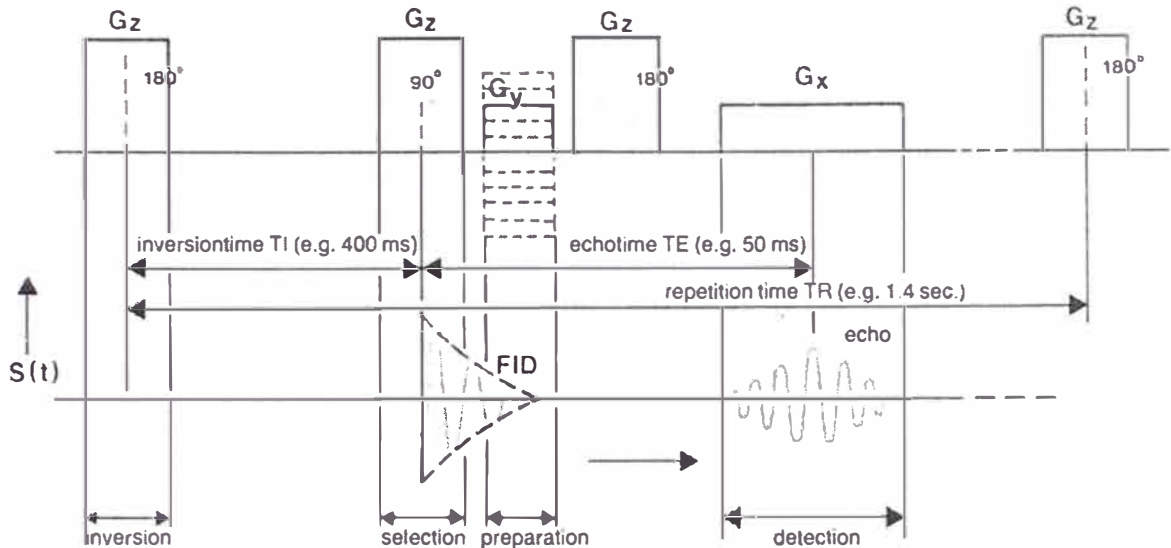


figura 12: Secuencia de pulsos IR para 2DF y secuencia de gradientes

1.12. - La instrumentación básica

Todo sistema diseñado para la formación de imágenes in-vivo del cuerpo humano tiene los siguientes componentes:

- El magneto o imán que produce el campo magnético principal
- El sistema de gradiente para la selección del corte y la codificación espacial.
- El transmisor de RF para la excitación de los núcleos y la producción de los pulsos de medición.
- El sistema de recepción de RF para la detección y análisis de la señal de respuesta de Resonancia Magnética.
- La computadora para la reconstrucción de la imagen y el control general de los pulsos.
- La consola de operación y visualización

- La jaula de Faraday para proteger las débiles señales de la interferencia externa y el medio ambiente de los fuertes pulsos de RF generados internamente.
- Armadura magnética para reducir los efectos del campo magnético fuera de la sala de exámenes.
- La mesa de paciente para acomodar al paciente.

1.12.1. - Fuerzas de campo magnético y tipos de magneto

Para la aplicación clínica deseada es importante la elección de la fuerza del campo magnético principal y el tipo de magneto. Se han conseguido imágenes protónicas con campos tan bajos como 0.04 Tesla, sin embargo para reducir los tiempos de adquisición y mejorar la relación señal a ruido se desean campos más altos. Comercialmente se dispone de magnetos de hasta 3 Tesla. Las imágenes protónicas hechas con campos desde 0.04 a 1.5 Tesla corresponden a frecuencias desde algunos Megahertz hasta cerca de 65 MHz. La frecuencia de resonancia y, en general, la absorción de RF se incrementa con el incremento de la fuerza del campo magnético hasta un punto donde cualquier mejora resultante de un grado mayor de magnetización neta (y por lo tanto mayor relación señal a ruido) es desplazada por una distorsión causada por la atenuación de RF en el cuerpo humano. Adicionalmente los componentes de RF (incluyendo las antenas detectoras) deben ser capaces de responder a las frecuencias de Larmor resultantes. El diseño de las antenas receptoras esta cerca del tope de la experiencia actual a las frecuencias correspondientes a los campos elevados. Además, el costo del sistema se incrementa sin demasiadas

ventajas para justificarlo. Por ejemplo, la mayoría de imágenes protónicas se obtienen con campos desde 0,15 a 0.5 Tesla.

Sin embargo, si se quieren obtener imágenes sobre núcleos diferentes a los protones, se necesitan campos de 1.5 Tesla debido a la baja abundancia y sensibilidad relativa de la mayoría de estos núcleos. Igualmente se requieren campos elevados para aplicaciones como espectroscopia e imágenes que resalten el desplazamiento químico.

Adicionalmente, para un tejido en particular, el valor de la relajación longitudinal T1 se incrementa con el aumento de la fuerza de campo magnético. Esto puede aumentar considerablemente los tiempos de adquisición para secuencias ponderadas en T1. A medida que se incrementa el campo magnético, aumenta la frecuencia de Larmor y aumenta también la potencia de RF depositada en el cuerpo humano, particularmente en adquisiciones volumétricas.

La homogeneidad del campo es un aspecto importante para la calidad de imagen. Valores tan bajos como 1 ppm (partes por millón) se requieren para mantener una buena relación señal a ruido en todo el espacio en el que se acomoda al paciente. Lograr una homogeneidad con esos valores en un espacio tan grande que pueda acomodar al promedio de pacientes se dificulta con el incremento de la fuerza del campo magnético.

El campo magnético principal se puede producir de tres formas:

- Con un magneto permanente
- Con un electro magneto resistivo
- Con un electro magneto superconductor.

Cada tipo de magneto tiene sus ventajas y desventajas, las cuales se suman en la tabla 3.

Tipo de magneto	Ventajas	Desventajas
Permanente	<ul style="list-style-type: none"> - Bajos costos iniciales y de mantenimiento. - No requiere energía (para formar el campo). - Bajo campo externo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Campo magnético bajo: Hasta 0.3 Tesla. - Masa muy grande. - No son posibles exámenes diferentes a densidad protónica.
Resistivo	<ul style="list-style-type: none"> - Costos iniciales bajos para campos moderados. - Costos bajos de mantenimiento. - Las bobinas son accesibles para servicio. 	<ul style="list-style-type: none"> - Homogeneidad de campo moderada. - Alto consumo de energía eléctrica (50 a 70 KW) - Se requiere sistemas de enfriamiento por agua. - Campo magnético bajo. - El campo depende de las fluctuaciones de la red eléctrica. - No son posibles exámenes diferentes a densidad protónica.
Superconductor	<ul style="list-style-type: none"> - Altos campos magnéticos (Hasta 3 Tesla). - Alta homogeneidad del campo. - Campo extremadamente estable. - Bajo requerimiento de energía eléctrica. - Posibilidad de exámenes para otros isótopos y espectroscopia. 	<ul style="list-style-type: none"> - Costos iniciales elevados. - Alto costo para mantenimiento de nivel de Helio líquido. - Las bobinas no son accesibles para servicio.

Tabla 3

1.12.2. - El sistema de radiofrecuencia

Idealmente, las antenas transmisoras de RF deben producir un campo electromagnético homogéneo, excitando de manera uniforme los núcleos en la región del cuerpo que va a ser examinado. Generalmente la antena transmisora es la antena general de cuerpo pues al rodear completamente al paciente asegura una transmisión homogénea en todo su volumen. Esta antena puede ser al mismo tiempo receptora para casos en los que se necesite una visión más panorámica del cuerpo. Sin embargo, se pueden usar otras antenas receptoras para una región específica. Para evitar que se dañen las antenas que se encuentran dentro del volumen de examinación y que no sean utilizadas como receptoras en un determinado momento, se las lleva a una desintonización momentánea, de modo que solamente la que queda sintonizada en un instante es la receptora. Dentro de las antenas receptoras se encuentran también las antenas superficiales pues se colocan muy cerca de la superficie del paciente que se desea examinar para obtener los mejores niveles de la relación señal a ruido.

El amplificador de RF (para la transmisión) debe generar pulsos muy definidos a una radiofrecuencia muy estable. El sistema receptor debe ser muy sensible para detectar la señal de respuesta que es extremadamente débil. El detector, que es usualmente sensible en fase, debe proteger la señal de respuesta de otras perturbaciones, por eso es importante la calidad de la Jaula de Faraday que rodea al todo el sistema.

1.12.3. - La computadora

El computador es el cerebro de todas las operaciones del sistema de Resonancia magnética. Su capacidad y velocidad deberá soportar las siguientes funciones:

- Todas las fases de adquisición de las imágenes: control y sincronización de los pulsos de RF con los pulsos del gradiente.
Captura de los datos del receptor
Reconstrucción de las imágenes mientras simultáneamente adquiere nuevos datos.
Presentación y manipulación de las imágenes en pantalla, archivo, transferencia, etc.
- Conversión de las instrucciones del operador en comandos de la máquina.
- Control sobre la mesa del paciente.

CAPITULO II BOBINAS Y AMPLIFICADOR DE GRADIENTE Y SU INTERVENCIÓN EN LA FORMACIÓN DE IMÁGENES

2.1. - Campos de gradiente y el efecto de las corrientes de Eddy

Para modificar el campo magnético principal en una forma controlada, se utilizan campos que cambian linealmente en las direcciones X, Y y Z (campos de gradiente) y se superponen a éste. La convención utilizada para estas direcciones es la que se muestra en la figura 13. Estas bobinas se ubican en forma concéntrica con la apertura cilíndrica del magneto sobre un material epóxico. Los campos de gradiente son generados por pulsos de corriente DC en estas bobinas arregladas de modo que estos cambios siempre sean paralelos al campo principal como se muestra en las figuras 14 y 15. Su comportamiento es lineal y en el isocentro (el punto central de la zona de campo homogénea), la variación del campo magnético es 0. Las bobinas tienen una inductancia de alrededor de 200 micro henrios añadida a una resistencia de 65 miliohm (valores típicos).

Los campos magnéticos pulsados producen corrientes de Eddy en el material conductor circundante. Las corrientes de Eddy producen campos magnéticos opuestos a los campos pulsados aplicados. Esto produce una respuesta lenta e incluso cuando el pulso se apaga persiste un remanente del campo. Por esta razón es necesario compensar estas corrientes tal como se muestra en la figura 16.

Cuando un campo magnético de gradiente se superpone al campo magnético principal, la frecuencia de resonancia de los protones varía con la

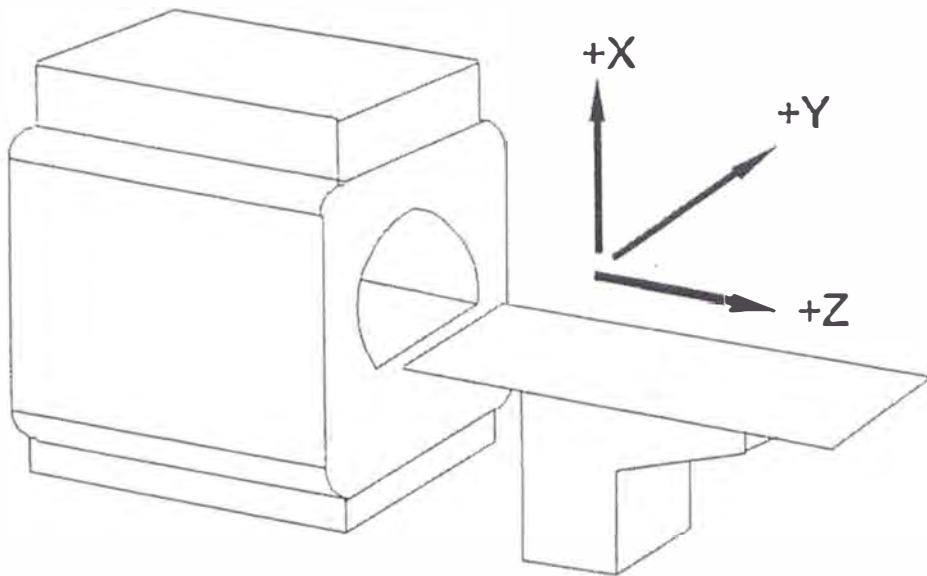


figura 13: Ejes coordenados del magneto

Z gradient coil

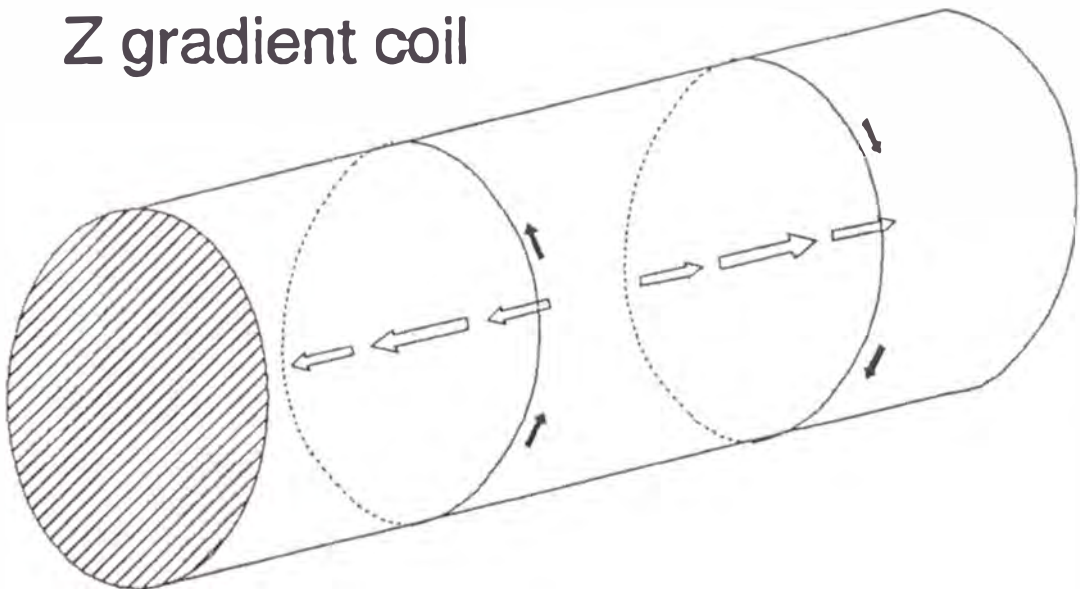
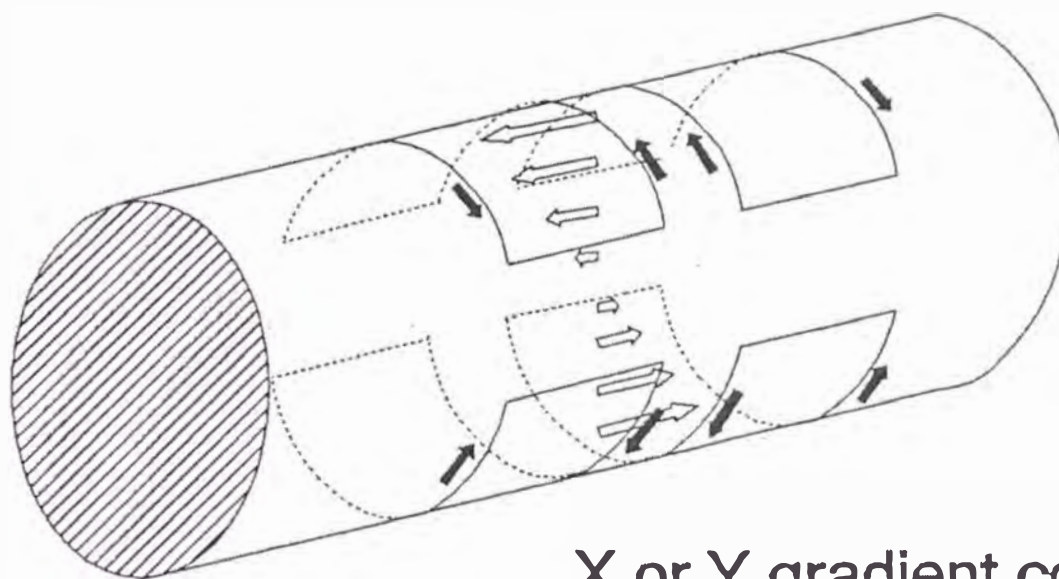


figura 14: Bobina de gradiente eje Z



X or Y gradient coil

figura 15: Bobinas de gradiente ejes X o Y

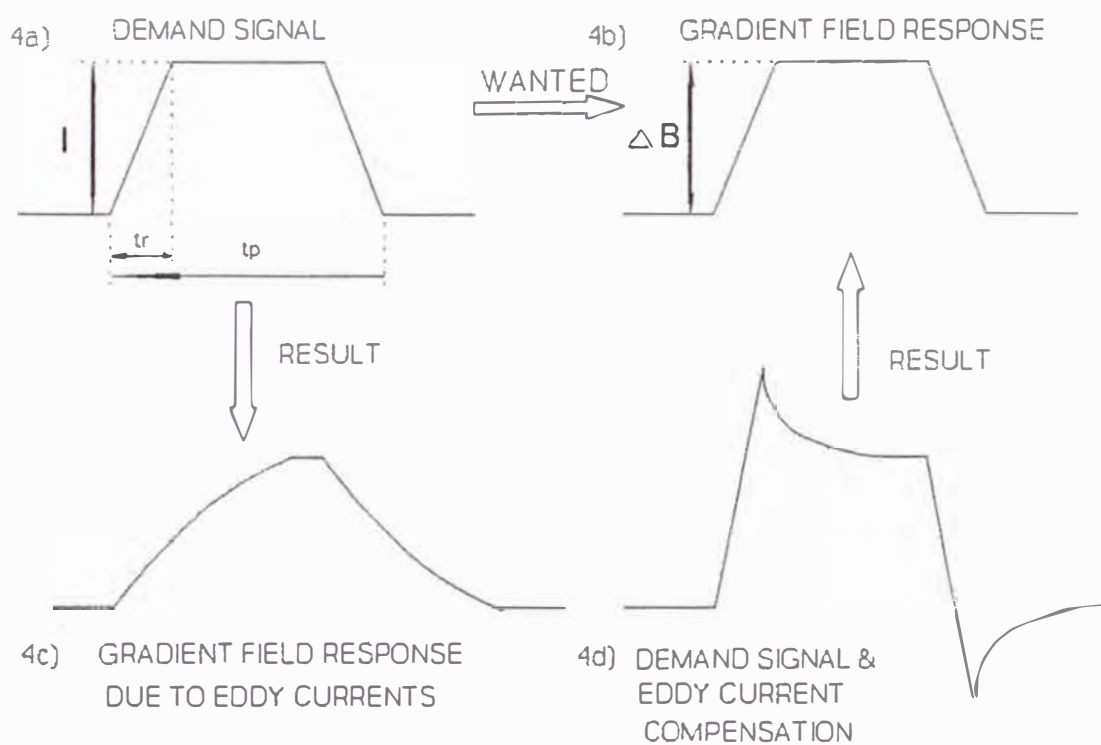


figura 16: Respuesta del campo de gradiente

ubicación espacial a lo largo del eje del gradiente aplicado, ocasionando que los protones en diferentes partes del cuerpo resuenen a frecuencias diferentes. Esta variación lineal con la distancia a lo largo del gradiente se muestra en la figura 17 donde la altura de las flechas es proporcional a la fuerza del campo. Algunos valores típicos de los gradientes están en el orden de 10, 15, hasta 23 mT/m (miliTesla por metro).

2.2. - Formación de las imágenes

La formación de imágenes por Resonancia Magnética se basa en los conceptos de vóxels y píxels. Una muestra de tejido humano ocupa un volumen específico que se representa como un elemento de volumen o vóxel. Un arreglo de vóxels forman una imagen de un corte tal como si fuera una rebanada del cuerpo. Una superficie del vóxel se llama píxel. De modo que el vóxel determina la señal de Resonancia Magnética y aparece en la imagen con una intensidad de nivel de gris para ese píxel. Esto se muestra en la figura 18. La técnica utilizada para la reconstrucción de la imagen es la Transformada de Fourier bidimensional (2D-FT).

Para la formación de la imagen se utilizan tres diferentes codificaciones cada una correspondiente a los diferentes ejes espaciales de un corte bidimensional: Selección del plano de corte, codificación en fase y codificación en frecuencia. Esto se ilustra en la figura 19.

El gradiente de selección genera en combinación con el pulso de RF un vector de magnetización en el plano XY solamente para el plano de corte seleccionado. El gradiente de codificación de fase, llamado también gradiente de preparación) cambia la fase del vector de magnetización M_{xy}

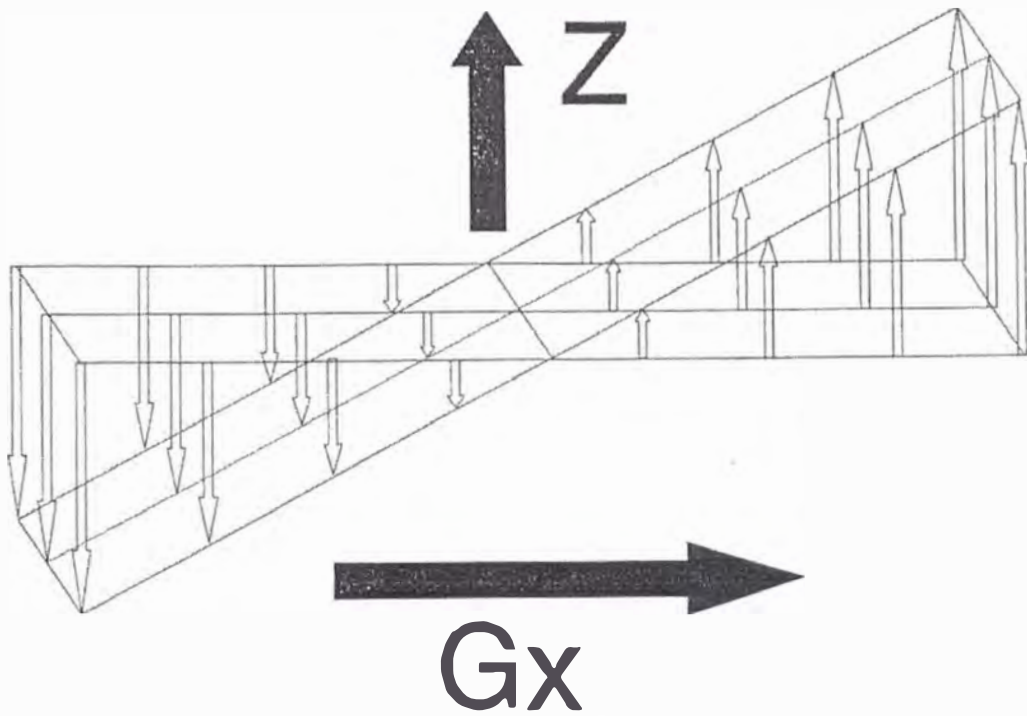


figura 17: Gradiente lineal de campo magnético

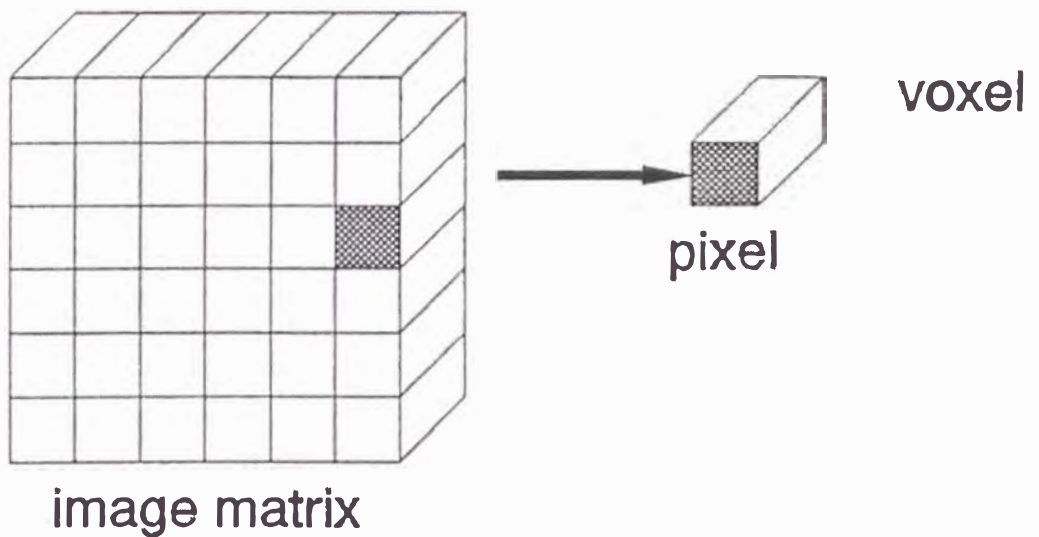


figura 18: Matriz de pixels para la imagen

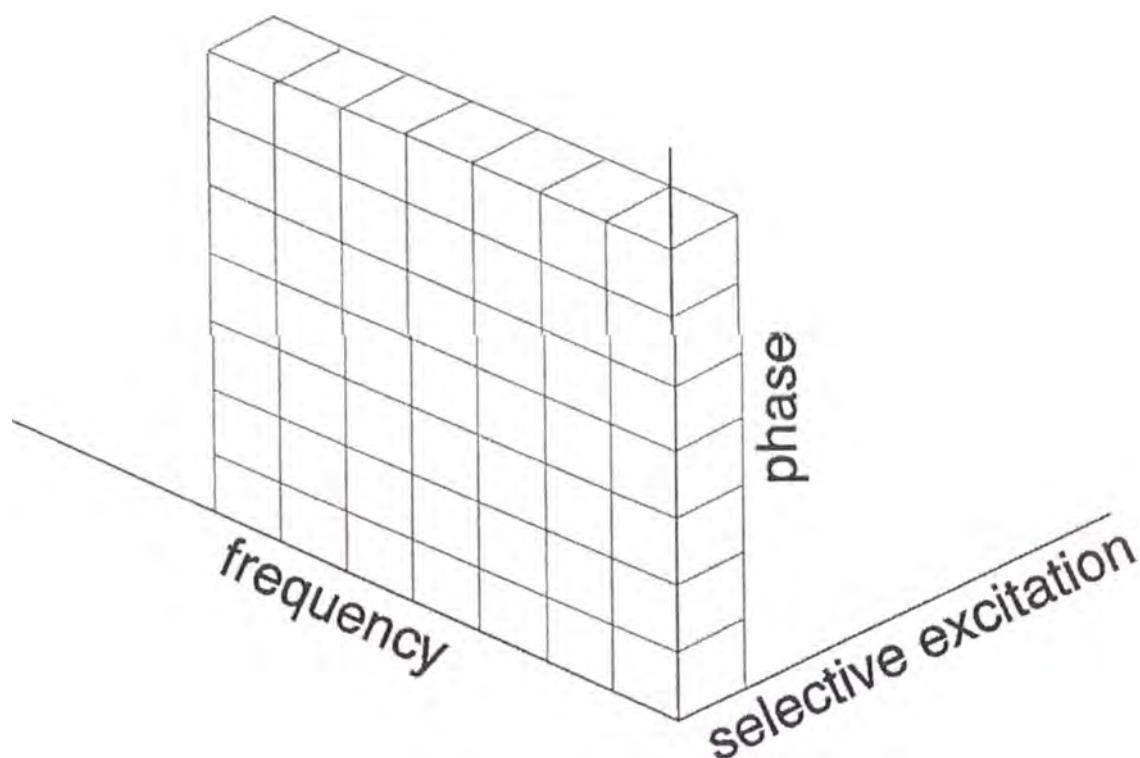


figura 19: Tres dimensiones espaciales de un corte

en cada "fila" del plano de corte. El gradiente de codificación de frecuencia, llamado también gradiente de lectura o medición, cambia la frecuencia del vector M_{xy} en cada "columna" del plano de corte.

El gradiente de selección se activa durante el pulso de 90 grados. Esto coloca a los protones a lo largo de la dirección de selección en campos magnéticos ligeramente diferentes. Los protones responderán al pulso de RF solamente si la frecuencia del pulso es la frecuencia de resonancia. El mecanismo de selección del plano de corte es usar un pulso de RF de 90 grados con una frecuencia central igual a la frecuencia de resonancia del corte deseado con un cierto ancho de banda. Por ejemplo un plano de corte alrededor del iso-centro requiere pulsos de RF con frecuencia central correspondiente al campo magnético principal (B_0) y un plano de corte fuera

del isocentro requerirá una frecuencia central correspondiente al campo magnético modificado en ese punto por el gradiente. Esto se muestra en la figura 20.

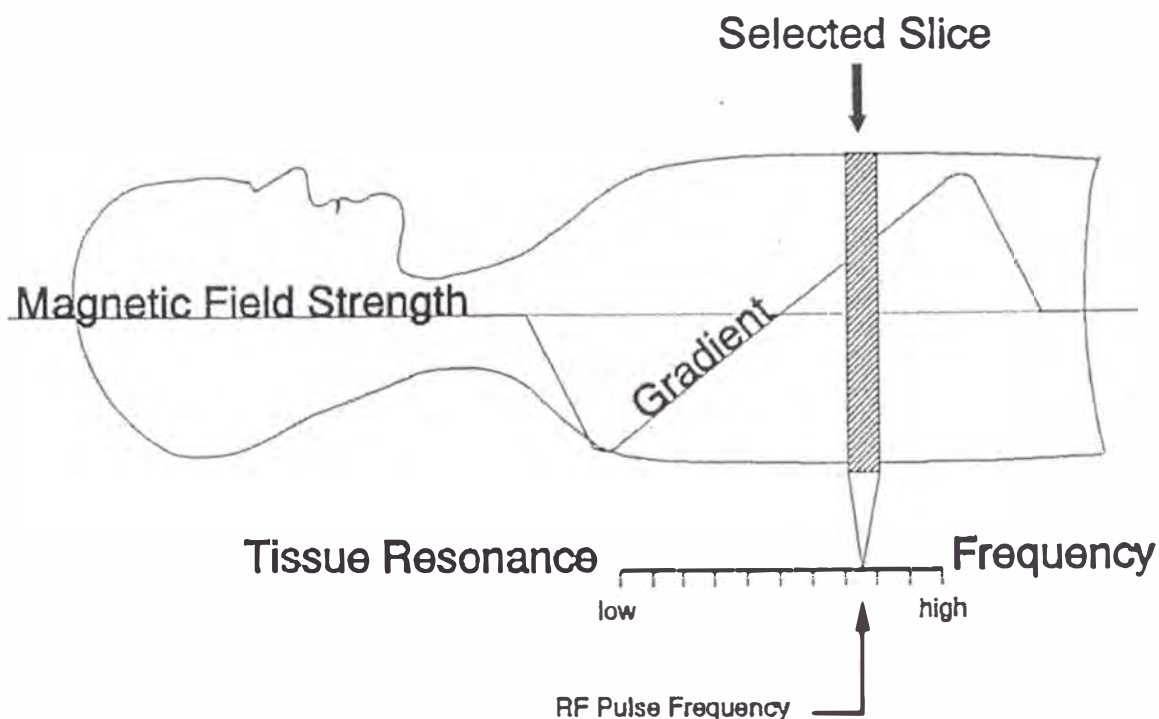


figura 20: Uso del gradiente para seleccionar un corte específico

2.3. – Gradiente de codificación en fase

Todos los protones tienen el mismo desfase después de un pulso de RF de 90 grados. La frecuencia es la misma para todos los protones porque todos experimentan el mismo campo magnético. Al activar el gradiente de codificación de fase, la intensidad del campo magnético cambia ligeramente a lo largo del eje en el que es aplicado. Esto cambia la frecuencia de resonancia de los protones de acuerdo a su posición a lo largo del gradiente. Cuando el gradiente se activa por primera vez, los protones están en fase. Pero debido a que los protones tienen diferentes frecuencias de acuerdo a su posición a lo largo del gradiente no pueden permanecer con

la misma fase. El desfase que tienen, sin embargo ocurre de una manera muy específica de acuerdo con su ubicación a lo largo del gradiente. Si éste es apagado luego de un tiempo corto (de 3 a 5 milisegundos) todos los protones regresan a la misma frecuencia determinada por el campo magnético principal. Pero aunque los protones retornen a la misma frecuencia, los desfases permanecen diferentes de acuerdo a la ubicación a lo largo de ese eje, de modo que llevan una "memoria" en forma de sus desfases. Por lo tanto la ubicación ha sido codificada en fase, de allí su nombre.

En la figura 21 se representa este fenómeno: Una matriz de vóxeles ha sido codificada en fase usando un gradiente vertical. El desfase se representa como el ángulo entre la flecha sólida y la flecha con puntos. Todos los vóxeles en una misma fila tienen el mismo desfase. Sin embargo, en las columnas verticales el desfase cambia linealmente con la distancia. Este desfase permanece incluso después de que el pulso de gradiente ha cesado

2.4. – Gradiente de codificación en frecuencia

Una última dimensión espacial permanece por codificar y tenemos un último gradiente que está disponible para usar. Antes de que este último gradiente se encienda, los spins del corte seleccionado están todos en la misma frecuencia pero desfasados en forma dependiente de su ubicación a lo largo del otro eje en el que fue aplicado anteriormente la codificación en fase. Cuando la codificación en frecuencia se enciende, el campo magnético

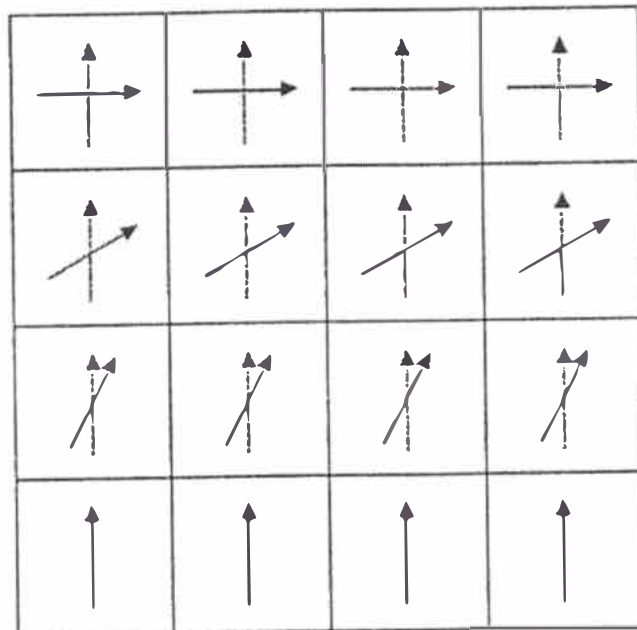


figura 21: Una matriz de voxels

cambia a lo largo del gradiente y las frecuencias de los protones cambian de acuerdo con su ubicación espacial. La diferencia es que este gradiente se enciende durante la recepción del eco. Por lo tanto esta información espacial codificada en la frecuencia es detectada en la respuesta de radiofrecuencia del eco, de allí su nombre. Este gradiente crea así una correspondencia única entre la frecuencia de la señal de respuesta y la posición en la que se originó a lo largo de la dirección de lectura.

En la figura 22 se muestra una matriz de voxels que esta ahora bajo la influencia del gradiente horizontal de codificación en frecuencia. La frecuencia de presesión está representada como la longitud de la línea curva. Todos los vóxels en una columna giran a la misma velocidad, sin embargo, en una fila horizontal, la frecuencia de presesión varia linealmente con la distancia. Si no hubiese sido por la codificación en fase, en el

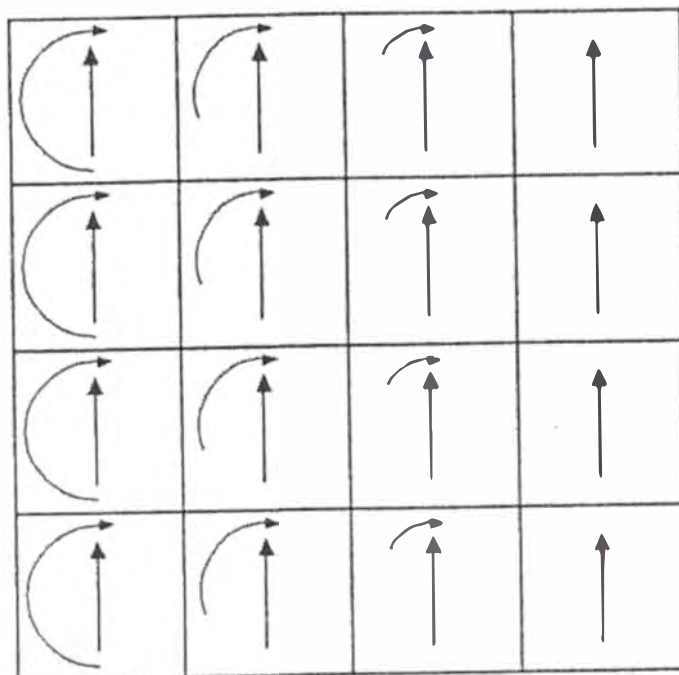


figura 22: Matriz de voxels y codificación en frecuencia

momento de la detección del eco, todos los vectores de magnetización estarían momentáneamente en fase aunque estén rotando en frecuencias diferentes bajo la influencia del gradiente de lectura.

Resumiendo: Cuando una señal de eco es recibida, se usan detectores que son sensibles a la amplitud de la señal (brillo del píxel) y a su fase y su frecuencia (ubicación del protón). De modo que cualquier protón que produce una señal debe llenar idealmente las siguientes condiciones:

Debe estar dentro del plano de corte seleccionado (en la fase de selección)

Sus ubicaciones dentro del eje de fase serán proporcionales a su desfase (en la fase de codificación por fase)

Su ubicación a lo largo del eje de frecuencia será proporcional a su frecuencia (en la fase de codificación por frecuencia)

2.5. - Reconstrucción de la imagen

La técnica de formación de imágenes que utilizaremos es llamada Transformada de Fourier bidimensional de Spin Eco. Esta técnica incluye la codificación en fase, en frecuencia y la secuencia de pulsos de Spin Eco. Una sola adquisición de eco no tiene suficiente información para reconstruir una imagen. Por ejemplo, si queremos una imagen con una matriz de 256 X 256 píxels necesitamos 256 diferentes adquisiciones. El gradiente de codificación en fase es variado cada vez que se genera una nueva señal. La computadora digitalizará la variación continua de la frecuencia de la señal de eco en 256 valores discretos de frecuencia. Para obtener la misma resolución a través de la imagen es necesario tener 256 niveles de fase y 256 niveles de frecuencia.

En la figura 23 tenemos una matriz de vóxels que están codificados en fase y en frecuencia. Las filas se distinguen por su variación lineal en el ángulo de fase. Las columnas se distinguen por su variación lineal en la frecuencia de presesión.

Finalmente se hace una transformada de Fourier en la dirección de la frecuencia y una transformada de Fourier en la dirección de fase. De estas dos transformaciones, la computadora puede formar la imagen final y asignar valores de brillo a los píxels seleccionados.

En la figura 24 tenemos una representación esquemática de la formación de imagen por la Transformada de Fourier bidimensional. La

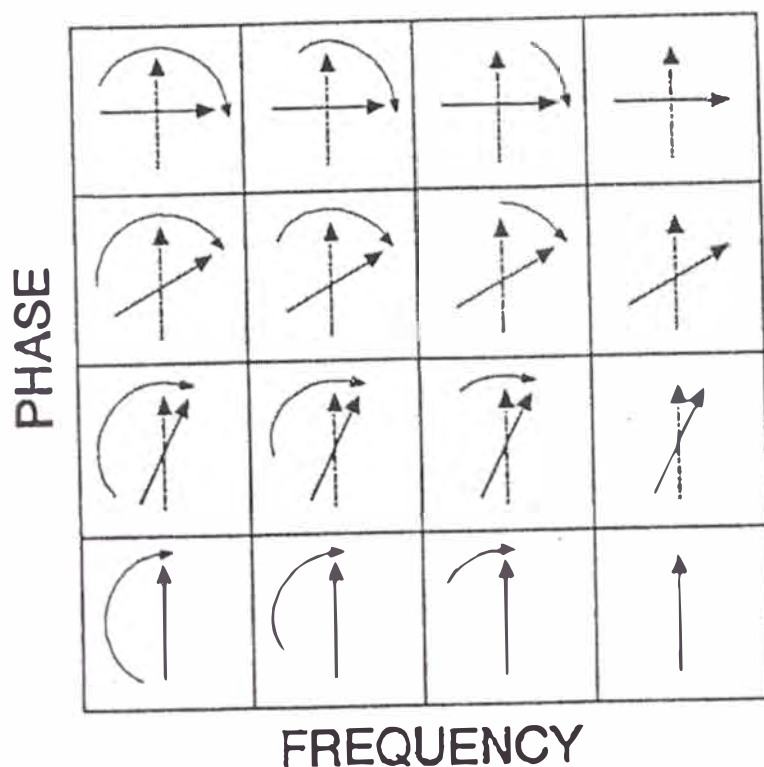


figura 23: Matriz de voxels codificados en fase y frecuencia

parte a) representa un corte a través de un objeto que tiene 3 gotas de agua (llamadas 1, 2 y 3). La proyección sobre el eje de la frecuencia se muestra detrás del corte. En la parte b) observamos que la colección de la información es un juego de spin ecos ó vistas. Nótese que cada eco se produce desde todo el corte. En la parte c) se observa que la transformada de Fourier de todas las vistas forma un juego de proyecciones del corte en el eje de la codificación de frecuencia. Las oscilaciones bajo la envolvente de cada proyección representan la mitad de la información en fase. En d) un nuevo juego de información se logra desde las columnas en c) donde las vistas añadidas han sido llenadas. Algunas de las filas del nuevo juego de datos no contienen señal porque estas filas corresponden posiciones a lo largo del eje de codificación de frecuencia donde no hay agua. Dos de esas

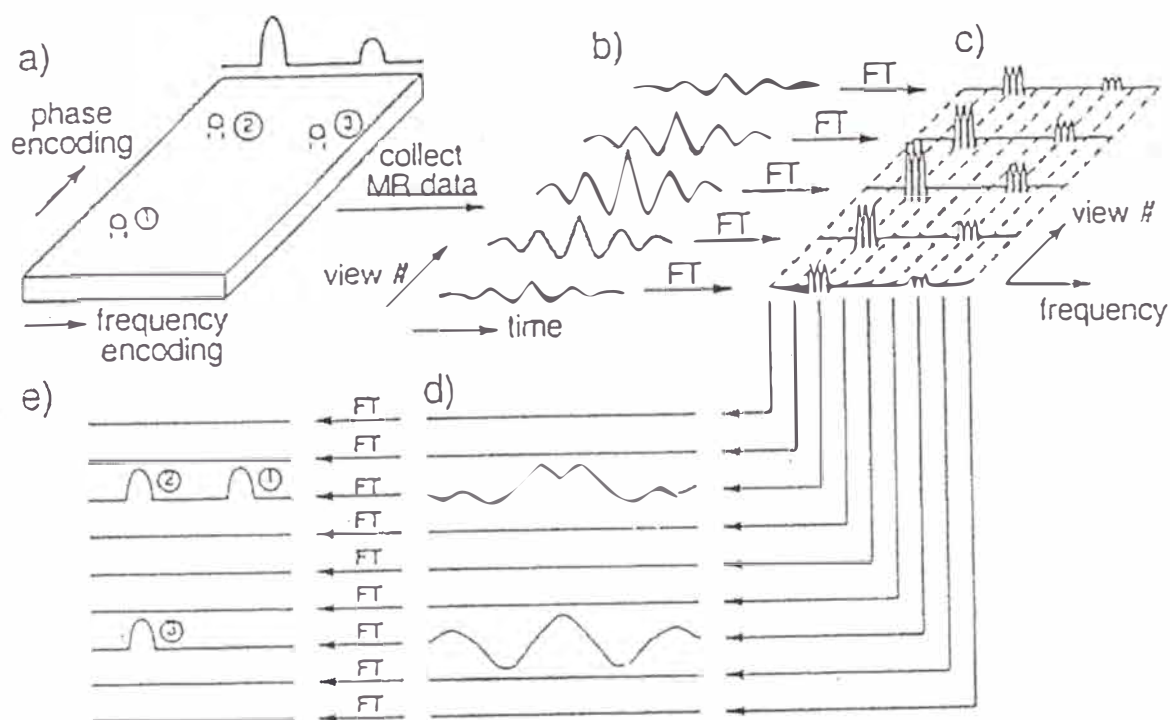


figura 24: Representación de formación de imagen por 2D-FT

filas sí contienen señal. La mas baja de estas filas es una señal que contiene una sola frecuencia mientras que la fila superior es un patrón de interferencia de dos sinusoides. Finalmente en e) tenemos la imagen producida por la transformada de Fourier de la filas de d). La imagen debe ser rotada para que corresponda con lo que tenemos en la parte a).

2.6. - Secuencias de pulsos

La manera como se encienden y apagan los gradientes se llama: secuencia de pulsos. La representación de una secuencia de pulsos incluye los pulsos de RF (de 90 y 180 grados) y los tiempos de cada uno de los tres gradientes. El gradiente de selección de corte se enciende durante los pulsos de 90 y 180 grados. El gradiente de lectura se enciende cuando ocurre el eco y el de codificación de fase cuando no hay actividad de RF.

Las tres bobinas de gradiente son capaces de crear campos a lo largo de las tres direcciones ortogonales. Estas direcciones coinciden con los ejes

principales del cuerpo humano para realizar cortes transversales, sagitales y coronales tal como se muestra en la figura 25. Si a cada una de estas tres bobinas se le asigna una función diferente (de selección, de codificación en fase y de codificación en frecuencia) se obtendrán imágenes en estos tres planos de corte principales. Así tendremos las secuencias necesarias para formar cortes transversales (gradiente de selección Z, figura 26), coronales (gradiente de selección X, figura 27) y sagitales (gradiente de selección Y, figura 28).

A diferencia de la Tomografía Computarizada que solamente puede obtener cortes transversales (o llamados también axiales) del cuerpo humano, la Resonancia Magnética puede obtener cortes en una gran variedad de planos oblicuos usando una combinación de dos o tres gradientes de selección tal como se muestra en la figura 29. Incluso es posible la adquisición de un volumen en vez de planos de corte individuales con otra combinación de gradientes de selección.

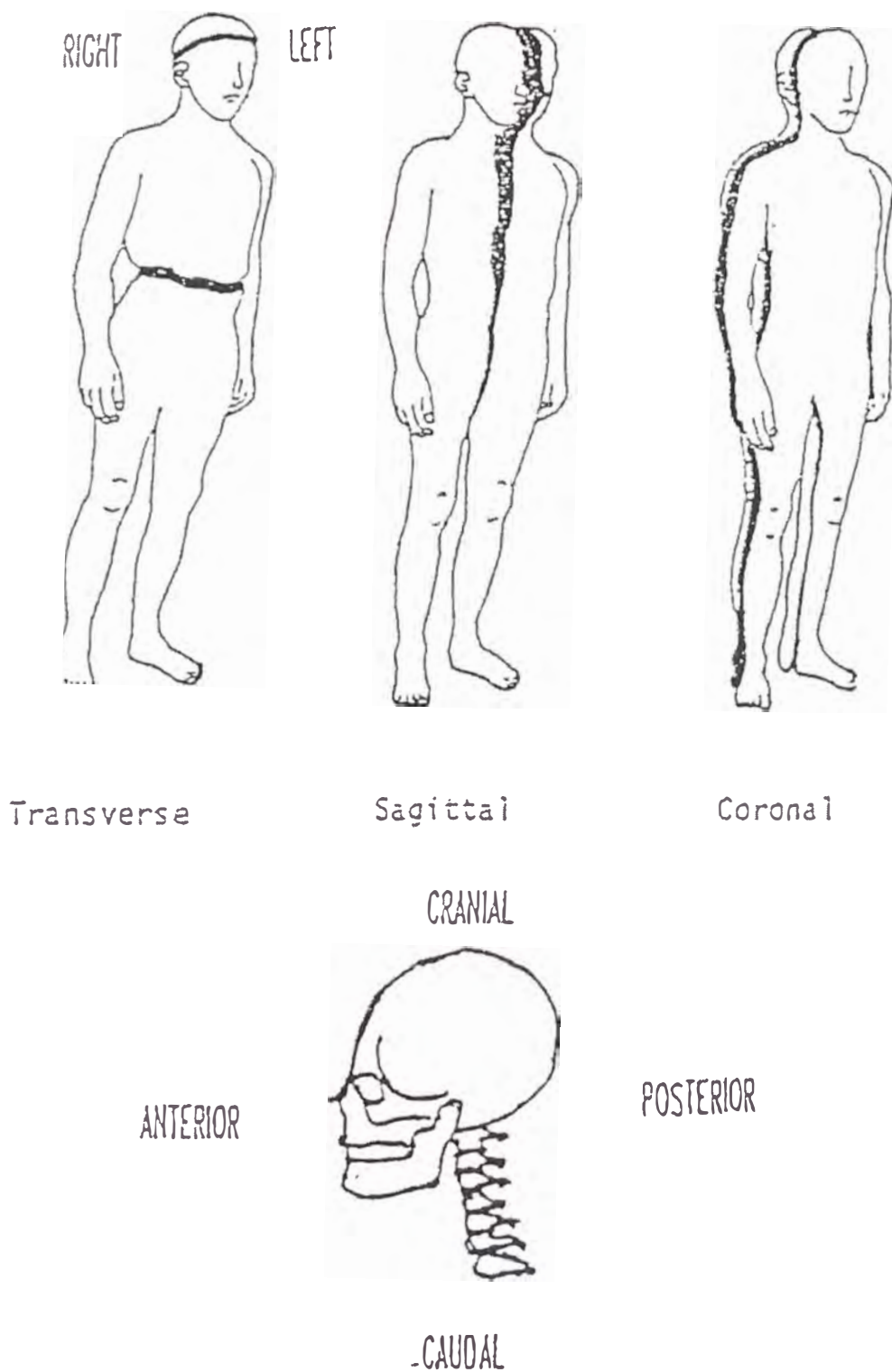


figura 25: Planos de corte y direcciones en el cuerpo humano

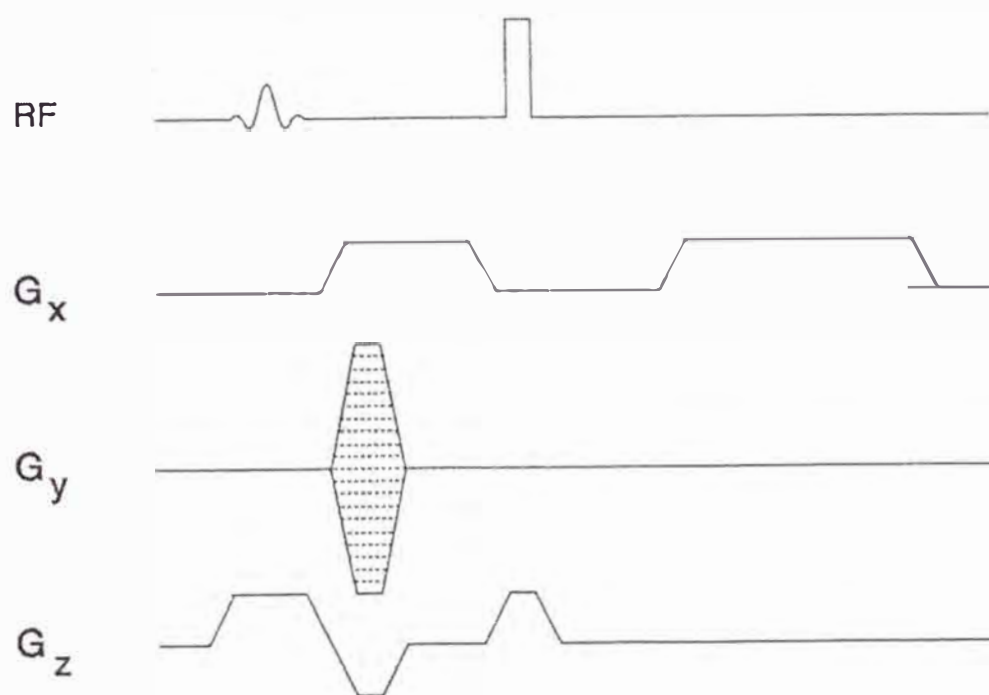


figura 26: Un corte transversal

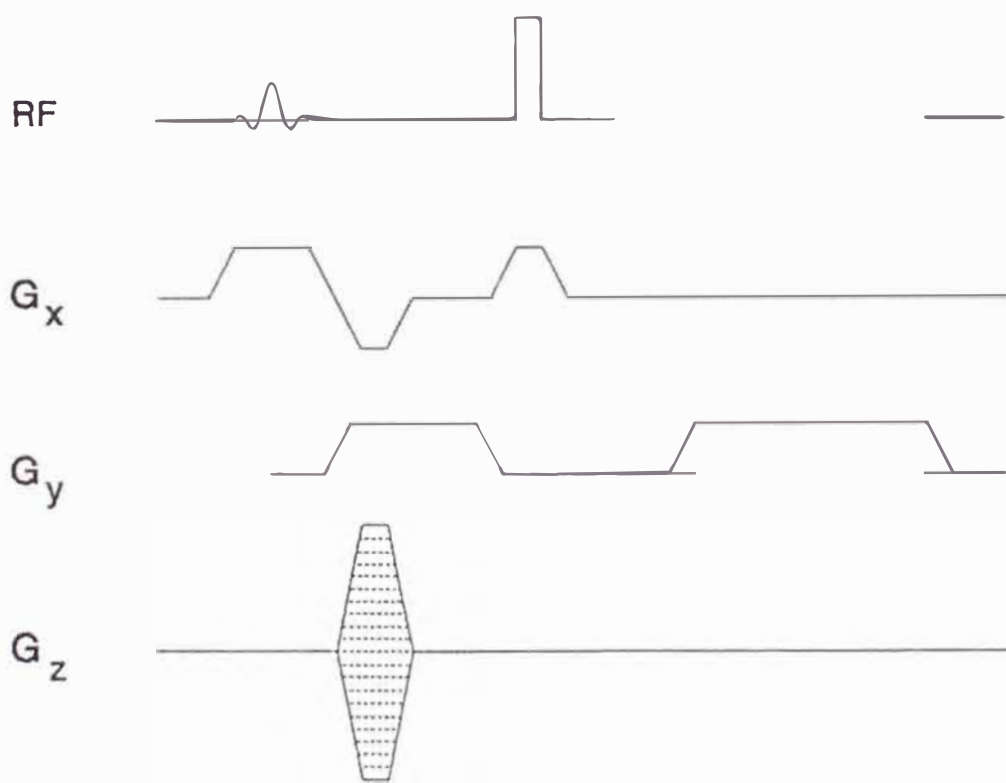


figura 27: Un corte coronal

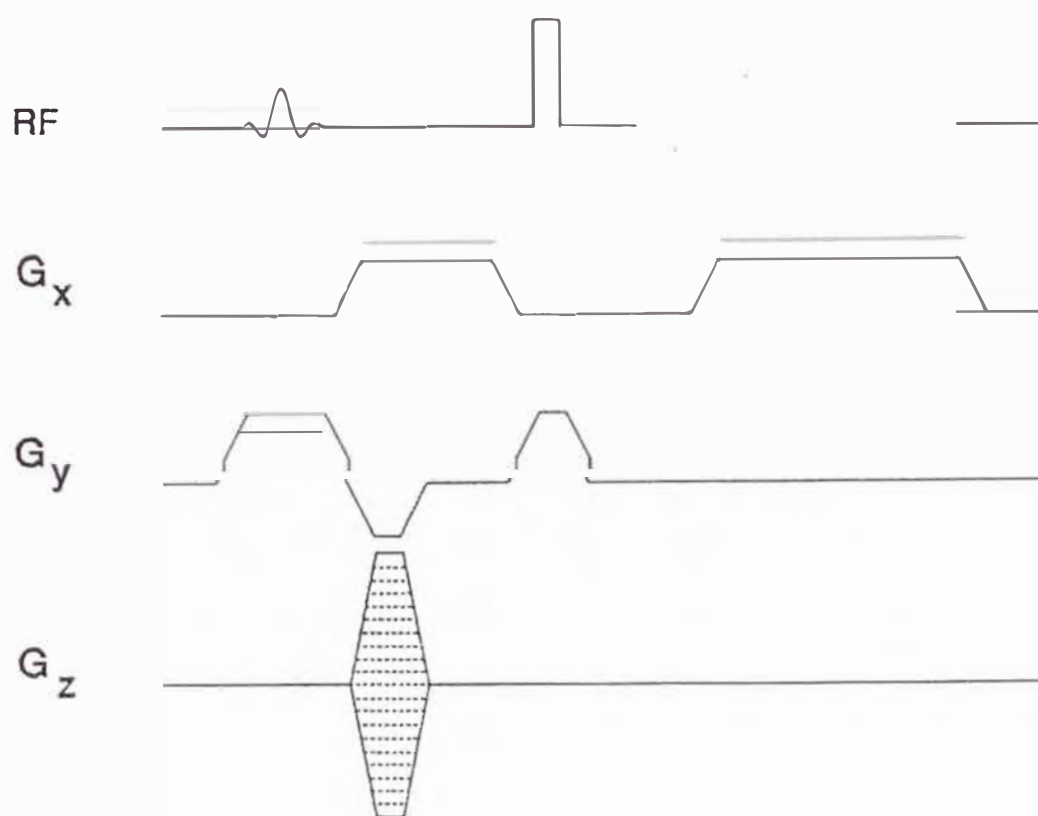


figura 28: Un corte sagital

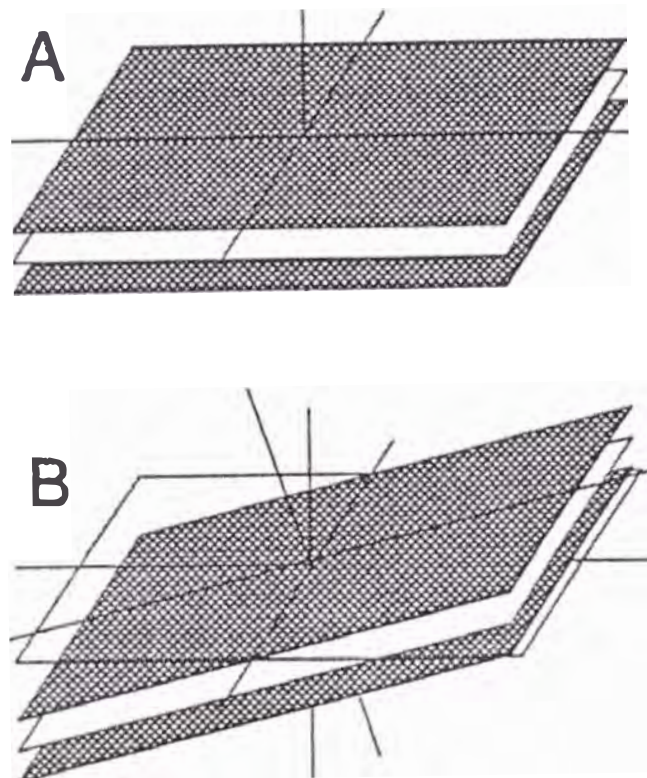


figura 29: Cortes ortogonales (A) y cortes oblicuos (B)

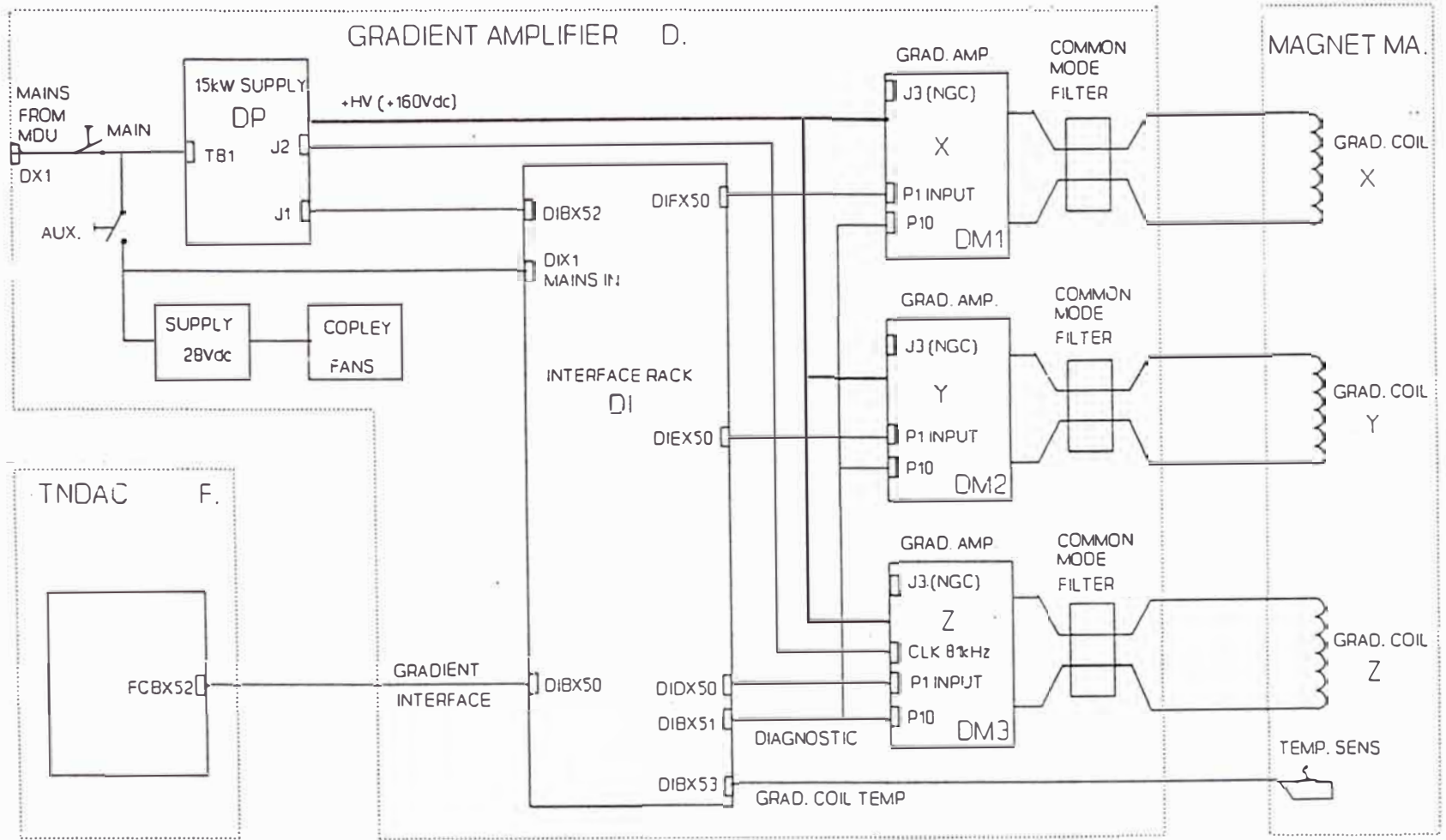
CAPITULO III
DIAGRAMA DE BLOQUES Y PRINCIPIO DEL PUENTE CONVERTIDOR
CONTROLADO POR MODULACIÓN DE ANCHO DE PULSO (PWM)

3.1. - Diagrama de bloques

El gabinete amplificador de gradiente consiste en (ver figura 30):

- Una interfase que lo comunica con el sistema de adquisición del equipo (TNDAC). Esta sección controla a cada uno de los amplificadores de cada uno de los ejes X, Y, Z y a la fuente de 15 KW. Sirve además para realizar diagnósticos en los amplificadores. En esta sección, también, se generan las señales de demanda (los pulsos) vía convertidores D/A. Las formas de onda son corregidas por el efecto de las corrientes de Eddy con la ayuda de un conjunto de potenciómetros que modifican los filtros pasa-altos con diferentes constantes de tiempo. Existen sensores de temperatura en las bobinas que interrumpen el funcionamiento si es que estas sobrepasan cierto nivel. Las bobinas de gradiente tienen un sistema de refrigeración por circulación de aire para disipar la energía calorífica.
- Los amplificadores (X, Y, Z) que reciben las señales de demanda (entradas) y el reloj principal de 81 Khz. de las tarjetas de interfase a través de sus conectores de entrada P1. Los amplificadores son alimentados por la fuente de 15 KW para entregar la potencia correcta y los voltajes pequeños que se generan internamente. Los 81 KHZ son alimentados hacia la fuente de 15 KW para sincronizar todo el

Figura 30: Diagrama de bloques del amplificador de gradiente



funcionamiento. Las señales de diagnóstico de los tres amplificadores están conectadas al rack de interfase. Las salidas de los amplificadores están conectadas a las bobinas de gradiente. Los cables pasan por unos anillos de ferrita a modo de filtro de modo común para disminuir los 81 Khz. de rizado en la salida.

- La fuente de 15 KW es capaz de suministrar 90 Amp a 160 volt en el caso de operación normal (alta potencia) o 20 Amp a 40 volt en el caso de falla (o para pruebas de servicio)
- La fuente de 28 volt alimenta los ventiladores de los amplificadores por la alta disipación de calor que estos generan. Una falla de este sistema también interrumpe el trabajo del equipo.

3.2. – El amplificador de gradiente

Cada modulo amplificador de gradiente (X, Y, Z) tiene los siguientes componentes tal como se muestra en la figura 31:

- La tarjeta procesadora de señal que contiene los moduladores de ancho de pulso y el procesamiento de entrada que incluye el amplificador diferencial de entrada, el preamplificador, el tratamiento de la realimentación, etc.
- Cuatro módulos de potencia que incluyen los MOSFET
- Una tarjeta convertidora de potencia y su lógica de control
- El filtro de salida

3.3.–El Procesamiento de entrada y los moduladores de ancho de pulso

La señal modificada por los compensadores de corrientes de Eddy de la sección de interfase anterior, es suministrada al amplificador diferencial de entrada. Las señales no deseadas debido a las diferencias de potencial de

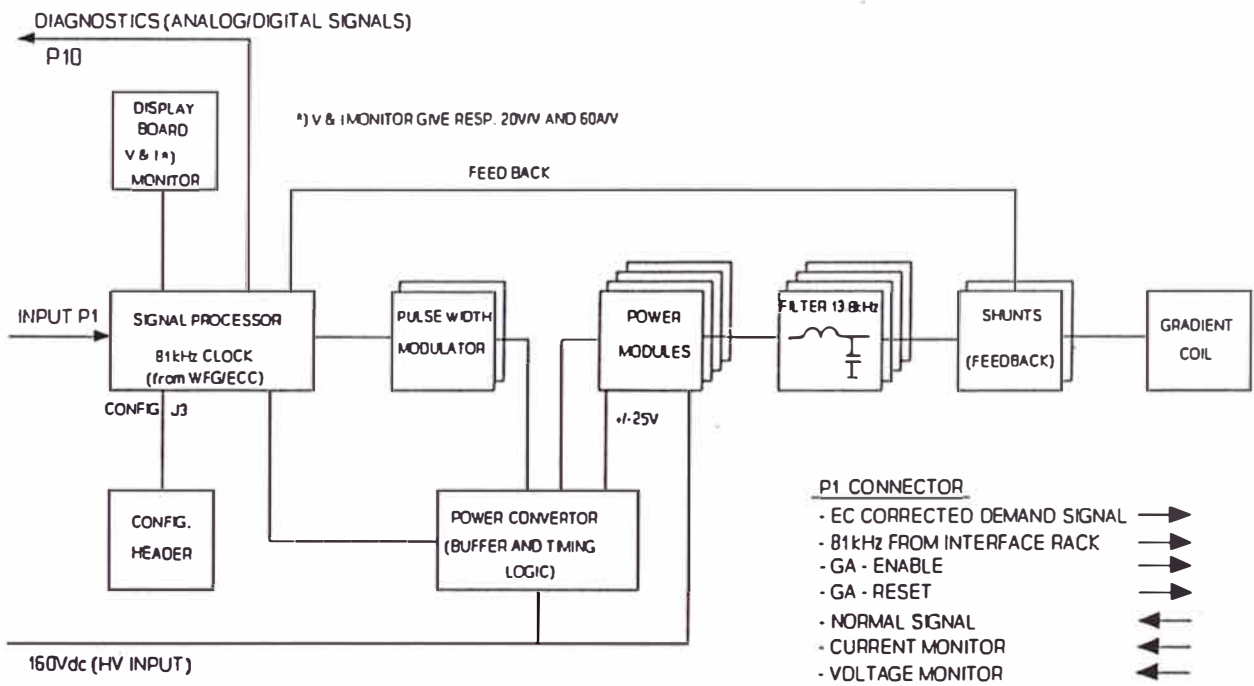


figura 31: Diagrama de bloques del modulo amplificador

tierra son eliminadas en esta etapa. El preamplificador de entrada está ajustado para ganancia, offset cero y limitación de la corriente de entrada. El amplificador realimentado del sistema está controlado por el plug (header) de configuración que fija la ganancia de la señal de entrada y la realimentación de corriente vía el shunt interno que está en la salida positiva. El limitador slew rate limita las oscilaciones sobre los 7 KHZ. Una señal positiva y otra invertida son suministradas a dos moduladores de ancho de pulso. Ver la figura 32

Los moduladores de ancho de pulso separados controlan los medios puentes de los módulos de potencia. Cada circuito convierte una señal analógica de +/- 10 volt a niveles lógicos:

- Si la entrada es 10 volt, la salida lógica es + 5 volt.
- Si la entrada es -10 volt, la salida lógica es 0 volt.
- Con una entrada de 0 volt, la salida es una onda cuadrada con un factor de duty cycle de 50%.

Con una variación de -10 volt a + 10 volt, el factor de servicio variará de 0% a 100%.

Puesto que la bobina de gradiente está conectada entre la salida "positiva" y "negativa" del puente, la corriente a través de ella será cero Amperios en el caso de una entrada de 0 voltios en esta etapa. Los buffers lógicos de la tarjeta convertidora de potencia y lógica darán suficiente corriente de salida para alimentar a los opto-acopladores de entrada de los módulos de potencia.

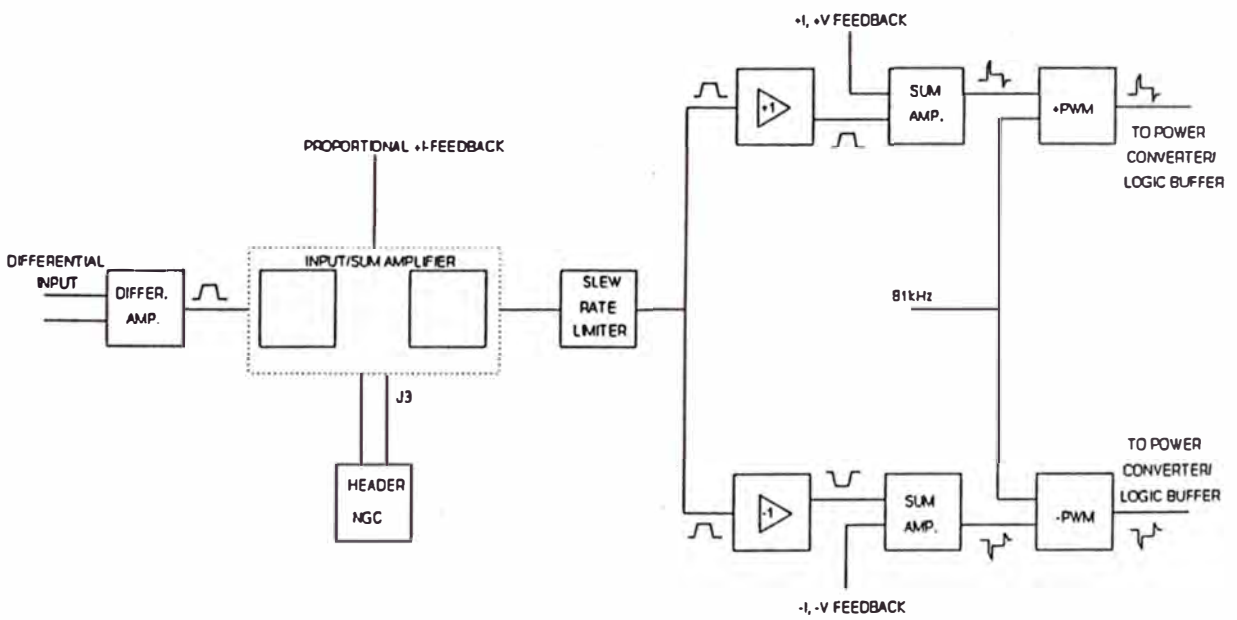


Figura 32: Etapa de entrada y moduladores de ancho de pulso

3.4. - Principio de funcionamiento del amplificador tipo Chopper

El principio del amplificador de gradiente se muestra en la figura 33 y se basa en la modulación de ancho de pulso. En el modo standby, el voltaje de control es 0 volt y el modulador de ancho de pulso tiene un ciclo de servicio de 50 % con lo que no tendremos flujo de corriente en la carga debido a que ambos FETS entregan la mitad del voltaje de alimentación.

Para tener una salida "positiva", el factor de servicio de Q1 y Q4 debe incrementarse mientras el de Q2 y Q3 debe disminuirse en la misma proporción. Por ejemplo: Para un ciclo de servicio de 75 %, la salida positiva será de 120 volt mientras que la salida "negativa" será de 40 volt con lo que la salida diferencial será de 80 volt sobre la carga. Las salidas V1 y V2 son pulsos cuadrados con una frecuencia de 81 KHz. . Estas salidas V1 y V2 son filtradas y aparecerán como una salida DC (Vout) con cierto rizado. Esta salida seguirá a los cambios del voltaje de control tal como se muestra en la figura.

3.5. – Los módulos de potencia

Los cuatro módulos de potencia en paralelo se muestran como un bloque único en la figura 34. Cada MOSFET Q1a Q4 son en realidad 16 MOSFET de potencia de canal N en paralelo. Los MOSFET de potencia Q1 y Q2 (y su contraparte Q3 y Q4) forman una etapa de potencia de medio puente. Cuando Q1 (Q3) está encendido, conecta la salida del módulo a + HV (+ 160 volt) con una caída típica de solamente 2 volt. Cuando Q1 se apaga, Q2 (Q4) se enciende y conecta la salida a tierra. Variando el ciclo de servicio (duty cycle) de Q1 se varía el voltaje DC promedio de salida, después del filtro. Cuando la entrada es 0 volt, el ciclo de servicio es de

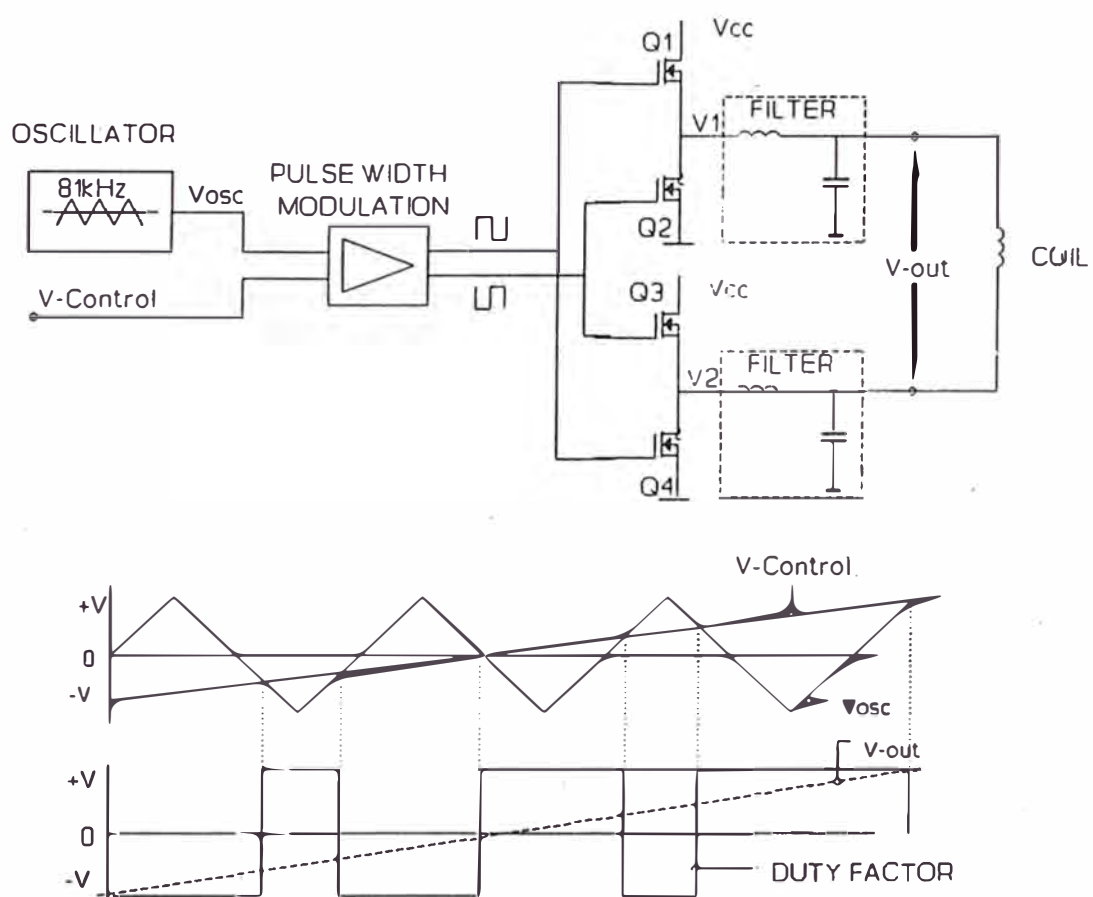
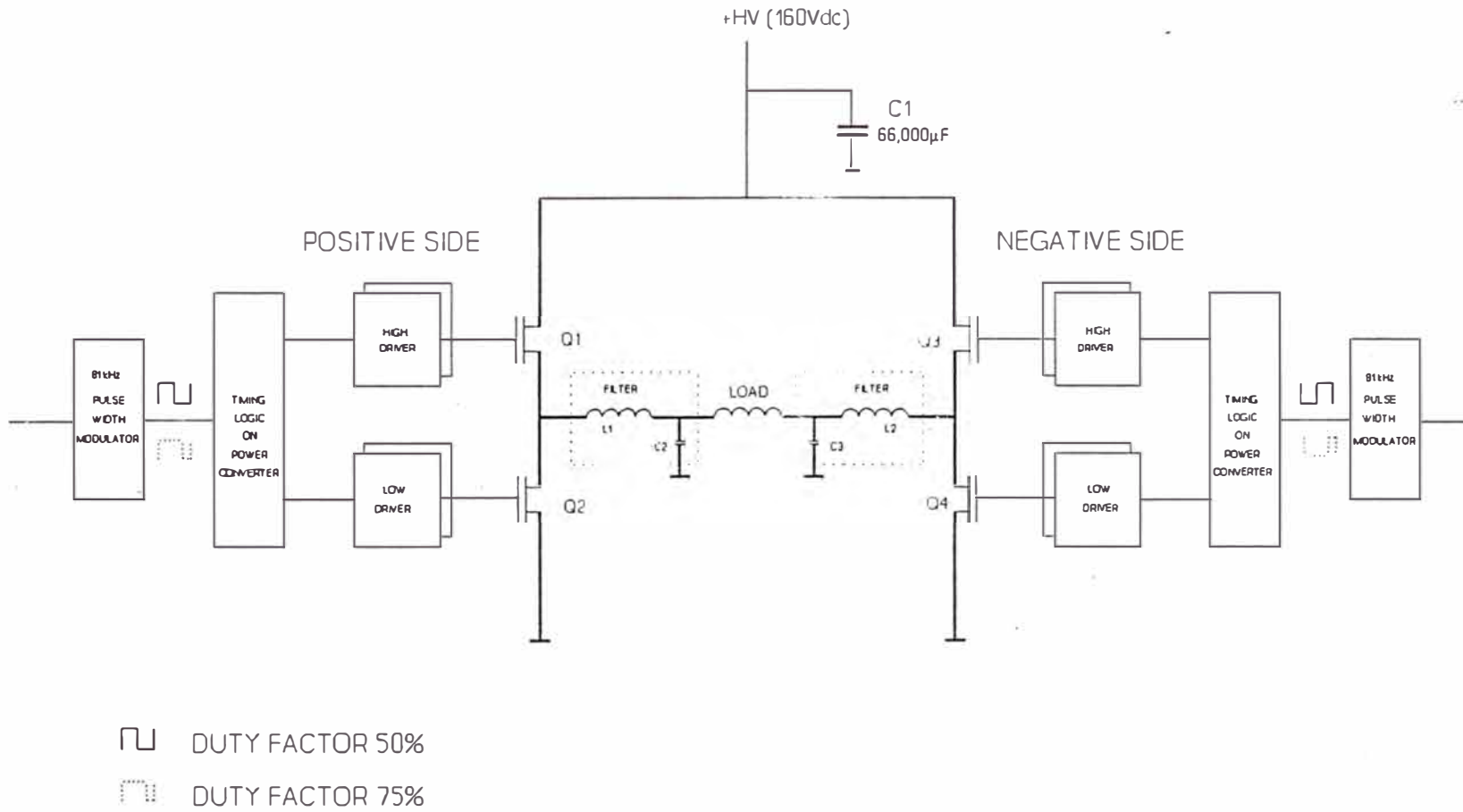


Figura 33: Principio del amplificador tipo Chopper

Figura 34: El modulo de potencia



50% y el voltaje de salida es $+HV/2$ (80 volt) en cada salida y no hay flujo de corriente a través de la carga. Debido a que los medios puentes conmutan entre + HV y tierra, el voltaje promedio de salida (después del filtrado) varía en proporción al ciclo de servicio y el alto voltaje (+ HV). Para incrementar la salida positiva, el factor de servicio de la parte positiva del medio puente debe incrementarse mientras el factor de servicio de la parte negativa debe disminuir en el mismo porcentaje. Los módulos de potencia entregan corriente de la fuente de alta tensión en forma de pulsos. Para filtrar el rizado y tener almacenamiento de energía, cada módulo de potencia tiene una cantidad de capacitores de filtro en paralelo. La capacitancia total es de 66,000 microfaradios y se representa como C1.

3.6. – Las etapas de salida y el sistema de realimentación

En las salidas (positivas y negativas) se tienen dos filtros pasa bajos formados por L1-C2 y L2-C3. Tienen una frecuencia de corte de 13.8 KHz. y atenúan el rizado de 81 KHZ hasta aproximadamente un valor del 2.5% RMS del máximo voltaje DC. Esto no significa mucha corriente de rizado fluyendo en la inductancia de carga de 210 micro henrios. Por ejemplo, si el rizado en el lado positivo es 2 volt RMS, esto lleva a una máxima corriente de rizado de 18.7 miliamperios sobre 210 micro henrios. Con una salida cero, la corriente de rizado es mucho menor debido a que el rizado en la salida negativa está en fase con la salida positiva, cancelándose de esta forma la corriente diferencial. La máxima corriente de rizado fluye a través de la carga cuando cada voltaje de salida está a la mitad de su máximo: 0.75 de + HV en el lado positivo y 0.25 de + HV en lado negativo. En este

punto la corriente de rizado diferencial son los 18.7 mA RMS descritos arriba. En el voltaje de saturación, el rizado nuevamente es cero.

Cada salida positiva y negativa tiene su propio sistema de realimentación negativa de corriente y voltaje. Ver la figura 35. La realimentación de voltaje mejora mucho la linealidad y la precisión de la ganancia. Un amplificador entrega el voltaje de realimentación proporcional a la diferencia entre el voltaje positivo (negativo) de salida y la mitad del voltaje de alimentación ($+ HV/2$). El voltaje de realimentación se suma al voltaje de entrada a través de un amplificador suma. También una pequeña cantidad de corriente de realimentación es añadida para dar una impedancia de salida suficiente para lograr una compartición de corriente precisa en los sistemas de amplificadores paralelos. Una resistencia en serie (shunt RS1 y RS2) mide la corriente positiva (negativa) que alimenta un amplificador de rechazo de modo común que anula la señal hacia tierra. La salida de este amplificador es la corriente de realimentación y puede monitorearse con osciloscopio pues tiene una relación de 60 Amp/volt. El amplificador diferencial para la salida negativa provee una señal de monitoreo de salida de 20 volt/volt.

3.7. – La lógica de control y los circuitos de protección

El alto voltaje positivo (+ HV) alimenta a todo el amplificador de gradiente. Por esta razón, + HV debe ser mayor o igual que 35 volt y menor o igual que 175 volt. Los bajos voltajes son derivados de convertidores DC – DC en la tarjeta convertidora de potencia y lógica. Ver la figura 36. Ejemplos de estos voltajes son:

- + 5 volt nivel lógico TTL

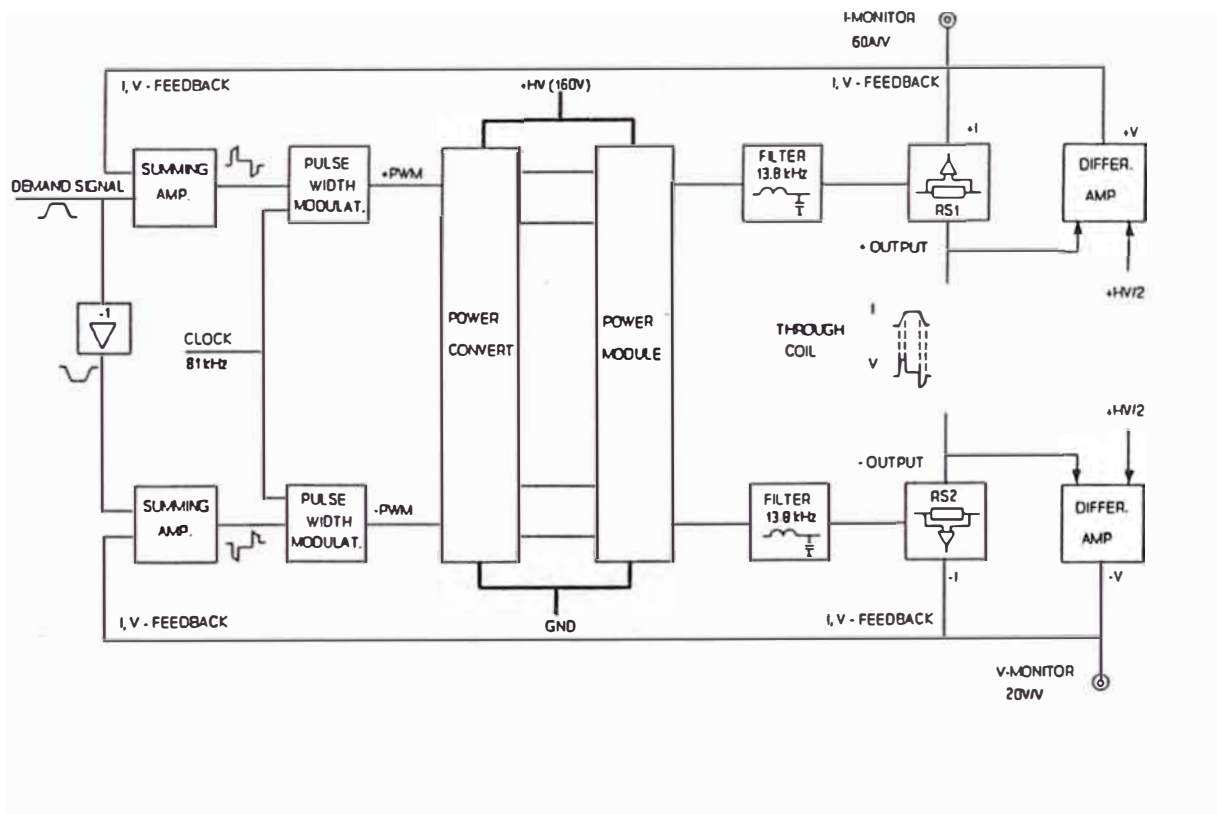


figura 35: El sistema de realimentación de corriente y voltaje

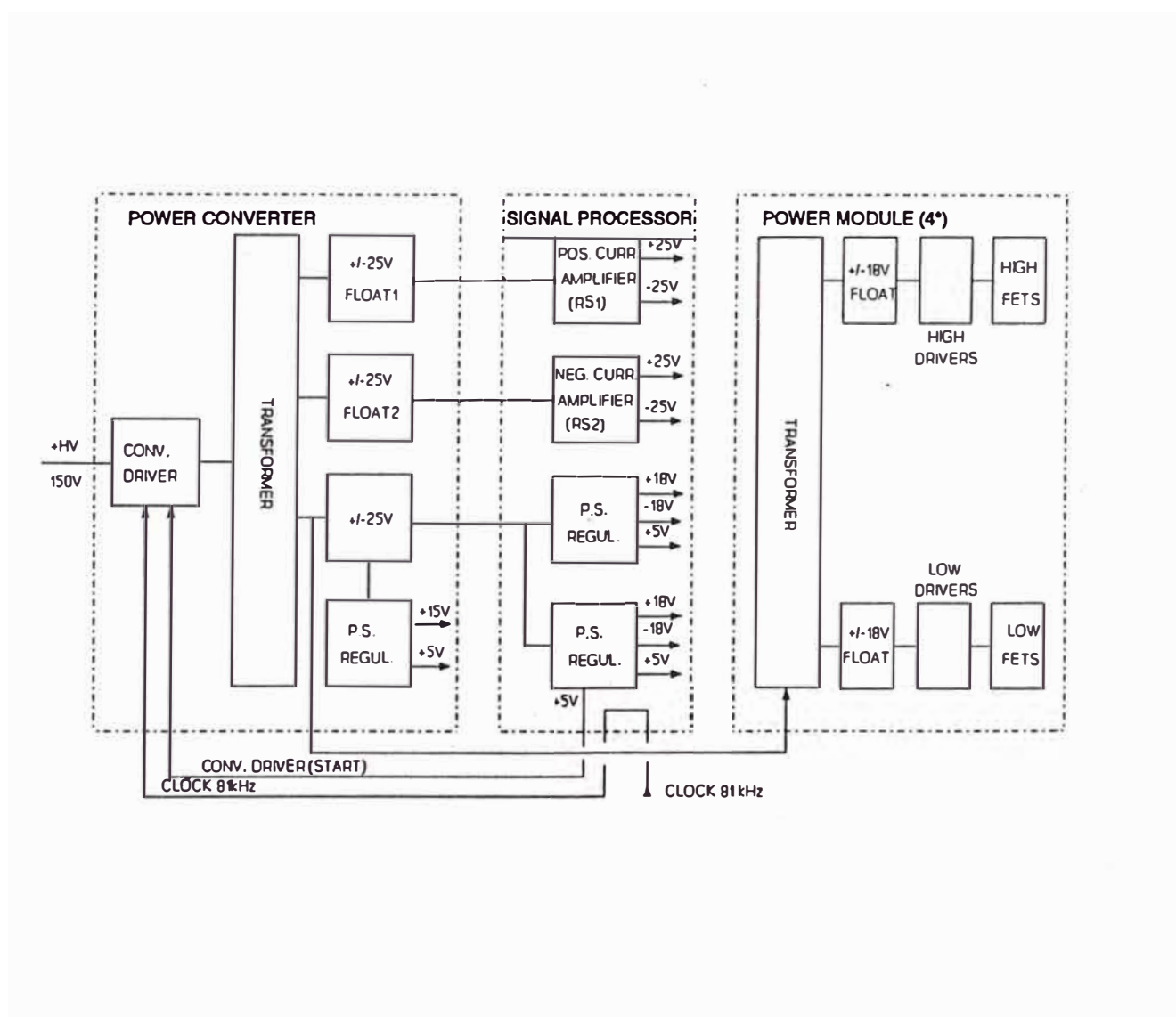


Figura 36: Fuentes de poder internas

- +/- 25 volt flotantes para los amplificadores flotantes de los sensores de corriente.
- +/- 18 volt para los amplificadores operacionales con puntos a tierra.

Una onda pulsante de la tarjeta convertidora alimenta a los transformadores de los convertidores de cada uno de los cuatro módulos de potencia. De allí los convertidores AC/DC en cada uno de los módulos de potencia generan los voltajes bajos para operar la lógica y el bias de los MOSFET de potencia. Los bias de los MOSFET Q1 y Q3 (MOSFETS altos) están separados de otras alimentaciones y deben ser flotantes. Todas las alimentaciones son reguladas por reguladores analógicos separados y locales. Todos los convertidores de potencia operan a 81 Khz. así como también los moduladores de ancho de pulso.

La condición fundamental para la protección de un amplificador de tipo conmutación es asegurar que cuando un MOSFET sea encendido tenga suficiente corriente en la puerta (Gate) y que cada transistor esté protegido de corrientes y disipaciones excesivas. Un insuficiente manejo de la puerta puede llevar al MOSFET fuera de saturación llevándolo a una disipación de potencia dañina. Ningún MOSFET de potencia se enciende hasta que los voltajes internos hayan alcanzado niveles seguros. Adicionalmente + HV debe estar sobre los 35 volt de corte por bajo voltaje y debajo de los 175 volt de corte por sobrevoltaje. Se monitorea además que el voltaje de los ventiladores este siempre sobre los 22 volt.

El sistema se inhibirá de funcionamiento si ocurren algunas de las siguientes condiciones y no volverá a operar hasta que se presione el botón de reseteo:

- Una falla en cualquiera de los MOSFET de potencia de los cuatro módulos de potencia. Esto con el fin de salvar los MOSFET restantes si alguno de ellos se cortocircuita. El sistema se apaga en microsegundos.
- Una sobre temperatura en cualquiera de los disipadores de los módulos de potencia o en alguna de las inductancias de choque de salida. El disipador puede llegar hasta los 95 grados Celsius directamente debajo del MOSFET y la temperatura del choque puede llegar hasta 100 grados Celsius.
- El intento de entregar mucha corriente por mucho tiempo para cada salida. Los datos de limitación de tiempos pico están en exceso en las especificaciones del amplificador y pueden hacer que se sobrecaliente. Sin embargo las detenciones por sobre temperatura pueden ocasionar un daño mayor.

Una vez eliminada la condición de sobrecarga y después de presionado el botón de reseteo, el sistema se recupera en 600 milisegundos.

3.8. – Algunas mediciones con osciloscopio

La figura 37 (escala 10 volt = 100%) muestra el resultado en el osciloscopio de la señal de salida de la tarjeta procesadora de señal, que es la señal del modulador de ancho de pulso que controla los drivers High y Low (de la figura 34) del control del convertidor. Ver en la figura 32 la señal + PWM. La fuerza del gradiente está programada para pulsos de +10.1 mT/m y – 10.1 mT/m.

La figura 38 (escala: 600 Amp = 100%) muestra el resultado en el osciloscopio de una señal de salida de corriente para una señal de demanda de 3.03 volt. La sensibilidad de la ganancia del amplificador está

programada para 33.3 Amp/volt lo que resulta en una corriente de salida de aproximadamente 100 Amp. La fuerza del gradiente está programada para pulsos de +3.48 mT/m y – 3.48 mT/m. La medición real es de 104 Amp aproximadamente.

La figura 39 (escala: 10 volt = 100%) muestra el resultado en el osciloscopio de la señal de entrada (demanda) detrás del primer amplificador diferencial de la figura 32. La señal de demanda es de 3.03 volt y la fuerza del gradiente esta programada para pulsos de +3.48 mT/m y – 3.48 mT/m.

La figura 40 muestra la señal ligeramente compensada para el efecto de las corrientes de Eddy. Podemos compararla con las señales teóricas de la figura 16. En este caso la bobina de gradiente está conectada normalmente. La duración del pulso es 10 miliseg, los tiempos de repetición del pulso son de 30 miliseg, el tiempo de elevación es de 0.6 miliseg y la fuerza del gradiente es 4 mT/m.

La figura 41 muestra en el osciloscopio la misma señal bajo las mismas condiciones pero con la bobina de gradiente desconectada. La figura 42 muestra la misma señal pero haciendo un corto circuito en la salida. Para este caso, la fuerza de gradiente es reducida por razones de seguridad a 0.5 mT/m.

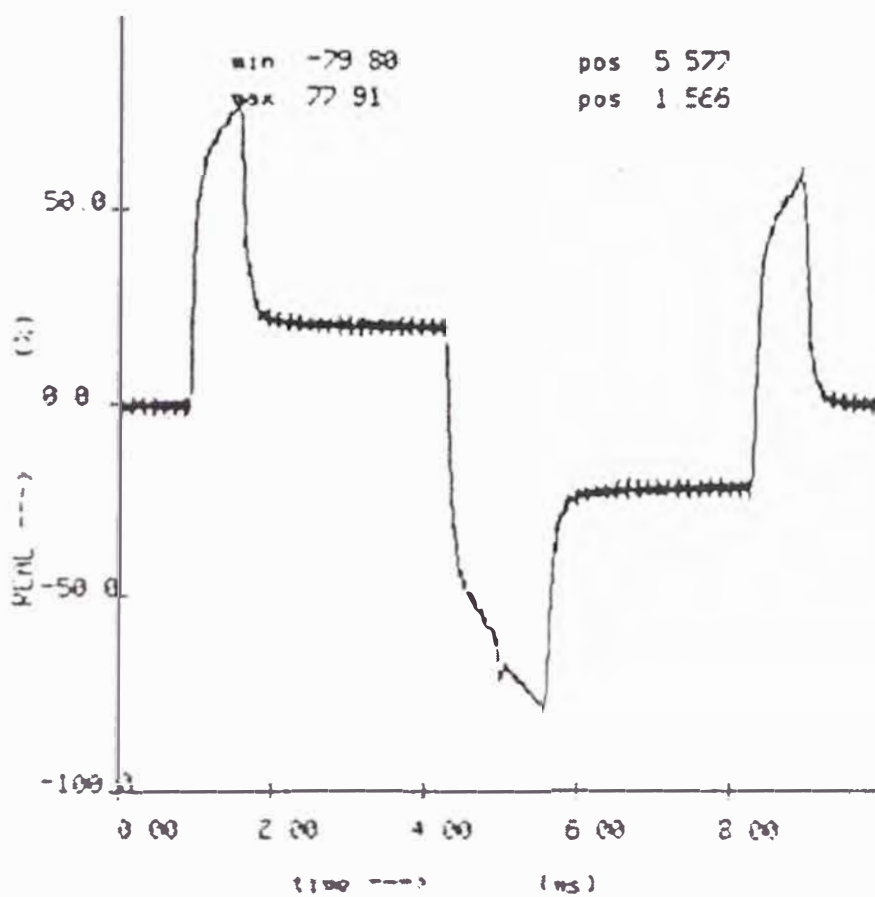


figura 37: Oscilograma de la señal PWM

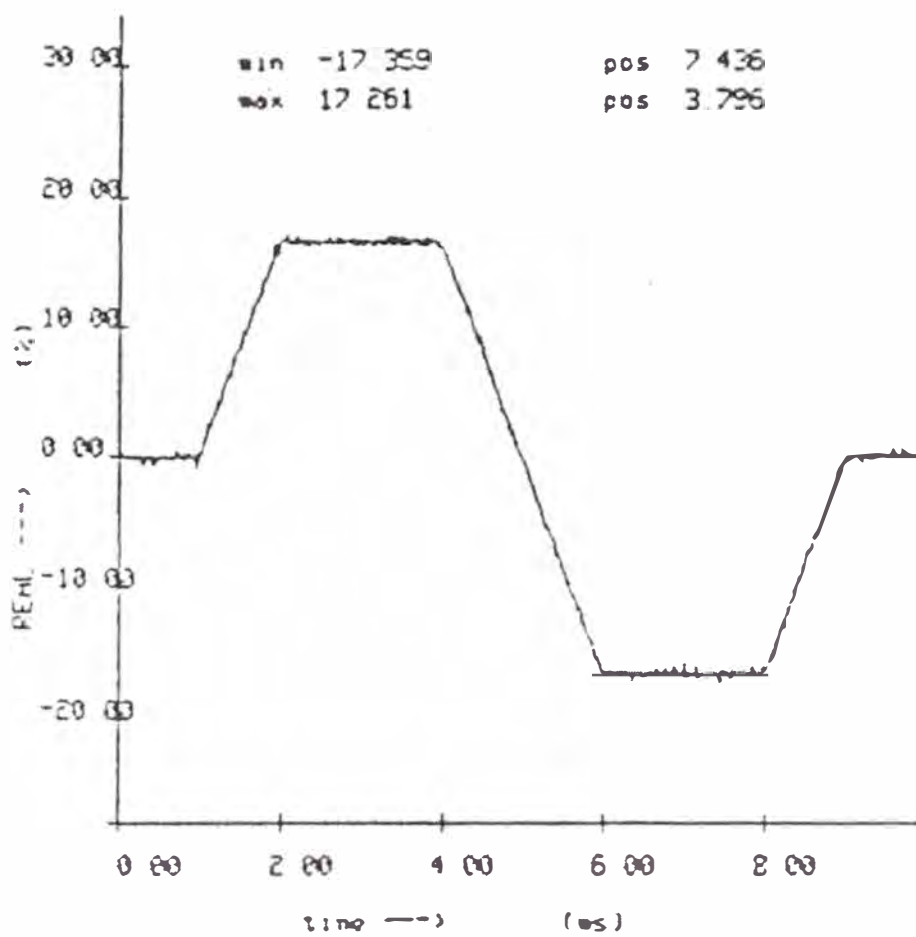


figura 38: Oscilograma de la salida de corriente

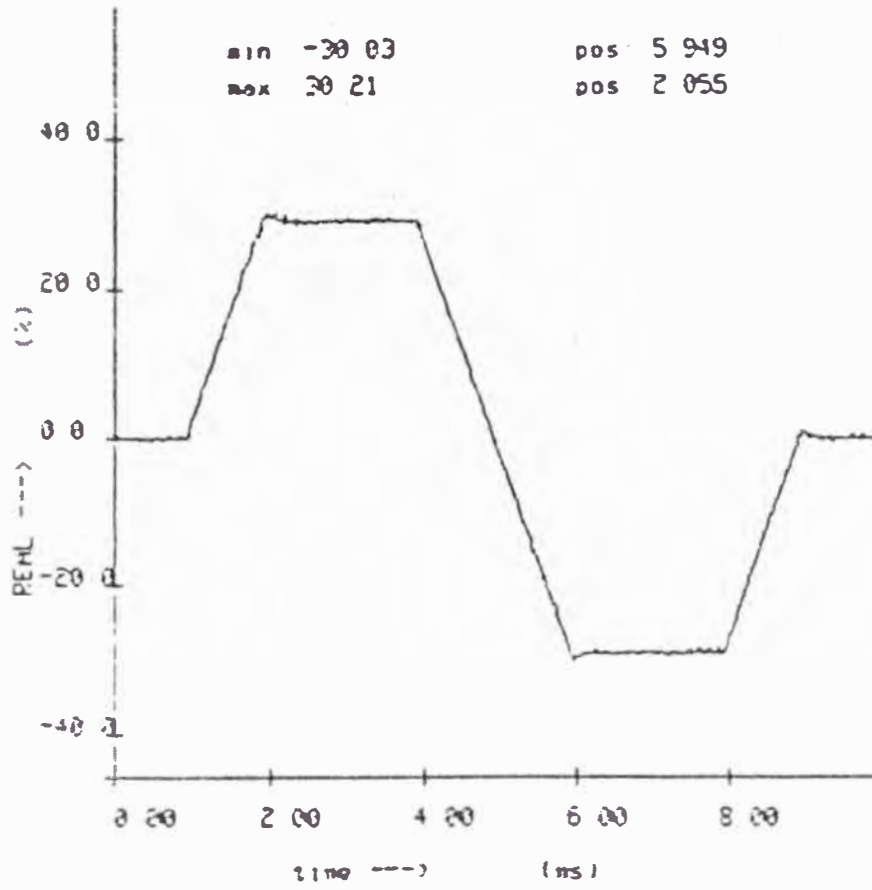


figura 39: Oscilograma de la señal de demanda

TNA GRADIENT COIL NORMAL CONNECTED

TIME BASE 2 ms/div

CHANNEL A 2V/div BNC I-COIL 60A/V

CHANNEL B 1V/div BNC V-COIL 20V/V

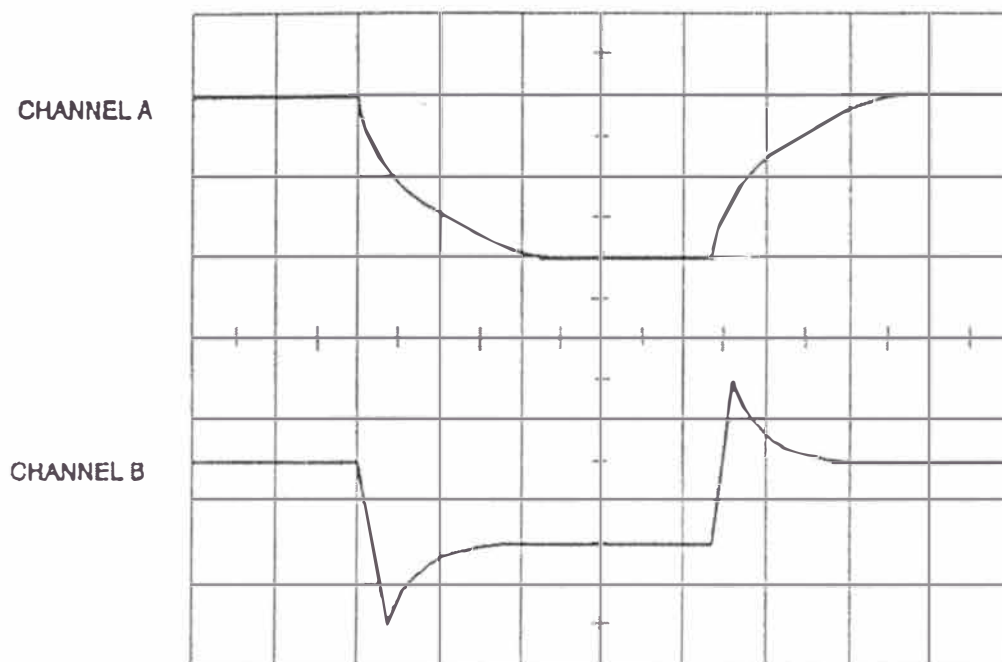


figura 40: Oscilograma de las señales de corriente (channel A) y voltaje (channel B) con la bobina de gradiente (carga) conectada

TNA GRADIENT COIL DISCONNECTED

TIME BASE 2 ms/div

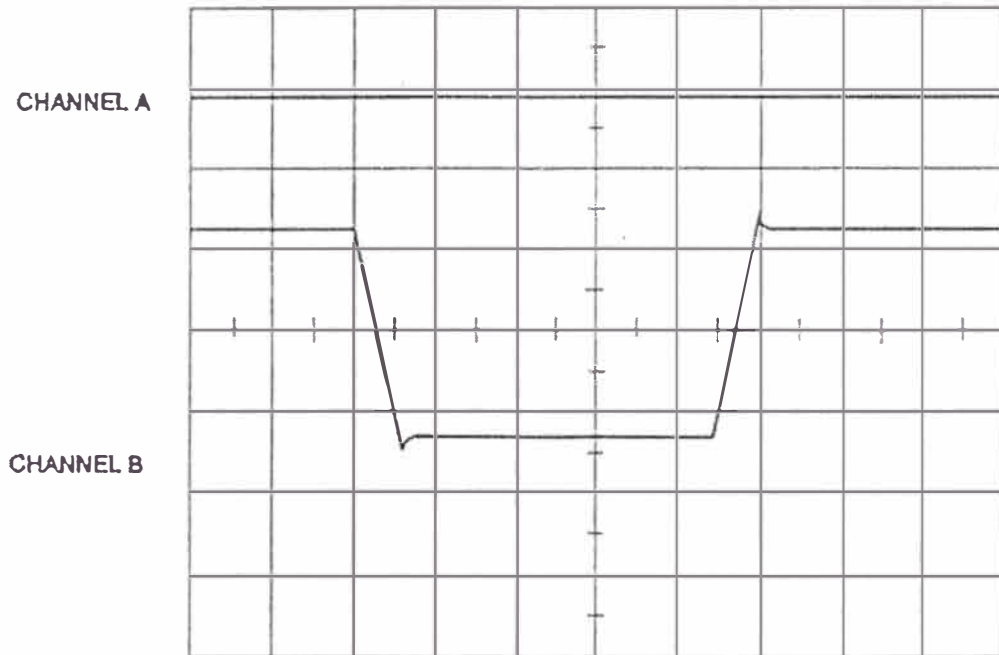
CHANNEL A 2V/div BNC I-COIL 80A/V $I_{pp} = 0$ CHANNEL B 1V/div BNC V-COIL 20V/V $V_{pp} = 3V$ 

figura 41: Oscilograma de las señales de corriente (Channel A) y voltaje (channel B) con la bobina de gradiente desconectada

TNA GRADIENT COIL CABLES AT COIL SHORT CIRCUITED

TIME BASE 2 ms/div

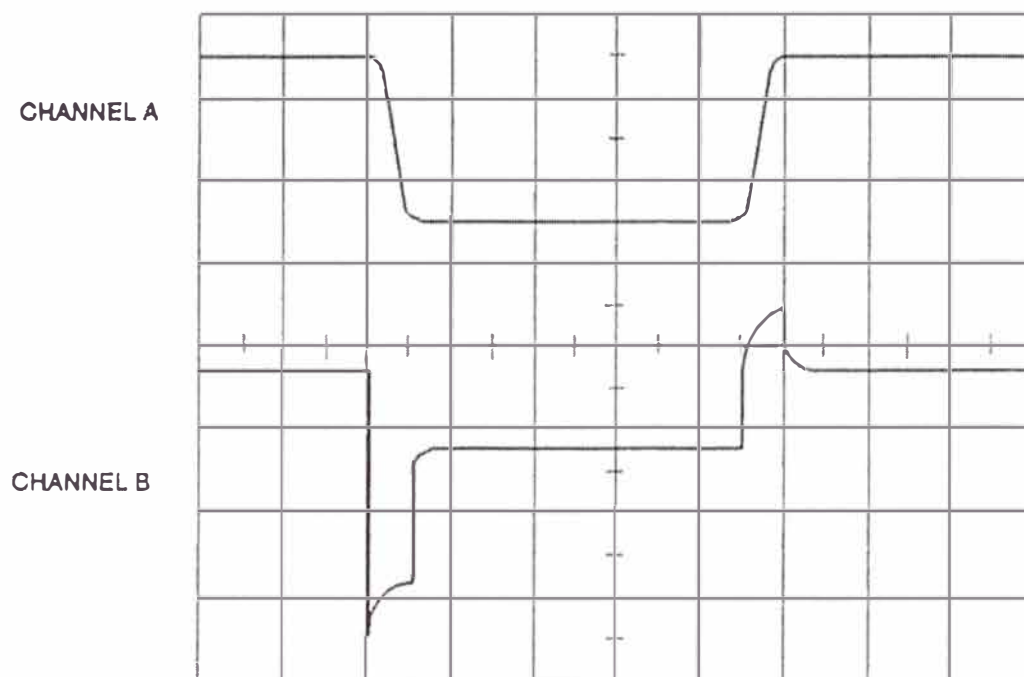
CHANNEL A 0.5V/div BNC I-COIL 60A/V $I_{pp} = 60A$ CHANNEL B 0.05V/div BNC V-COIL 20V/V $V_{pp} = 0.2V$ 

figura 42: Oscilograma de las señales de corriente (channel A) y voltaje (channel B) con la salida en corto circuito

CAPITULO IV FUENTE DE ALIMENTACIÓN EN MODO CONMUTACIÓN DE 15 KW

4.1. – Diagrama de bloques

La fuente de 15 KW es una fuente en modo conmutación que trabaja en una frecuencia de 30 KHZ. La figura 43 muestra en bloques a sus componentes:

- El voltaje de entrada (mains en inglés) es trifásico 380 volt / 60 hz. con línea de Neutro y tierra separados. La alimentación es filtrada (tarjeta A300, filtro EMI de doble etapa, contra interferencias electromagnéticas) y rectificada por un puente trifásico de onda completa. El voltaje resultante no es regulado.
- Este voltaje alimenta a cuatro módulos inversores en paralelo que trabajan en una frecuencia de conmutación de 30 KHZ. Los condensadores C1 y C2 actúan como un divisor de tensión de modo que cada uno de ellos lleva los 300 volt necesarios para el funcionamiento de los inversores. El punto común entre ambos condensadores es referenciado al Neutro.
- La salida de los inversores se conecta a sendos transformadores y puentes rectificadores y es regulada para una salida de 160 volt con un máximo de 90 Amperios.

15 kW POWER SUPPLY

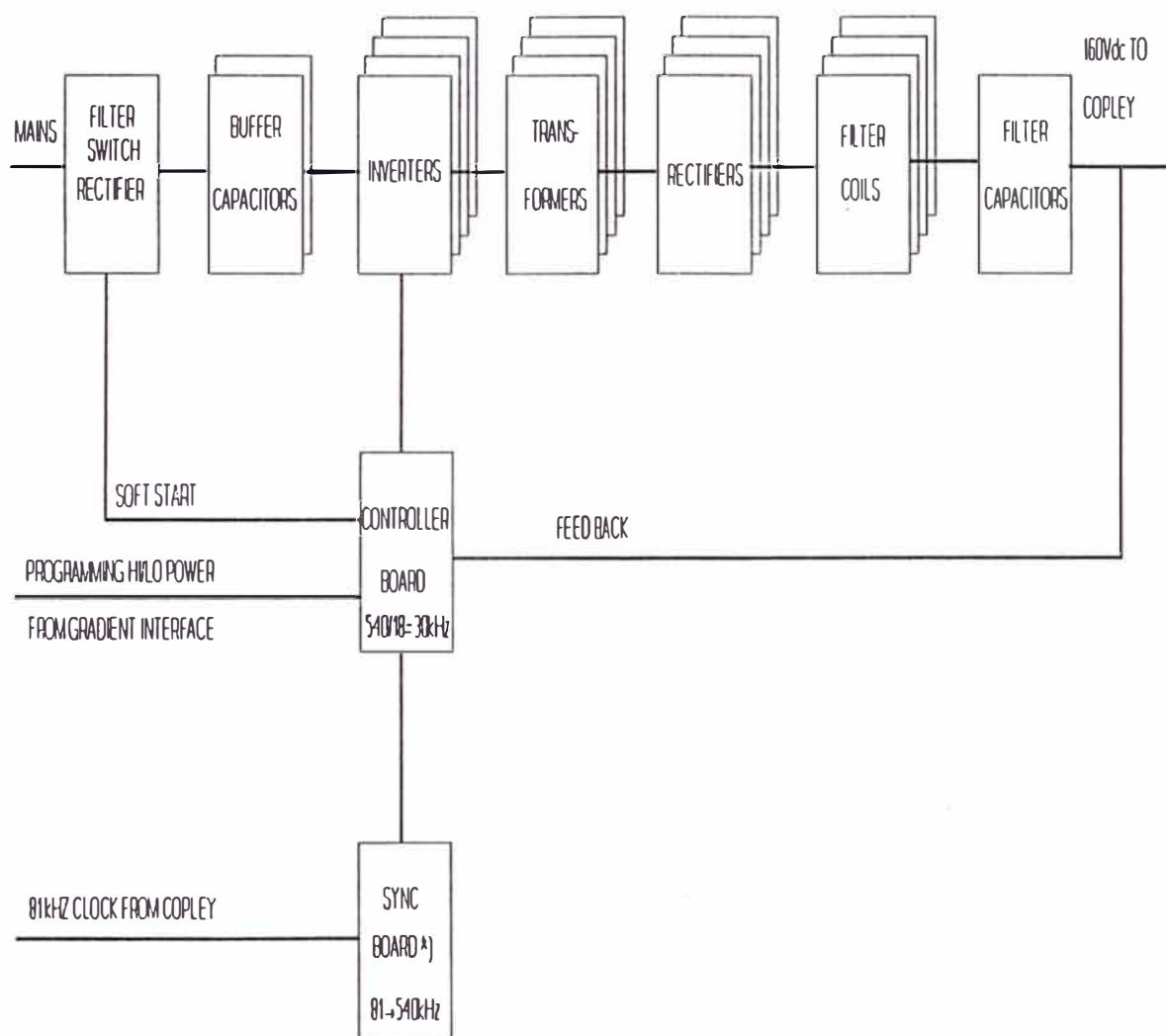


Figura 43: Diagrama de bloques de la fuente de poder de 15 KW

- El circuito de control tiene cuidado de la frecuencia adecuada. La frecuencia del oscilador está activada desde los 81 KHZ que vienen del amplificador de gradiente Z a través de la tarjeta de sincronismo (A500, SYNC). En esta tarjeta los 81 KHZ se multiplican hasta 540 KHZ y en la tarjeta de control A100 es dividida a 30 KHZ. Esto se hace para evitar interferencias entre las dos frecuencias (81 y 30 KHZ).
- Para mantener la salida estable, se hace un sensado tanto de voltaje como de corriente y si es necesario el factor de servicio del reloj de 30 KHZ cambia: Se incrementa si la salida decrece y disminuye si la salida aumenta.

4.2. – Diagramas esquemáticos

En el diagrama 01-481-001 tenemos una descripción general de la fuente:

- Con la ayuda de un conector (J1) externo de programación se selecciona el estado adecuado: modo alto de 160 volt / 90 Amp para operación (habiendo terminado el test inicial de encendido) o modo bajo de 40 volt/ 20 Amp para el encendido suave o en caso de detección de falla. Esta programación viene desde la tarjeta de control de interface del gabinete de gradiente.
- En el panel frontal tenemos dos medidores tipo VU meter que indican los niveles de voltaje y corriente. Los siguientes LED indican el estado de la fuente: control de falla en alguno de los cuatro inversores, ausencia de alguna de las fases de la red de alimentación, control del modo de operación ya sea voltaje constante o corriente constante, supervisión de

lógica de control y alarma de sobrevoltaje. Además existen dos potenciómetros de ajuste de voltaje y corriente que solamente se utilizan para pruebas del equipo.

La fuente puede ser configurada para dos modos de operación: Voltaje constante o corriente constante mediante el conector de programación J1. La forma de regular el voltaje o corriente se hace a través de un potenciómetro externo de 5 Kohm. También puede programarse con un voltaje externo de 0 a 5 Volt o con una corriente externa de 0 a 1 mA, en cada caso de acuerdo a una cierta disposición de las conexiones para habilitar uno de los dos controles frontales. Ninguna de estas programaciones externas se usa pues el equipo es controlado desde el gabinete de gradiente y el modo normal de operación es de voltaje constante con solo dos estados: 40 y 160 volt como se detalló líneas arriba quedando deshabilitados ambos controles frontales.

Para otras aplicaciones, esta fuente puede ser usada en forma paralela (dos fuentes en paralelo) sin control alguno o en la configuración maestro – esclavo siguiendo una programación adecuada en ambos conectores de programación J1. También está previsto el uso de voltímetros remotos en el caso de que los VU meter frontales se vean afectados por la presencia de un campo magnético externo.

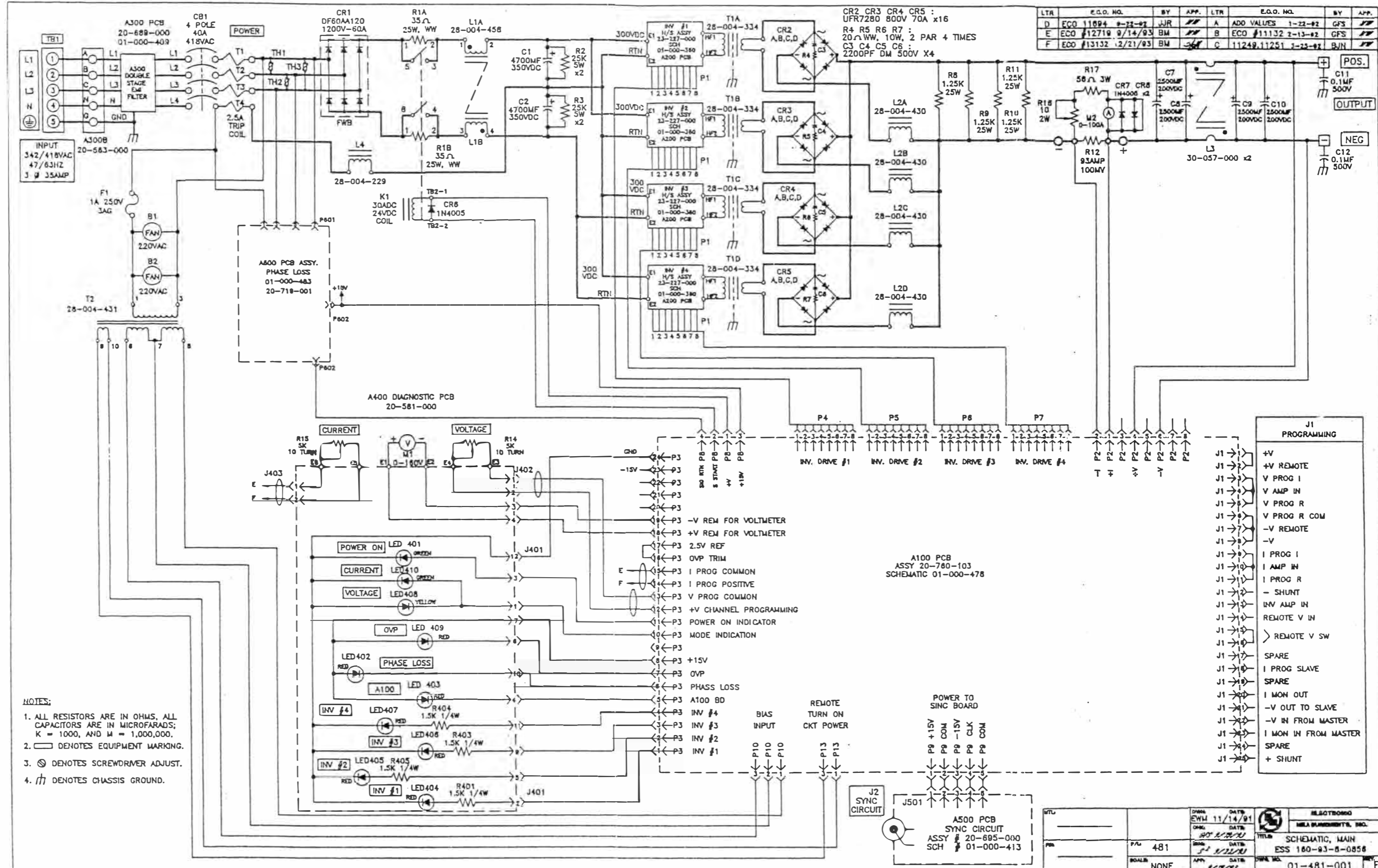
El inversor A200 (ver diagrama 01-000-360) consta de un puente inversor de onda completa compuesto por cuatro transistores de potencia (Q1 a Q4) de tipo IGBT (Transistor bipolar de puerta aislada). Los IGBT combinan las ventajas de los MOSFET con las ventajas de los transistores bipolares BJT: Tienen alta impedancia de entrada al igual

que los MOSFET y bajas pérdidas de conducción en estado activo como los BJT. El transformador de corriente T2 sensa la corriente en cada modulo inversor y retorna como señal de realimentación a cada uno de los 4 moduladores de ancho de pulso (PWM) de la tarjeta de control A100. Las señales de disparo de los IGBT (CLK1 y CLK2) provienen de cada uno de los PWM y pasan hacia los transformadores de señal T1A a T1D que proveen aislamiento galvánico. La salida de los inversores es HF1 y HF2.

- Se adiciona un circuito Snubber (ver diagrama 01-000-480) con la finalidad de proteger al elemento de alta velocidad de conmutación (el IGBT) de los sobrevoltajes ocasionados por la energía acumulada en las inductancias del circuito cuando el IGBT se apaga. En el caso de los IGBT es conveniente una red Snubber del tipo polarizado (lleva diodos, condensadores y resistencias) para suprimir los picos de voltaje.
- La tarjeta de control A100 (ver diagrama 01-000-478 partes 1 y 2) tiene las siguientes secciones: Una fuente interna de +/- 15 volt tomada del transformador de bias T2 que provee de energía tanto a esta fuente como al circuito de arranque suave (soft start). El circuito de arranque suave controla el relay K1 que provee una conexión directa de la salida del rectificador trifásico CR1 (del diagrama principal) obviando las resistencias en serie R1A y R1B. Los circuitos de canal de voltaje y canal de corriente (voltage channel y current channel en la tarjeta de control A100) proveen de regulación de voltaje (o corriente) a través de la señal PWM que controla a los moduladores de ancho de pulso para cada uno de los inversores. El circuito de monitor de corriente (current monitor en

la parte 1 del diagrama de la tarjeta A100) se utiliza en el caso del arreglo de dos fuentes en paralelo en configuración maestro – esclavo. Los circuitos de referencia (reference en el mismo diagrama) se utilizan en el caso del modo controlado por potenciómetro para el modo voltaje constante o corriente constante con programación externa. El circuito de reloj (clock de la parte 2 del diagrama) recibe los 540 KHZ de la tarjeta de sincronismo A500 y los convierte a 30 KHZ que son las señales SYNCA y SYNCB que conforman el reloj de los moduladores de ancho de pulso.

- El diagrama 01-000-413 detalla el circuito multiplicador de frecuencia de la tarjeta A500. El circuito PLL 565 (integrado U5) está configurado en un lazo cerrado que da estabilidad a la salida de 540 KHZ utilizando una referencia de 27 KHZ y aprovechando el circuito interno VCO (oscilador controlado por voltaje) del circuito integrado PLL. Para ello los divisores de frecuencia MC 14018 están configurados para dividir primero por 3 a los 81 KHZ de entrada y luego la realimentación de la salida por 10 y luego por 2.
- Se añade el circuito de la tarjeta A600 (ausencia de fase, diagrama 01-000-483) que provee una señal de alarma vía los circuitos integrados opto-acopladores U1 y U2 en ausencia de alguna de las fases de la alimentación trifásica. Esta señal inhibe el funcionamiento de toda la fuente.



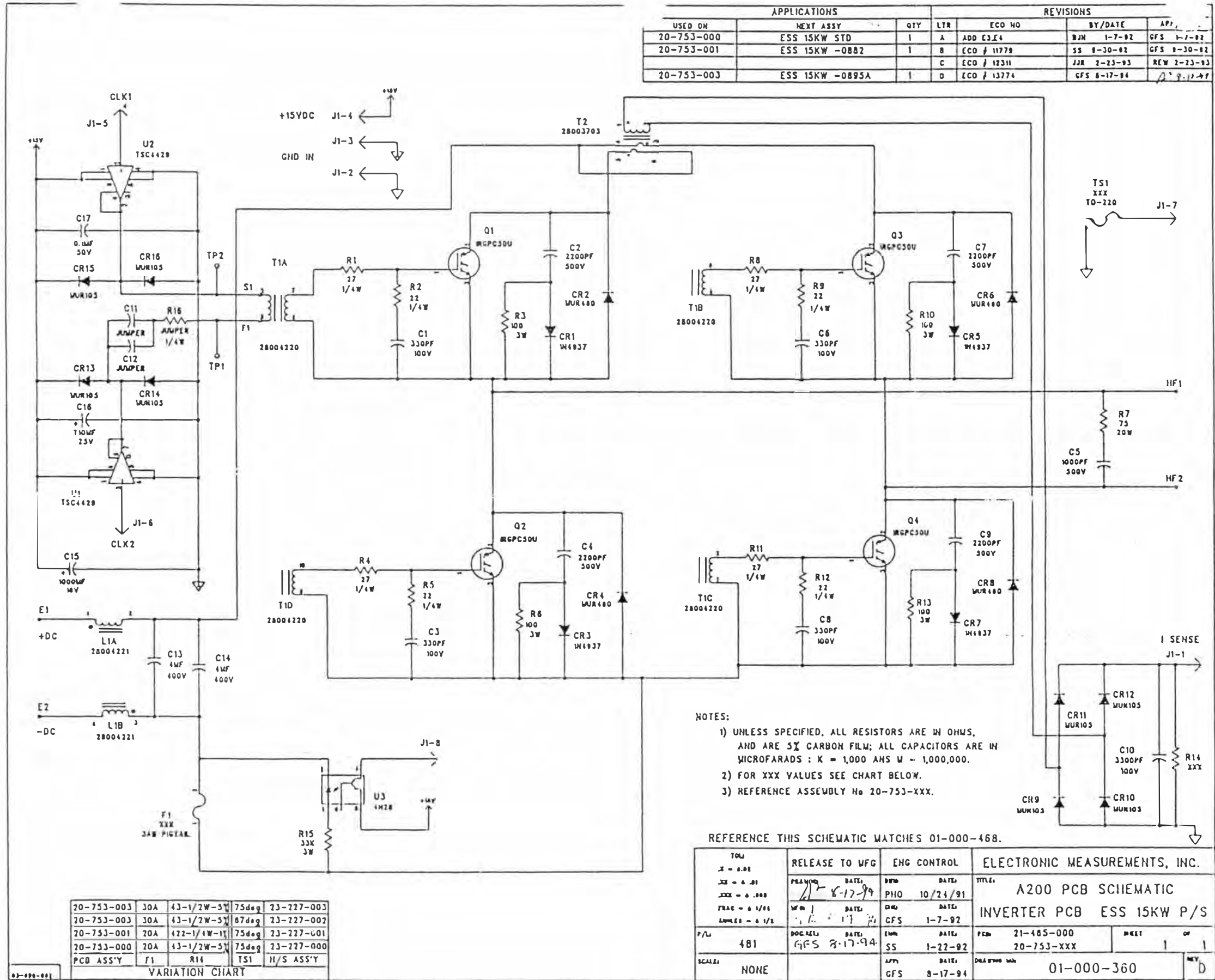
LTR	E.C.O. NO.	BY	APP.	LTR	E.C.O. NO.	BY	APP.
D	ECO 11894	9-22-82	JJR	A	ADD VALUES	1-22-82	GFS
E	ECO #12719	9/14/93	BM	B	ECO #11132	2-13-82	GFS
F	ECO #13132	2/21/93	BM	C	11249,11251	3-23-82	BJN

- NOTES:
1. ALL RESISTORS ARE IN OHMS, ALL CAPACITORS ARE IN MICROFARADS; K = 1000, AND M = 1,000,000.
 2. DENOTES EQUIPMENT MARKING.
 3. DENOTES SCREWDRIWER ADJUST.
 4. DENOTES CHASSIS GROUND.

DATE	BY	APP.	DATE	BY	APP.
11/14/91	EWL				

TITLE: SCHEMATIC, MAIN
 ESS 160-83-8-0858
 01-481-001

APPLICATIONS				REVISIONS			
USED ON	NEXT ASSY	QTY	LTR	ECO NO	BY/DATE	APP	
20-753-000	ESS 15KW STD	1	A	ADD E3E4	BJM 1-7-92	GFS	1-7-92
20-753-001	ESS 15KW -0882	1	B	ECO # 11779	SS 8-30-92	GFS	8-30-92
			C	ECO # 12311	JJR 2-23-93	REW	2-23-93
20-753-003	ESS 15KW -0895A	1	D	ECO # 13774	GFS 8-17-94		8-17-94



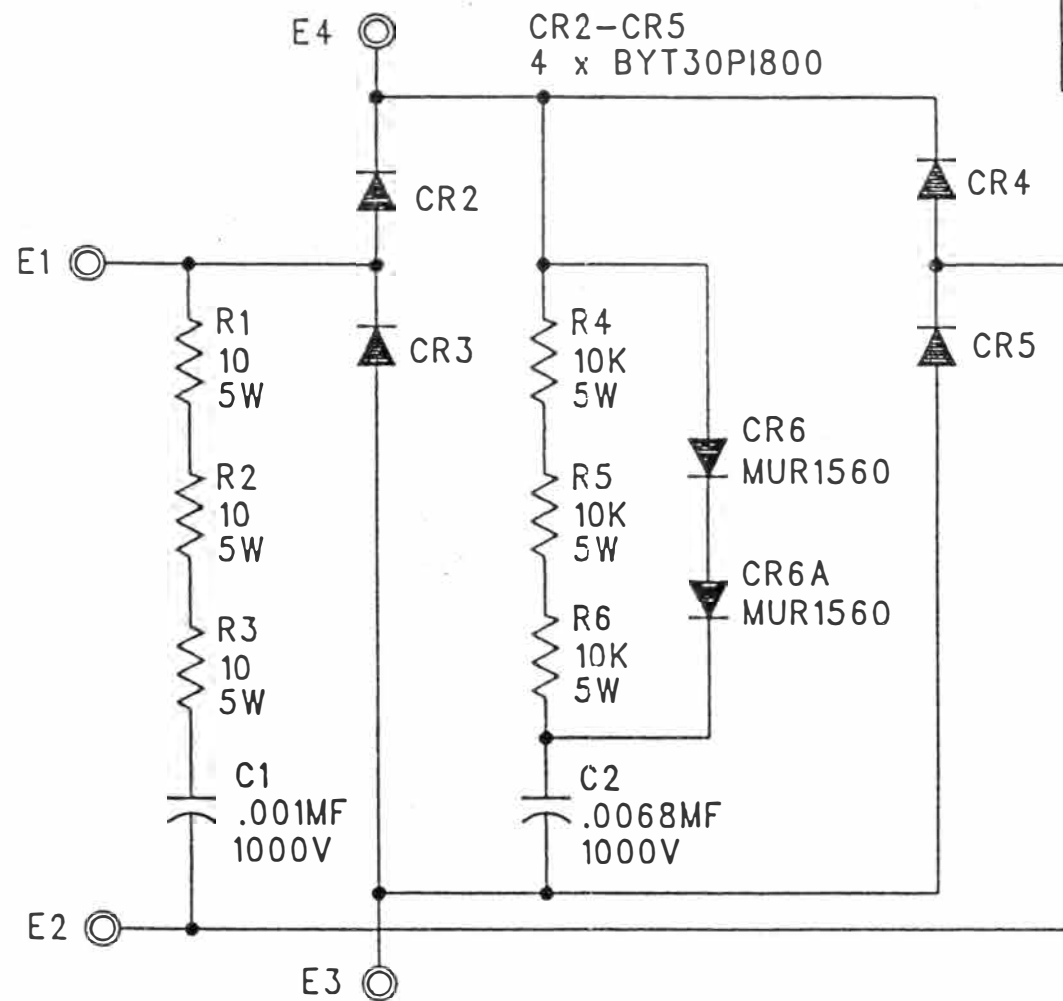
- NOTES:
- 1) UNLESS SPECIFIED, ALL RESISTORS ARE IN OHMS, AND ARE 5% CARBON FILM; ALL CAPACITORS ARE IN MICROFARADS : X = 1,000 ANS M = 1,000,000.
 - 2) FOR XXX VALUES SEE CHART BELOW.
 - 3) REFERENCE ASSEMBLY No 20-753-XXX.

REFERENCE THIS SCHEMATIC MATCHES 01-000-468.

TOL	RELEASE TO WFG	ENG CONTROL	ELECTRONIC MEASUREMENTS, INC.	
X - 0.01	DATE: 8-17-94	DATE: 10/24/91	TITLE: A200 PCB SCHEMATIC	
XX - 0.01	DATE: 8-17-94	DATE: 1-7-92	INVERTER PCB ESS 15KW P/S	
XXX - 0.008	DATE: 8-17-94	DATE: 1-22-92	PCB: 21-485-000	SHEET 1 OF 1
FRAC - 0 1/16	DATE: 8-17-94	DATE: 8-17-94	20-753-XXX	
LOWES - 0 1/8				
P/L 481	DATE: 8-17-94	DATE: 8-17-94		
SCALE: NONE			01-000-360	KEY: D

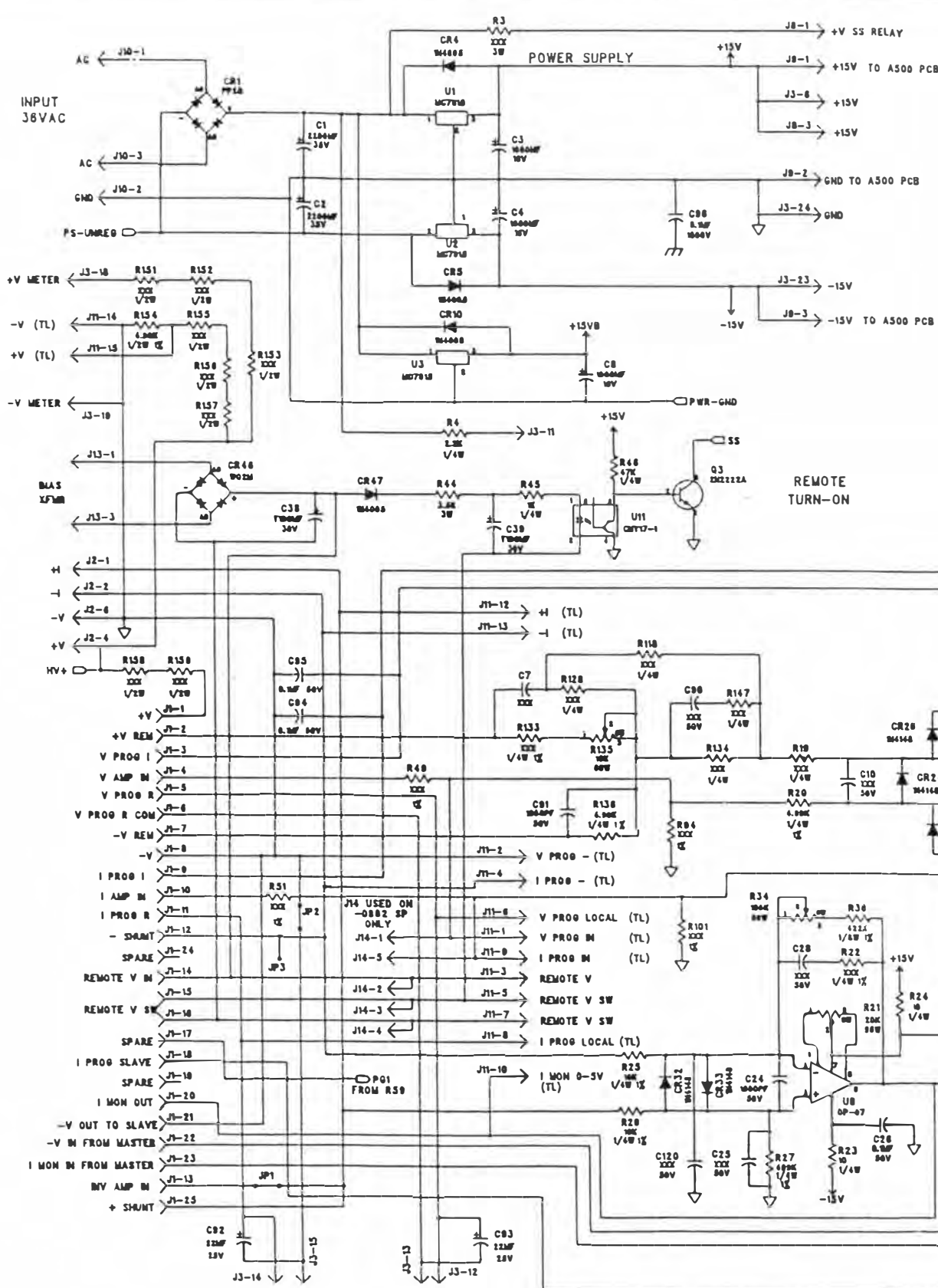
VARIATION CHART

20-753-003	30A	43-1/2W-5%	75deg	23-227-003
20-753-003	30A	43-1/2W-5%	87deg	23-227-002
20-753-001	20A	422-1/4W-1%	75deg	23-227-001
20-753-000	20A	43-1/2W-5%	75deg	23-227-000
PCB ASS'Y	F1	R14	TS1	11/S ASS'Y



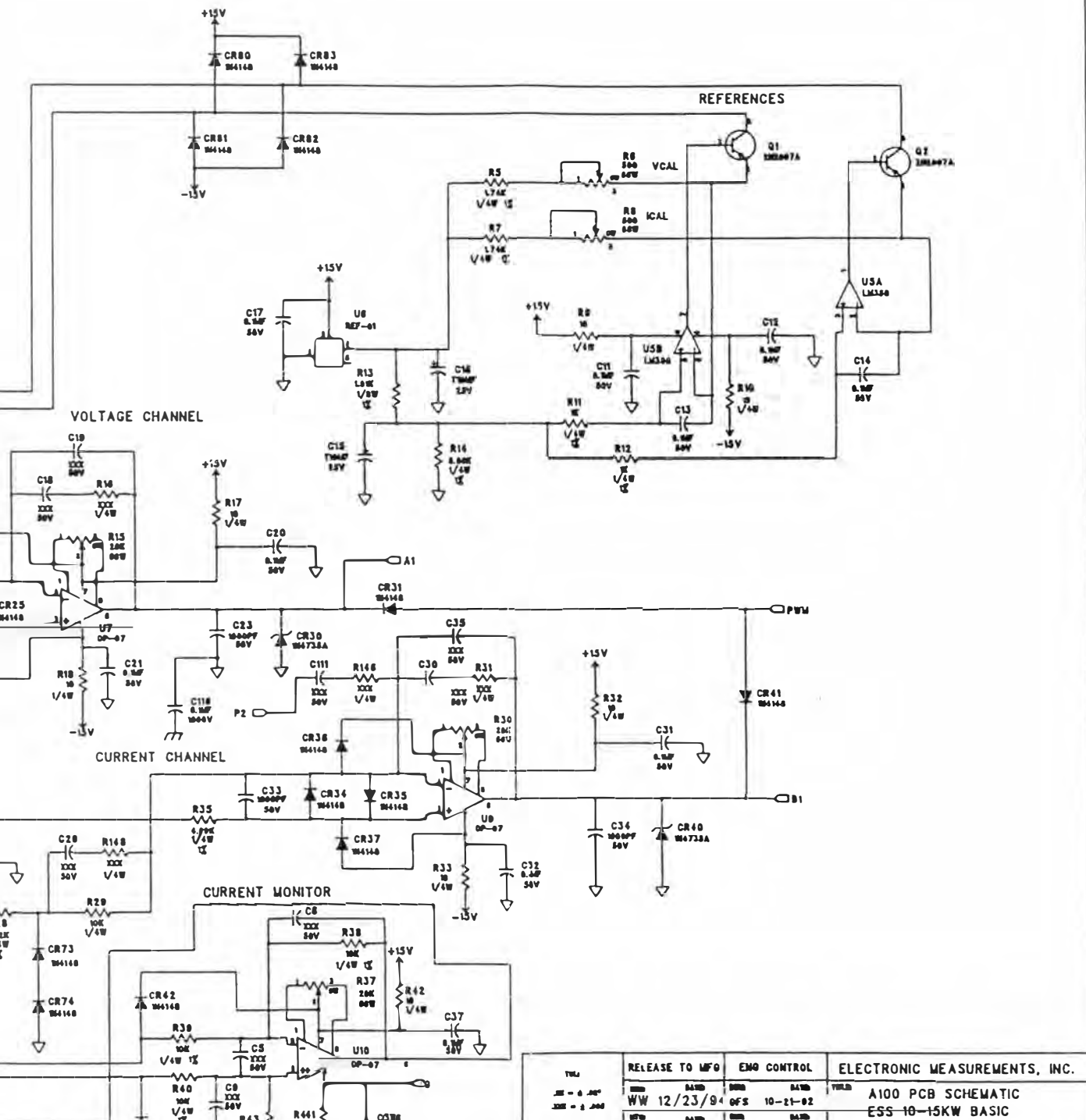
REVISIONS			
LTR	ECO NO	BY/DATE	APP/DATE
1	ENG REV.	BJN 12-15-92	WW 12/15/92
A	TOLLGATE RELEASE	BM 9/15/93	1/2-23-93

DRAWN: BJN		DATE: 11-10-92	ELECTRONIC MEASUREMENTS, INC.	
CHECKED: WW		DATE: 12/15/92	TITLE: SCHEMATIC, A1000 SNUBBER PCB	
ENG. S2		DATE: 12/15/92	ESS 15KW HV	
P/L 481	PCB ASS'Y #:		DRAWING NO: 01-000-480	REV: A
20-761-000/21-471-000		SHEET: OF		



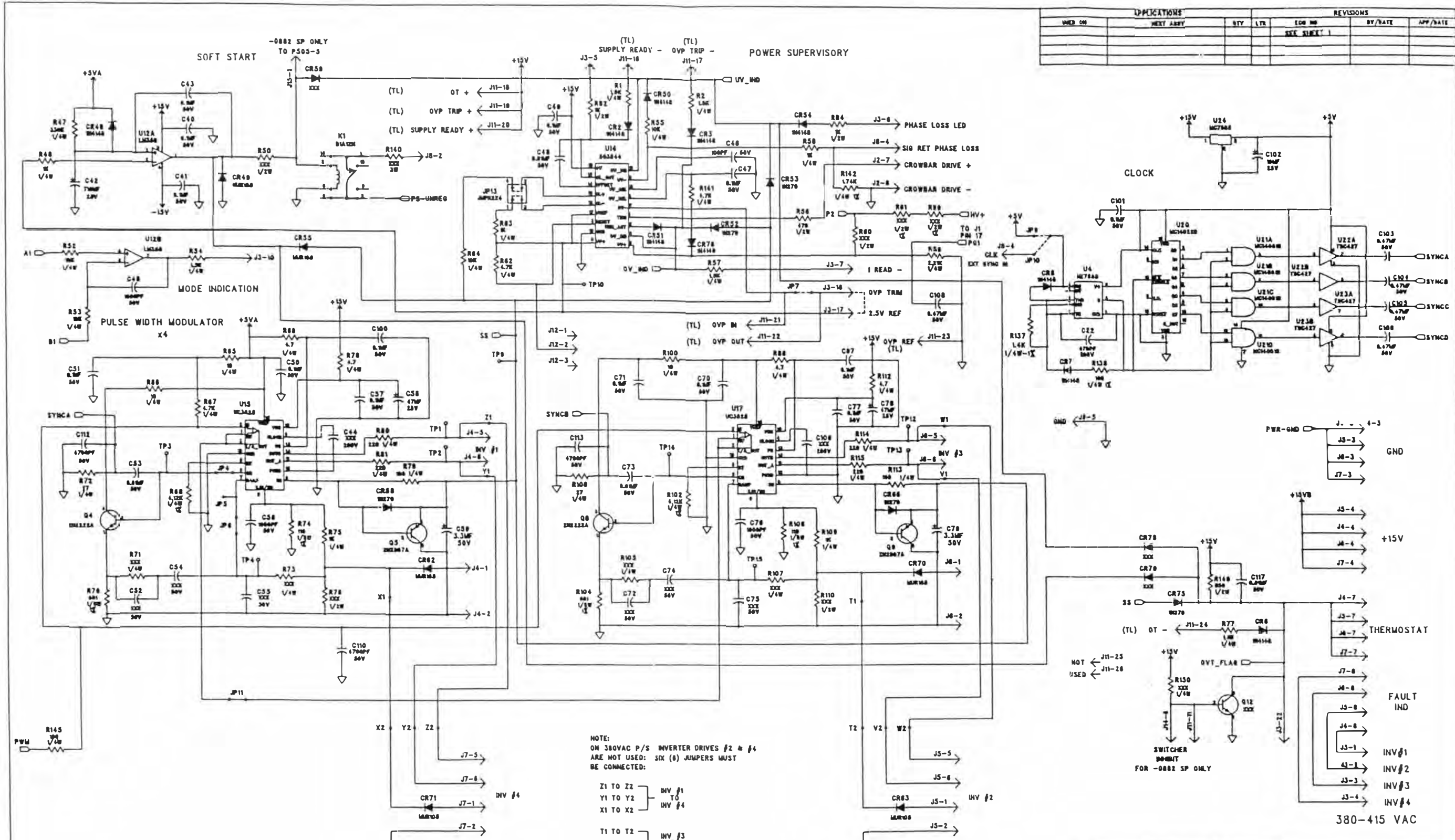
- NOTES:
- 1) UNLESS SPECIFIED; ALL RESISTORS ARE IN OHMS AND ARE CARBON FLM, 5% ALL CAPACITORS ARE IN MICROFARADS K = 1,000 AND M = 1,000,000.
 - 2) ∇ DENOTES INTERNAL COMMON.
 - 3) ∇ DENOTES CHASSIS GROUND.
 - 4) REFERENCE A100 PCB ASSY No 20-780-1XX.
 - 5) FOR "XXX" VALUES SEE C1-000-478 "B" SIZE SHEETS.

APPLICATIONS			REVISIONS			
USED ON	NEXT ASSY	QTY	LTR	ECO NO	BY/DATE	APP/DATE
	20-780-1XX		2	ECO REV.	SLM 12-22-91	W/W
			3	ECO REV.	SLM 1-17-93	W/W
			4	ECO REV.	SLM 3-8-93	W/W
			5	ADD C44, C100	SLM 6-23-93	W/W
			6	CHG R48, U11	WFS 6-24-93	W/W
			A	ECO #12781	SLM 8/31/93	W/W
			B	ECO #12882	SLM 11/2/93	W/W
			C	ECO #13488	SLM 2/8/94	W/W
			D	ECO #13811	WFS 7-18-94	W/W
			E	ECO #14837	JAM 4/8/95	D/M
			F	ECO #14372	MM 4/7/96	SFS



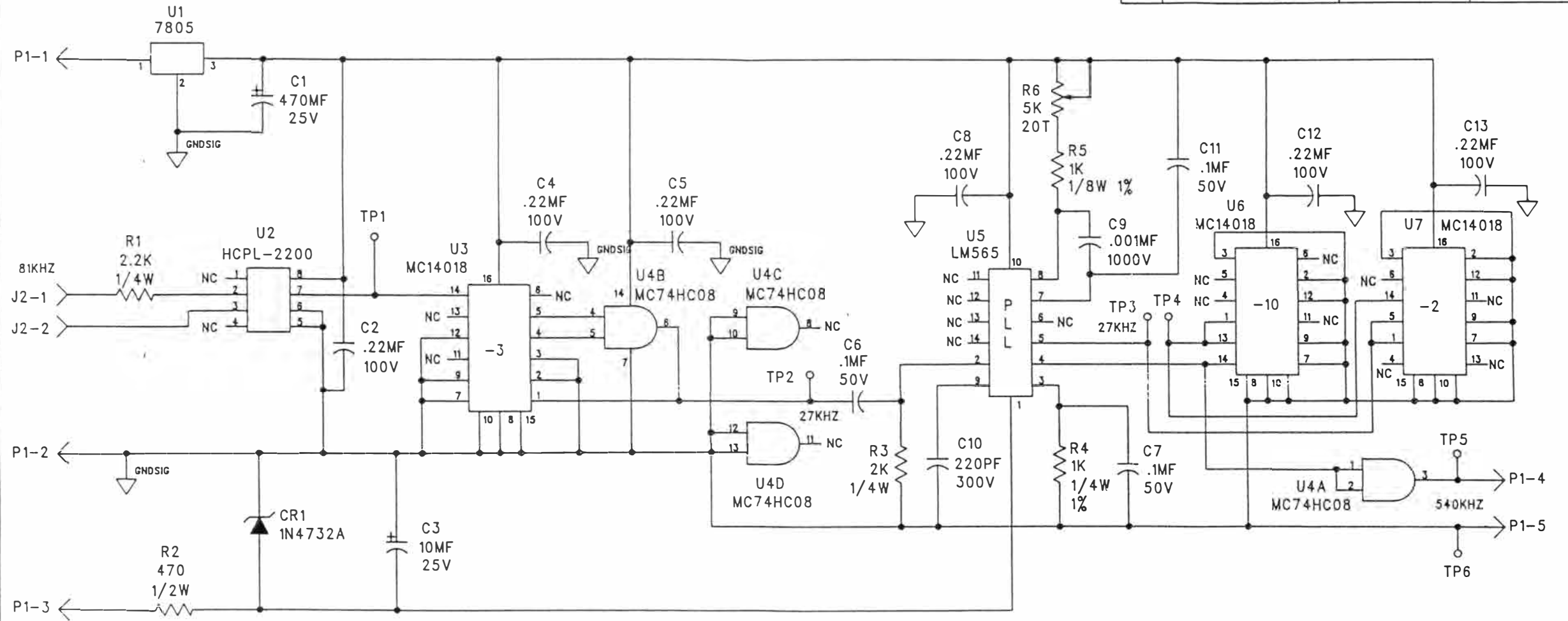
TR	RELEASE TO MFG	EMG CONTROL	ELECTRONIC MEASUREMENTS, INC.	
WV	12/23/94	0FS	A100 PCB SCHEMATIC	
PS	12/23/93	REW 7/2/93	ESS-10-15KW BASIC	
481	S2 12/23/93	S2 7/2/93	20-780-1XX	1 OF 2
NONE		WW 7/2/93	01-000-478	F

APPLICATIONS				REVISIONS		
UNED ON	NEXT APPY	QTY	LTR	ENG NO	BY/DATE	APP/DATE
				SEE SHEET 1		



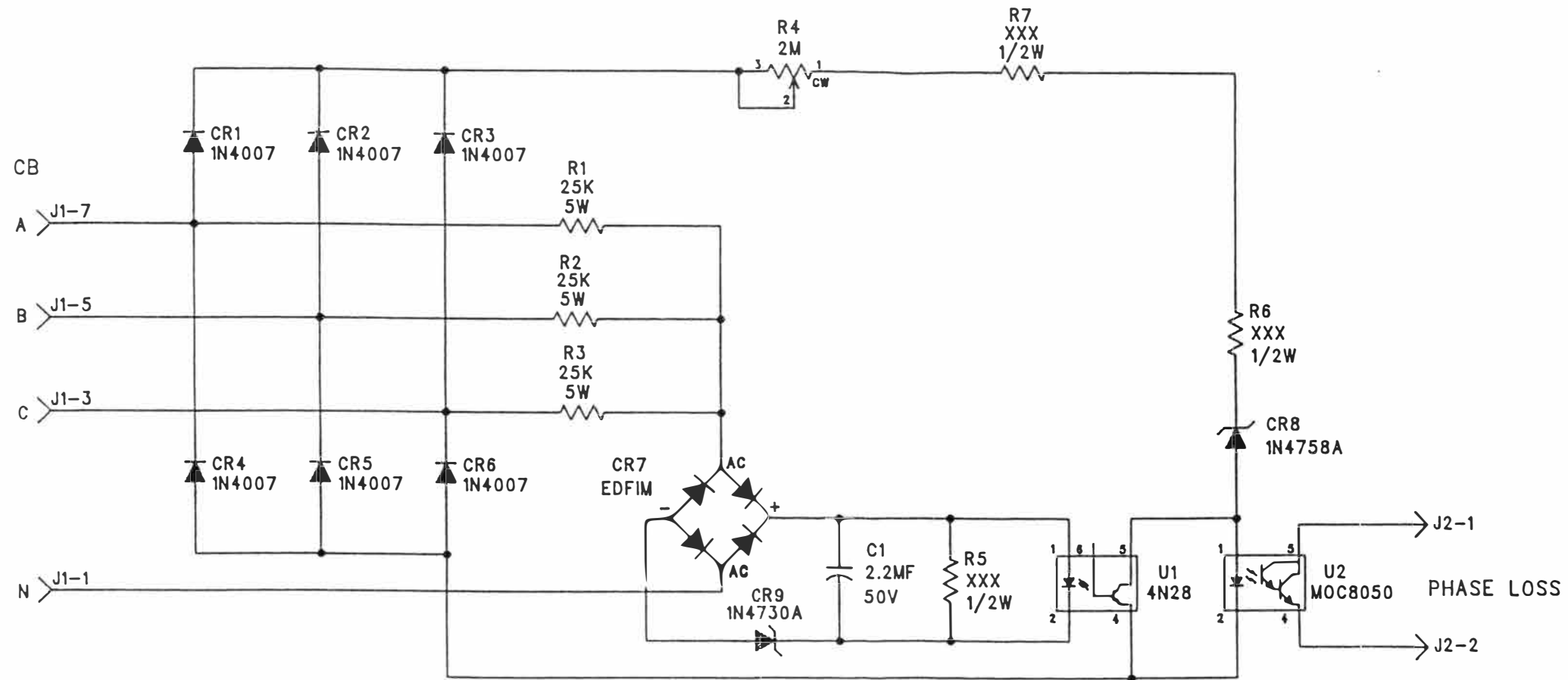
DATE	RELEASE TO MFG	ENG CONTROL	ELECTRONIC MEASUREMENTS, INC.
11/15/78	11/15/78	11/15/78	A100 PCB SCHEMATIC
11/15/78	11/15/78	11/15/78	ESS 10-15KW BASIC
11/15/78	11/15/78	11/15/78	ENHANCED DESIGN 380-415 VAC
P/L: 481	P/L: 481	P/L: 481	20-780-1XX
01-000-478			2 of 2

REVISIONS			
LTR	ECO NO	BY/DATE	APP/DATE
A	ECO 11250	BJN 3-20-92	WW 7/30/92
B	ECO 11704	BJN 7-17-92	GWT 7/17/92
C	ECO 12830	BM 10/5/93	<i>for 10/14/93</i>



DRAWN: BJN	DATE: 1-29-92	ELECTRONIC MEASUREMENTS, INC.	
CHECKED: WJW	DATE: 2-1-92	TITLE: SCHEMATIC, A500 PCB SYNC CIRCUIT	
ENG. GWT	DATE: 7/17/92	DRAWING NO: 01-000-413	REV: C
P/L 481	PCB ASS'Y #: 20-695-000	SHEET: 1 OF 1	

APPLICATIONS			REVISIONS			
USED ON	NEXT ASSY	QTY	LTR	ECO NO	BY/DATE	APP/DATE
			A	ECO # 13388	BM 5/24/94	GFS 5-25-94
			B	ECO # 13499	GFS 7-21-94	WJW 7-29-94
			C	ECO # 14827	GFS 8-20-95	<i>JFK 8/30/95</i>



VARIATION TABLE			
ASS'Y	R7	R6	R5
20-719-001	390K 1/2W	390K 1/2W	320 1/2W
20-719-002	470K 1/2W	580K 1/2W	120 1/2W
20-719-003	390K 1/2W	390K 1/2W	120 1/2W
03-000-051			

TOL: .X = ±.02 .XX = ±.01 .XXX = ±.005 FRAC = ± 1/64 ANGLES = ± 1/2	RELEASE TO MFG PRJ.MGR: S2 5/24/94 DATE: DATE: MFG: PS 5/24/94 DATE: DATE:	ENG CONTROL DWN: BJN 11-20-92 DATE: DATE: CHK: REW 1/2/93 DATE: DATE:	ELECTRONIC MEASUREMENTS, INC. SCHEMATIC, A600 PHASE LOSS PCB ESS 15KW HV
P/L: 481	DOC.REL: WW 5/24/94 DATE: DATE:	ENG: S2 1/21/93 DATE: DATE:	PCB: 21-472-000/20-719-001/ 20-719-002/20-719-003
SCALE: NONE		APP: WW 1/21/93 DATE: DATE:	DRAWING NO: 01-000-483
			SHEET 1 OF 1 REV. C

CONCLUSIONES

1. - Importancia de la conexión de tierra en el amplificador de gradiente

Como se describió en el capítulo III, el componente principal del amplificador de gradiente es el conjunto de MOSFET agrupados en los módulos de potencia y formando un puente convertidor. Uno de los problemas que se presentaba en un equipo era el defecto de alguno de estos componentes de alta velocidad de conmutación. Ante esta situación se presenta una alarma en el módulo de potencia afectado (4 para cada eje, 12 en total) lo que obliga a la fuente de 15 KW a inhibirse de operar y a descender a su estado de seguridad, lo cual conduce a abortar el “disparo” (scan) que se venía ejecutando y a paralizar de este modo todo el sistema. Ante este evento debe cambiarse el módulo afectado para volver a poner operativo el sistema. La recurrencia de este tipo de falla nos llevó a investigar el funcionamiento de las señales de disparo de los MOSFET y todas las señales de control y sincronismo del gabinete de gradiente. Asimismo se confirmó la completa operatividad de la fuente de 15 KW a plena carga y la estabilidad de su salida.

Confirmado el estado del sistema de gradiente, se procedió a investigar la instalación eléctrica: El sistema de alimentación y sobre todo la conexión de tierra. Se confirmó que la resistencia de línea (es decir la resistencia que ofrecen los cables de alimentación ante la presencia de corrientes altas sobre todo de tipo pulsátil) estaba dentro de las

especificaciones de instalación, es decir, menos de 300 miliohm (por fase) a la entrada del gabinete. Seguidamente se encontró que la resistencia de la red de pozos de tierra estaba relativamente alta, y aunque no hay una especificación a respecto (solamente se especifica el calibre del cable que conecta a tierra), se decidió mejorarla sustancialmente hasta medir de 1 a 3 ohm. Esta mejora disminuyó notablemente la recurrencia de la falla.

2. - Importancia del sincronismo de las señales de disparo de los MOSFET

De particular importancia en la falla descrita en el acápite anterior es el sincronismo de las señales que disparan a los MOSFET. En el capítulo III se describió el principio de funcionamiento del amplificador tipo Chopper: Cuando un MOSFET se enciende, su contraparte en la etapa de medio puente debe apagarse pero en ningún caso deben conducir ambos al mismo tiempo porque se produce un corto circuito. Esta afirmación es cierta para tiempos muy largos, pero en un puente convertidor de alta velocidad, existen traslapes entre los flancos de subida y bajada de las señales de disparo de ambos MOSFET. Existe un procedimiento para medir y calibrar este traslape y determinar si éste se encuentra dentro de los límites de 275 +/- 25 nanosegundos. El objetivo es lograr el traslape mínimo que asegure un menor esfuerzo tanto de la fuente como del componente de conmutación.

3. - Tópicos sobre el cuidado del magneto en un equipo de Resonancia Magnética.

Un magneto superconductor requiere conservar cierta cantidad de Helio líquido para asegurar que las bobinas principales que forman el campo magnético funcionen correctamente y que el magneto no sufra daño en el caso de una súbita pérdida de superconductividad. Cuando ocurre este

peligroso evento llamado "Quench" en inglés, se producen muy altas presiones que pueden dañar seriamente al equipo. Se espera que esto no ocurra nunca pero se debe estar preparado para evitarlo y saber cómo actuar en caso ocurra.

Un magneto puede considerarse como un gran contenedor térmico de Helio líquido con una capacidad de poco más de 1000 litros. El Helio líquido se evapora a una temperatura de 4.2 Kelvin y cuando esto ocurre, 1 litro se convierte en 700 litros de Helio gas. Si por alguna razón ocurre un Quench (las bobinas llevan algunos cientos de Amperios cuando se encuentran en superconductividad pero disipan rápidamente mucho calor cuando se pierde este estado), cientos de litros de Helio líquido pueden evaporarse y originar grandes presiones internas. El magneto está provisto de varias válvulas de seguridad para eliminar hacia el exterior todo este gas, sin embargo (y en el caso de no haberse estropeado alguna de estas válvulas o las propias bobinas superconductoras) para volver a poner operativo el campo magnético se requieren cientos de litros de Helio líquido, el cual no se encuentra disponible en el mercado local y debe importarse a un alto costo en contenedores más pequeños de 250 litros cada uno y que sufren pérdidas del orden del 30% al 35% durante el tiempo de transporte, desaduanaje, etc.

El medidor de Helio líquido consiste en un hilo superconductor delgado montado verticalmente en el tanque que contiene el criogénico. El hilo es resistivo por encima del nivel del líquido y superconductor cuando está sumergido. Por lo tanto si hacemos pasar una pequeña cantidad conocida de corriente a través del hilo, el voltaje que cae a través de él es

inversamente proporcional al nivel del líquido. Este método puede inyectar cierta cantidad de calor dentro del magneto por lo que la medición toma solamente algunos segundos y la lectura queda grabada en un display. Pueden hacerse mediciones semanales pero debe instruirse al personal operador de apagar el medidor una vez realizada la lectura pues puede aumentar el consumo de criogénico. Las lecturas pueden tabularse para conocer la calidad del sistema de refrigeración. Si el consumo es mayor de 2.5 a 3 litros de refrigerante por día en promedio, debe pensarse en cambiar el cabezal o investigar las causa: Podría ser que el compresor se estuviese apagando por algún defecto sin ser advertido (el cabezal tiene un sonido característico), para ello se cuenta con un display medidor de horas de trabajo.

Existe un sistema de seguridad capaz de descargar el campo magnético de manera abrupta pero relativamente segura y solamente para casos en los que la vida o la salud del paciente o los operadores se encuentre en peligro debido a una mala observación de las normas de seguridad. Por ejemplo cuando alguna persona queda atrapada por un cilindro de oxígeno o algún otro objeto ferromagnético que es atraído con mucha fuerza por el campo y que no debió ingresar a la sala de exámenes.

Por todo lo señalado es recomendable conservar de 300 a 500 litros antes de programar una recarga del combustible criogénico. Dependiendo de la calidad del sistema de refrigeración y de la eficiencia durante el proceso de recarga (también durante este proceso se producen pérdidas) se puede recargar Helio líquido una vez por año como promedio.

El sistema de refrigeración consiste en un cabezal de enfriamiento que tiene contacto con las dos etapas aislantes que se mantienen a 80 Kelvin y 30 Kelvin respectivamente. Para lograr estas temperaturas internas, se utiliza un sistema de compresión y descompresión de Helio gaseoso de alta pureza en circuito cerrado. El compresor (que se encuentra en la sala de máquinas) es enfriado a su vez por un circuito cerrado de agua en otro sistema refrigerador llamado Chiller en inglés. Ambos equipos deben funcionar ininterrumpidamente y la eficiencia del conjunto debe llegar a un promedio de 0.1 litros de evaporación por hora. Por este motivo, se debe tener cuidado del buen funcionamiento de ambas máquinas. El mantenimiento del Chiller puede efectuarse con suministros locales puesto que se trata de un equipo muy usado en la industria e incluye la limpieza periódica del radiador, la recarga del refrigerante Freón, el reemplazo periódico de la faja del ventilador, así como la reparación de alguno de sus componentes cuando presenten falla. Para el servicio del compresor y del cabezal de enfriamiento, se requiere de suministros mucho más especializados no disponibles en el mercado local. Incluye el reemplazo periódico del filtro de Helio gaseoso y del cabezal de enfriamiento. Este último procedimiento puede ser peligroso y debe ser realizado por personal entrenado pues se está abriendo la parte superior del magneto y se encuentran presentes temperaturas muy bajas, además de la posibilidad de que ingrese aire y se congele lo cual puede contaminarlo. En la torreta (parte superior) del magneto donde se inserta el cabezal, se puede tener presente Helio gaseoso a temperaturas muy bajas pero nunca debe ingresar aire pues al congelarse puede obstruir los conductos de inserción de las varillas

de carga de corriente o de carga de Helio líquido. El reemplazo del cabezal debe hacerse con el campo desactivado. La cantidad y presión del Helio gaseoso en el compresor debe controlarse periódicamente. La presión de ecualización, es decir aquella que equipara la alta y baja presión cuando se apaga el equipo, debe ser de 280 psi (libras por pulgada cuadrada).

Asimismo se debe tener cuidado ante la presencia de fugas de Helio gaseoso. La presión interna en estado estable del magneto es del orden de 0.5 a 1 psi. Si por algún motivo esta presión cayera y se convirtiera en presión negativa, podría haber succión de aire que contaminaría el magneto e incluso podría causar un Quench. Existe un sistema de alarma de presión baja que alerta al operador de este evento. Pero el escape de gas podría ser tan sutil que en ocasiones es difícil encontrar la zona (tubería, válvula o cubierta exterior) donde se está produciendo la fuga. Por ello después de cada recarga debe revisarse toda la torreta. El cabezal de enfriamiento está montado sobre un sistema de anillos de caucho con suficiente cantidad de una grasa especial (llamada grasa de alto vacío) pero durante el proceso de recarga se generan grandes presiones internas que podrían moverlo ligeramente o incluso puede ser manipulado accidentalmente por el personal durante este proceso. Debe ser revisado cuidadosamente. Una fuga de Helio gas definitivamente aumenta el consumo de Helio líquido.

4. - Procedimiento de carga y descarga de la corriente del magneto

El procedimiento de carga de Helio líquido puede realizarse en algunos equipos con la presencia del campo magnético, sin embargo, por seguridad se recomienda retirarlo y luego reponerlo cuando se haya completado la recarga. Para activar el campo se conecta la fuente del

magneto de la siguiente manera: Se insertan dos varillas de un metro de longitud aproximadamente (una positiva y la otra negativa) cuyos contactos se encuentran en el extremo. Las varillas van conectadas a los cables que vienen de la fuente. Los extremos de las varillas son sometidos a temperaturas muy bajas por lo que debe insertarse con sumo cuidado.

En la figura 44 se muestra el diagrama simplificado de la bobina superconductora. Lo que se encuentra dentro del magneto esta definido por los dos puntos de contacto a los que está conectado el voltímetro e incluye el interruptor y el devanado principal. Todo lo demás es externo: Las varillas que se insertan para hacer contacto con estos puntos, los cables, los diodos y la fuente. El interruptor activado térmicamente es una sección del devanado que es calentada por la resistencia mostrada para que pierda su condición de superconductividad y aperture el circuito. El procedimiento de “levantar” el campo es el siguiente: Una vez que están insertadas las varillas y se ha comprobado la calidad del contacto, se enciende el calentador y se espera 30 segundos para que el interruptor quede abierto, se debe recordar que no se trata de un interruptor convencional sino una sección del devanado superconductor que debe esperar algún tiempo hasta perder su estado de superconductividad. Enseguida se activa el botón de carga de corriente. La fuente del magneto tiene un control automático del voltaje y corriente aplicados. Así: De 0 a 100 Amperios aplica un voltaje de 9.5 volt DC, de 100 a 150 Amperios el voltaje es 6 volt y de 150 hasta 188 Amperios (para el caso de 0.5 Tesla) el voltaje desciende a 4.5 volt. El proceso de carga dura aproximadamente 30 minutos. Cuando la corriente llega a su valor final (se dispone de un amperímetro digital en el panel) y se ha hecho

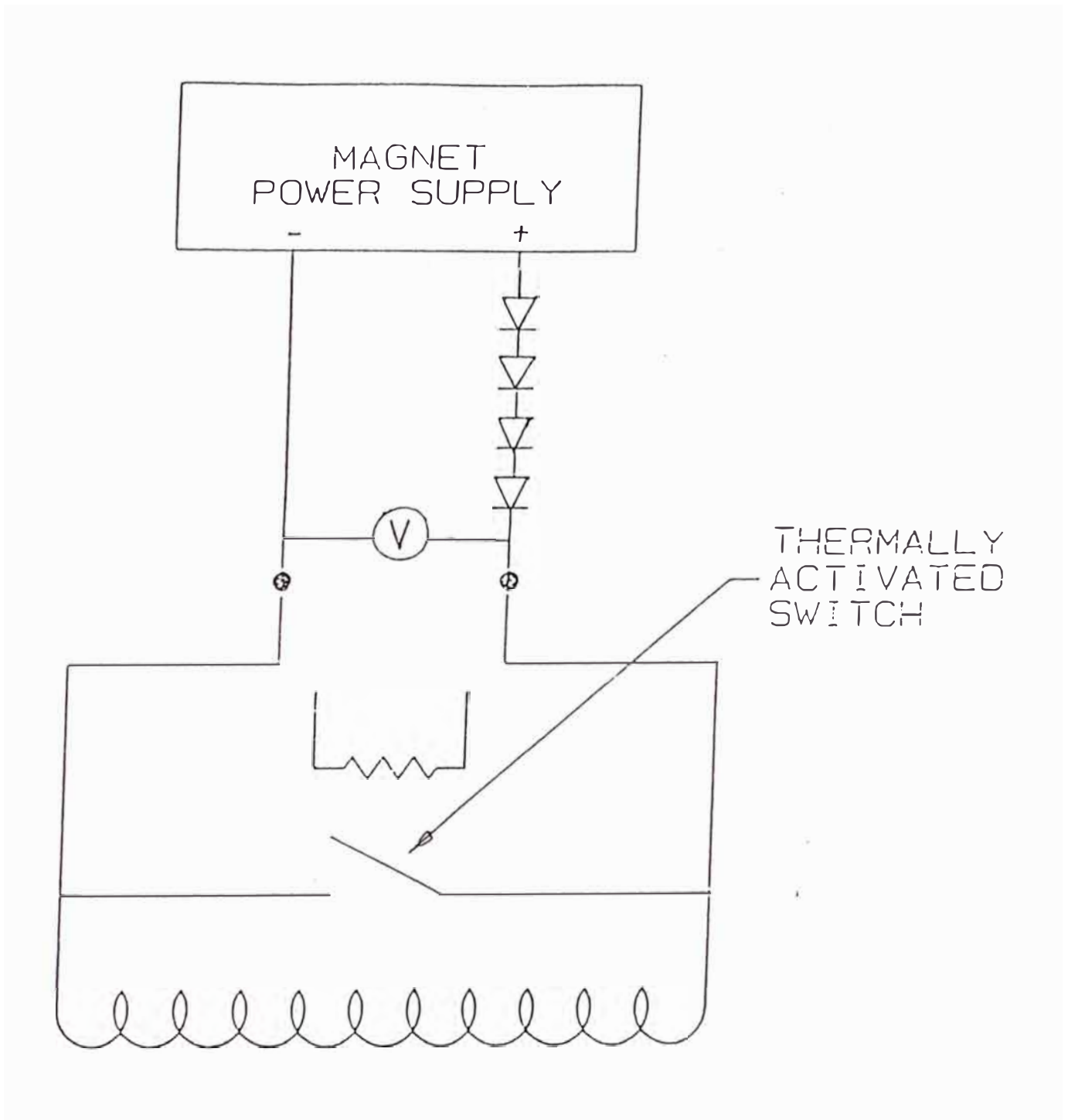


figura 44: Esquema eléctrico simplificado del magneto

el ajuste fino de la frecuencia de resonancia (21.3MHZ) y el voltaje ha descendido hasta un rango de 2.7 a 3 Volt, se apaga el calentador y se espera 30 segundos a que el interruptor cierre nuevamente, luego de lo cual, la corriente queda "atrapada" en el devanado principal. Seguidamente se puede descargar la corriente que queda remanente en los cables, apagar la fuente y retirar cuidadosamente las varillas.

El procedimiento de comprobar la calidad del contacto es el mismo proceso con la diferencia de que no se abre el interruptor (el calentador permanece apagado) con lo cual, la corriente queda solamente del lado de la fuente y los cables, pudiéndose cargarse y descargarse hasta comprobar que la caída de tensión en los contactos sea aproximadamente de 2.7 volt a 3 volt cuando se ha alcanzado la corriente de campo principal (188 Amperios en nuestro ejemplo). Es decir, si en un primer intento no se llega a este valor, se descargan los cables, se presionan cuidadosamente las varillas y se vuelve a comprobar la calidad del contacto.

El ajuste fino de la frecuencia de resonancia se realiza calibrando el potenciómetro fino de corriente de la fuente mientras la computadora comanda pequeños disparos en forma de pulsos a una botella de agua de 3 litros colocada previamente en el isocentro (el centro de la región de homogeneidad del campo) y va midiendo la desviación de la señal de respuesta hasta llegar a la frecuencia central con una tolerancia de +/- 500 HZ. Lo que se intenta es sintonizar la frecuencia de resonancia de la antena transmisora (cuya medición se ha realizado previamente e ingresa como

dato principal a la computadora) con la frecuencia de resonancia del campo principal.

Para descargar o “bajar” el campo magnético se insertan las varillas y una vez que se ha comprobado la calidad del contacto, y estando además cargados los cables con la corriente principal (188 Amperios), se enciende el calentador, se espera 30 segundos a que abra el interruptor (con lo cual la fuente toma control del magneto) y se coloca la fuente en modo de descarga desviando la corriente en forma lenta y controlada hacia un banco de resistencias que va disipando toda esta energía. Este proceso dura 30 minutos y al finalizar se apaga la fuente y se retiran las varillas.

Cualquier desviación de este procedimiento puede causar un “quench” como se ha descrito en la sección 3 con el consecuente posible daño al equipo. Es por ello la importancia de seguir con precisión pero sobre todo comprender el procedimiento que se viene desarrollando.

5. – Ventajas y aplicaciones clínicas de la Resonancia Magnética

Las imágenes por Resonancia Magnética tienen mayor resolución espacial y mayor resolución por contraste que cualquiera de los otros métodos de diagnóstico por imágenes. La resolución espacial es la habilidad de distinguir formas o siluetas en la medida que cuanto más pequeñas sean, mejor, de modo que den indicio de una diferenciación de tejidos. Resolución por contraste es la habilidad de distinguir las mismas formas pero en función del contraste que presenten en la imagen.

La Resonancia Magnética no utiliza radiaciones ionizantes que acumulativamente pueden ser perjudiciales para el cuerpo humano, sin embargo deben observarse ciertas normas de seguridad como por ejemplo

que no es posible examinar a pacientes con marcapasos o que tengan algún tipo de prótesis ferromagnética. Tampoco pueden ingresar los pacientes con parte de sus vestimentas u otros objetos de metal. Además los sistemas deben observar ciertos límites en la intensidad de radiofrecuencia como por ejemplo 0.4 Watt/ Kg. Para exámenes de todo el cuerpo. Afortunadamente esto está calculado en el diseño del equipo pero además existen dispositivos de seguridad (antenas receptoras de seguridad) en caso se superen los límites.

La Resonancia Magnética puede obtener imágenes de planos de corte en cualquier dirección a diferencia de los otros métodos como la Tomografía Computarizada que solamente puede hacer cortes axiales. Pero además, pueden lograrse adquisiciones volumétricas lográndose imágenes tridimensionales a diferencia de la Tomografía Computarizada que puede reconstruir imágenes tridimensionales basadas en series de adquisiciones planares.

El potencial completo de la Resonancia Magnética en su extensión desde espectroscopia in-vitro hasta las imágenes y espectroscopia in-vivo, esta aún por determinarse. El valor de las imágenes basadas en elementos diferentes del Hidrógeno puede no ser muy claro actualmente pero el desarrollo en la identificación de ciertos metabolitos relacionados a determinadas enfermedades viene en crecimiento. Por ejemplo, las imágenes basadas en Sodio o Fósforo parecen menos inquietantes que las imágenes de densidad protónica. Sin embargo, no sólo es de interés la información anatómica sino también la información fisiológica. Así, mientras las imágenes protónicas pueden contener información similar a la de

Tomografía Computarizada, las imágenes de Sodio o Fósforo pueden estar más cerca de los resultados obtenidos con medicina nuclear.

Para producir una imagen protónica bidimensional, la señal detectada de cada voxel, será proporcional a la densidad del hidrógeno modificada por alguna función compleja de T1 ó T2, la velocidad del flujo y otros factores como la secuencia de pulsos que se utilizaron para obtener la imagen. Las señales más fuertes se obtienen de tejido blando, lípidos y fluidos. Los tendones y músculos tienen una intensidad de señal un poco menor. Las señales más débiles se obtienen de los huesos, cartílagos y dientes. No es posible obtener señal de los gases internos. En los sólidos, T1 es muy largo para hacer mediciones prácticas y T2 es extremadamente corto y difícil de medir, por lo tanto, la Resonancia Magnética no define directamente hueso o similares estructuras sólidas. Los órganos que tienen gran contenido de protones de amplia movilidad como el tejido blando, grasa y la parte interna del hueso son directamente visualizados. El tiempo de relajación T1 del agua en los tejidos varía de acuerdo al grado en que sus moléculas rodeen a las moléculas orgánicas y puede variar en los fluidos del cuerpo entre 0.2 y 0.6 segundos y aún más en los fluidos intracelulares.

Los valores absolutos de los tiempos de relajación dependen de: La combinación química, la fuerza del campo magnético y la temperatura. Sin embargo, los valores relativos de T1 y T2 siguen un cierto patrón: T1 es siempre mayor o igual a T2 en un tejido dado, en los sólidos T1 es grande y T2 es corto y en los líquidos T1 no es generalmente mucho más grande que T2.

Aunque los diferentes órganos o tejidos pueden tener valores similares de densidad protónica, sus parámetros de relajación T1 y T2 pueden variar mucho. Una adecuada elección de secuencias de pulso y de variación de los intervalos entre pulsos, producirá imágenes con diferentes cantidades de dependencia de T1 y T2. Esto explica el gran contraste entre tejidos que se obtienen en las imágenes por Resonancia Magnética. Los cambios en las propiedades de relajación como por ejemplo la elongación característica de T1 en los tejidos neoplásicos (cáncer) nos descubre la habilidad de la Resonancia Magnética en la detección de dichas patologías. A esto contribuye el aumento del contenido de agua en los tumores.

El líquido céfalo-raquídeo tiene valores mucho más grandes de T1 y T2 que el tejido cerebral. Si se utiliza una secuencia de Spin Eco con un tiempo de eco (TE) corto que no permite suficiente relajación de T2 antes de que se genere el eco, el líquido céfalo-raquídeo con su largo T1 produce una señal débil y aparece más oscura que el tejido cerebral en la imagen. A medida que aumentamos el tiempo de eco, el decaimiento T2 se enfatiza y el líquido céfalo- raquídeo (debido a su largo T2) aparecerá eventualmente más brillante que el tejido cerebral. Así, hemos logrado un efecto contrario con variar el tiempo de eco pero sólo en partes específicas de la imagen. La intensidad de la señal es una función compleja de las diferentes variables y a su vez, la función es diferente para cada tipo de secuencias (Spin Eco, Recuperación de la saturación o Recuperación de la inversión). La elección de la secuencia depende no solamente de la parte del cuerpo a explorar sino también de la patología que se espera descubrir.

El hueso no contribuye mucho a la señal y por lo tanto es difícil de ver en la imagen. Esto sería una limitación para algunos exámenes. Sin embargo, en Resonancia Magnética es notable la ausencia de artefactos producidos por hueso que son un problema en Tomografía Computarizada. Por lo tanto, la Resonancia Magnética es exitosa para descubrir tejido blando en regiones próximas al hueso. Esto es importantísimo en estudios de tejidos neuronales en regiones como la pituitaria, la fosa posterior del cerebro, el tronco cerebral y la médula espinal. Destacan por las mismas razones los estudios de articulaciones en rodillas, codos, hombros, etc. Asimismo se resaltan los estudios relacionados a la medicina del deporte: líquido sinovial, cartílago, ligamentos, tendones y los exámenes relacionados con traumatología.

Debido a que las células sanguíneas excitadas se pueden mover fuera del plano de corte en el momento de la medición, los vasos en una persona sana pueden aparecer oscuros. Sin embargo una arteria obstruida puede aparecer mucho más brillante en la imagen. De modo que la señal de Resonancia Magnética de regiones donde hay un flujo presente, tiene una intensidad que depende de la velocidad del flujo. Estos son llamados estudios angiográficos, en los cuales la Resonancia Magnética es ventajosa pues es un método no invasivo y en el caso de utilizar sustancias de contraste, ésta es inocua y presenta escasas reacciones adversas a diferencia de los contrastes usados en Rayos X. Por este método se pueden hacer estudios cuantitativos del flujo.

También la Resonancia Magnética es importante en estudios dinámicos del corazón, en los cuales los artefactos causados por el

movimiento del mismo pueden evitarse usando técnicas de sincronización con la señal de electrocardiograma (ECG). De este modo, se pueden ver secuencias de imágenes adquiridas en diferentes puntos del ciclo cardíaco. También aquí se resalta el carácter no invasivo del estudio, es decir que no es necesaria la introducción de un catéter con sustancia de contraste para visualizar las paredes, los vasos y el interior del corazón como se utiliza en la angiografía por rayos X convencional.

La habilidad de la Resonancia Magnética de mostrar la estructura anatómica dentro del cerebro es muy superior a la que tienen otros métodos como la Tomografía Computarizada. Se puede discriminar claramente la materia gris de la materia blanca, no solamente por la concentración protónica, sino por las diferencias del factor T1 entre ambas. Destacan también los exámenes de columna por su capacidad de distinguir el canal medular y los discos intervertebrales con gran precisión diagnóstica. Los abscesos y hematomas presentan tiempos de relajación muy largos y su detección temprana en el cerebro es descubierta por Resonancia Magnética así como la detección de infartos cerebrales, infecciones y demás deformaciones morfológicas. Destacan también los estudios de activación cortical y exámenes funcionales, es decir aquellos en los que es posible detectar cual sección de la corteza cerebral entra en actividad al desarrollarse alguna actividad motora como el movimiento de un brazo, por ejemplo.

El potencial de la Resonancia Magnética se evidencia en estudios fisiológicos con la observación de las variaciones de T1 en: los músculos en

ejercicio, el cerebro ante una intoxicación alcohólica, demencia senil y la enfermedad de Parkinson, etc.

Una de las desventajas de la Resonancia Magnética es el largo tiempo de adquisición (por ejemplo exámenes de más de cuarenta minutos) lo cual requiere que el paciente no se mueva durante el estudio. Sin embargo, se están desarrollando nuevas técnicas que permiten adquisiciones más rápidas que admiten adquisiciones entre contenciones de la respiración (tal como se hace en Tomografía Computarizada), evitando de este modo los artefactos por movimiento. Una de las técnicas involucra el aumento de la velocidad del gradiente (gradientes más potentes) y la otra radica en adquisiciones paralelas para acelerar la reconstrucción de las imágenes.

6. – Comparación de la Resonancia Magnética con otros tipos de diagnóstico por imágenes.

Muchos métodos de diagnóstico por imágenes radican en la reconstrucción de una imagen sobre la base de un número de mediciones como por ejemplo el ultrasonido (ecografía), la Tomografía Computarizada y la Tomografía por Emisión de Positrones (PET en inglés), y todos se han desarrollado con el avance de las computadoras. La Tomografía por Emisión de Positrones es una técnica de la medicina nuclear en la cual se reconstruye una imagen de la distribución de cierto elemento radio farmacéutico inyectado previamente al paciente. La medicina nuclear provee información tanto metabólica como anatómica, sin embargo posee poca resolución espacial y la pérdida de señal de regiones dístales y órganos gruesos, además de la dependencia de los materiales radioactivos.

Los rayos X convencionales son técnicas con gran valor diagnóstico al producir imágenes de gran resolución espacial. Sin embargo, el contraste de tejido blando es pobre. La imagen sufre los efectos de la súper imposición y distorsión geométrica y la carga de radiación es significativa. Sin embargo, existen casos en los que los Rayos X son superiores a la Resonancia Magnética como por ejemplo los exámenes de tórax para examinar el parénquima pulmonar. Otro ejemplo son los exámenes de mama: La mamografía por rayos X sigue siendo la principal herramienta, sin embargo tanto la Resonancia Magnética como el ultrasonido complementan a dichos estudios.

El ultrasonido produce imágenes de gran resolución espacial y buen contraste de tejido blando y en muchos casos complementa los estudios realizados por otros métodos, pero las imágenes todavía son muy ruidosas sobre todo en regiones lejanas a la superficie del transductor. Además el ultrasonido tiene grandes dificultades en presencia de hueso y gas. Sin embargo una de sus grandes ventajas es que no utiliza radiación ionizante. Uno de los grandes campos en los que la ecografía sigue siendo de gran valor son los estudios gineco-obstétricos. Para observaciones fetales, los Rayos X y la Tomografía Computarizada están prohibidos y la Resonancia Magnética es complementaria.

En comparación con la Tomografía Computarizada, la Resonancia Magnética produce imágenes notables por la ausencia de artefactos lineales debido al hueso y al gas. En Tomografía Computarizada, el rango dinámico de los coeficientes de atenuación de los tejidos entre hueso (los mas altos) y pulmones o gas intestinal (los más bajos) es muy grande, y esto produce

grandes variaciones en la intensidad de los Rayos X que llegan al detector. Esto, a su vez, produce artefactos es decir sombras o manchas indeseadas. En Resonancia Magnética en cambio, el rango dinámico de la señal detectada es mucho menor y este fenómeno se presenta solamente en la superficie de la piel.

La resolución espacial en Tomografía Computarizada depende básicamente del tamaño del detector. En cambio la resolución espacial en Resonancia Magnética está limitada fundamentalmente por el ruido. Esto significa que la resolución espacial se puede mejorar, en principio, con tiempos más largos en las mediciones. Por ejemplo, la resolución espacial en Resonancia Magnética está en el orden de 1 ó 0.5 mm en comparación con la Tomografía Computarizada que tiene también la habilidad de distinguir objetos tan pequeños como 0.5 mm.

Debido a que la Resonancia Magnética opera bajo el principio de perturbar los tejidos y observar la respuesta, la frecuencia con la cual se pueden hacer mediciones repetitivas (para mejorar la calidad de imagen) esta limitada por los requisitos de restauración al equilibrio entre mediciones. Esto puede tomar mucho tiempo para una sola imagen, sin embargo, hay formas de equilibrar los tiempos de adquisición con la obtención de una resolución espacial aceptable. Aún así, la Resonancia Magnética tiene mayor resolución de contraste en tejidos blandos que la Tomografía Computarizada.

7. – La experiencia local

En el Perú existen al momento 9 equipos de Resonancia Magnética, el primero de los cuales comenzó a operar en 1993. El costo de estos

sistemas varía entre un millón a 1.5 millones de dólares dependiendo de las opciones que contemple. El costo de un estudio para el público en alguno de estos centros de diagnóstico fluctúa entre los 350 y 500 dólares, dependiendo además si el estudio requiere una sustancia de contraste llamada Quelato de Gadolinio cuyo costo aproximado es de 90 dólares. Cada uno de estos equipos atiende un promedio de 10 a 15 pacientes por día. Los resultados del estudio pueden ser placas muy similares a las que se usan en Rayos X (pero con mayor calidad de imagen pues son impresas en Cámaras Láser de gran resolución) ó CD ROM ó cintas de SVHS para el caso de estudios dinámicos, etc.

Para el mantenimiento de estos equipos (en el caso de magnetos superconductores) se necesita un promedio de 1000 litros de Helio líquido por año a un costo de aproximadamente 15 dólares por litro. A esto debe añadirse el cambio del cabezal de enfriamiento y del filtro del compresor cada 2 a 2.5 años así como otras refacciones que deben cambiarse en caso de falla. Debe considerarse además el consumo eléctrico y el mantenimiento de los sistemas de aire acondicionado. La instalación eléctrica esta diseñada para una potencia de 50 Kilowatt nominales. 10 Kilowatt se utilizan ininterrumpidamente para el sistema de refrigeración del magneto (Chiller y compresor) que debe funcionar 24 Horas al día para mantener un bajo consumo de Helio líquido. Otros 10 Killowat aproximadamente son consumidos cuando el equipo está encendido y cuando se realiza el estudio se presentan picos de corriente debido al carácter pulsátil del gradiente que es el componente de mayor potencia en el equipo. Por esta razón los cables deben presentar la menor resistencia de línea para evitar pérdidas en los

instantes de “disparo” de una forma muy similar como lo hace un equipo de Rayos X.

8. - Tópicos de seguridad en Resonancia Magnética

En las consideraciones de seguridad o los peligros potenciales asociados con la Resonancia Magnética deben considerarse tres grupos de personas involucradas: Los pacientes, las personas que trabajan con el equipo (incluyendo los operadores, médicos e ingenieros de servicio) y el público en general.

No se han descubierto hasta el momento efectos adversos en el cuerpo humano ante campos magnéticos hasta 2 ó 3 Tesla que es el rango utilizado en los equipos comercialmente disponibles. Solamente es notable un efecto en la inducción de potenciales de flujo en arterias ó venas. Esto es observable en la distorsión de la señal de electrocardiograma (ECG) que se utiliza para el sincronismo en estudios cardiológicos. En presencia del campo magnético la onda T de la señal de ECG se ve acentuada pero esto no altera en nada el funcionamiento normal de los vasos sanguíneos.

El amplificador de gradiente modifica el campo magnético con cierta velocidad y puede incrementar la interacción biomagnética. El mayor efecto es la producción de corrientes de Eddy en lazos conductivos. Esto puede inducir pequeñas corrientes eléctricas en los tejidos, las cuales pueden estimular nervios y músculos. Otro efecto conocido es la sensación de ráfagas de luz (llamadas fosfenas) causado por la estimulación eléctrica de la retina a fuerzas de campo magnético entre 2 y 3 Tesla y cambios bruscos de gradiente de 20 HZ, pero éstas reacciones son inofensivas.

La intensidad de la radiofrecuencia utilizada en Resonancia Magnética es básicamente un campo magnético con solamente una pequeña cantidad de campo eléctrico. El efecto comúnmente reportado de la exposición a radiofrecuencia es el aumento de la temperatura corporal. Este incremento es una función de la energía absorbida, lo que a su vez depende de varios parámetros del sistema de exposición como la frecuencia, los tiempos de exposición y la masa del objeto bajo exploración. La unidad de medida básica de absorción de radiofrecuencia es la Relación Específica de Absorción (SAR en inglés) y sus unidades son Watt/Kg.

El aumento de la temperatura corporal no es uniforme, incluso ante una emisión uniforme de radiofrecuencia. Los diferentes tejidos absorben diferentes cantidades de energía y existen diferencias en la habilidad para disipar este calor a través de radiación directa o a través de la irrigación sanguínea. Por ejemplo, la vista no tiene buenos métodos de disipación de calor y podría ser particularmente sensible a la energía de RF.

La Agencia Americana de control de Drogas y Alimentos (FDA en inglés) es la encargada de dar normas para la protección del paciente ante los avances de las tecnologías de diagnóstico en los Estados Unidos. Entre sus normas se establece que no se debe exceder de un SAR de 0.4 Watt/Kg para todo el cuerpo ó 2 Watt/Kg para 1 gramo de tejido en el caso superficial. Además establece actualmente que son permisibles campos magnéticos estáticos de hasta 3 Tesla. La máxima variación del campo magnético (gradiente) permisible es de 3 Tesla/seg.

Además de estas normas internacionales que involucran el diseño de los equipos, existen algunas consideraciones sobre la instalación y manejo

seguro de los mismos. Por ejemplo, la línea de campo magnético de 5 Gauss (más allá de esta línea no se afectarían los marcapasos por ejemplo) debe caer en lo posible dentro de la sala de exámenes (la sala donde se encuentra el magneto y la mesa de paciente y que esta definida por la jaula de Faraday) para no afectar al público que se encuentre cerca del equipo. Antiguamente se utilizaba una cúpula metálica exterior llamada domo que atrapaba las líneas de campo magnético que no se deseaba que salieran de la sala de exámenes, pero esto aumentaba el tamaño de la sala de exámenes, el peso total del sistema y naturalmente los costos. Actualmente se utilizan bobinas superconductoras contrarias a las del campo magnético principal dentro del mismo magneto y que tienen la misma función, a esto se le llama armadura activa.

Toda aquella persona que ingrese a la sala de exámenes debe estar prevenida del riesgo que significa portar materiales ferromagnéticos: relojes, cadenas, botellas de oxígeno, material quirúrgico, cámaras de video, lustradoras o aspiradoras, monitores de paciente, cubetas, herramientas metálicas (se dispone de un conjunto de herramientas antimagnéticas para el servicio), armas, etc. e incluso la posibilidad de que las bandas magnéticas de sus tarjetas de crédito sean borradas por el campo. Asimismo el área debe prevenir mediante avisos el acceso de personas con marcapasos, implantes o clips metálicos, etc.

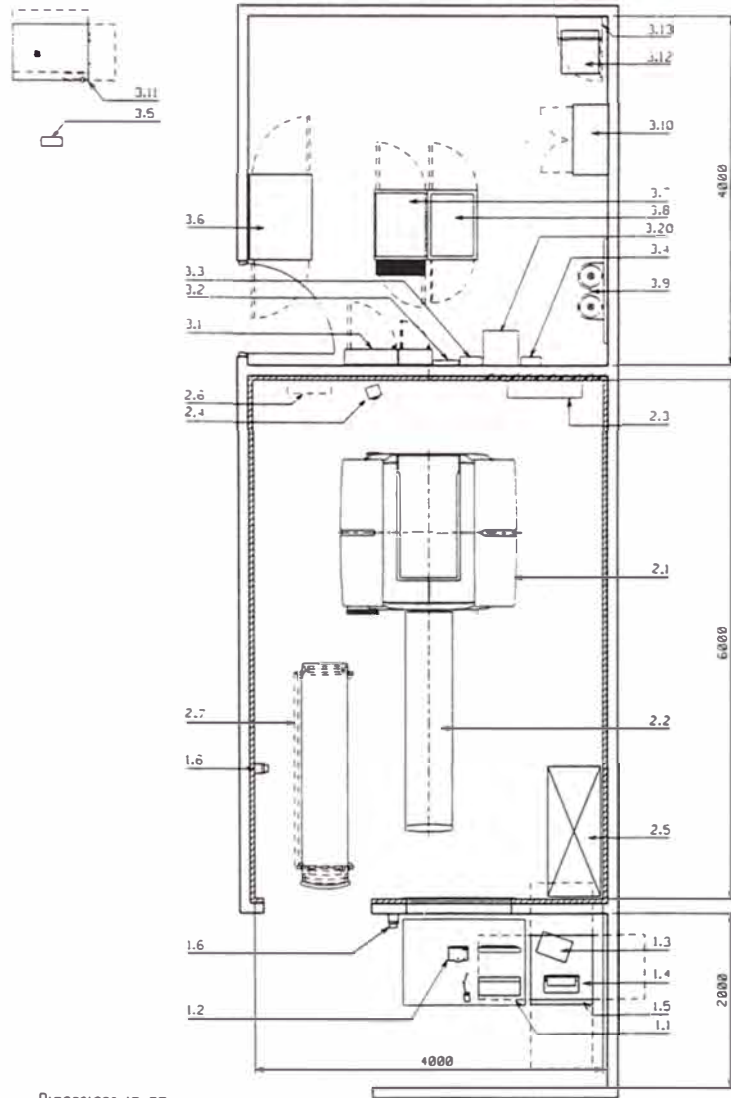
Debe tenerse cuidado en el manejo del refrigerante criogénico: Los vapores de Helio líquido son extremadamente fríos, para esto se debe usar guantes aislantes para evitar quemaduras en las manos y la piel y en ocasiones lentes para evitar el contacto de los ojos con las ráfagas heladas.

Las bajas temperaturas son capaces de condensar incluso el aire. El Helio gaseoso es inocuo y no es inflamable pero puede causar asfixia dado que es más ligero que el aire y tiende a desplazarlo. Por esta razón el área debe estar correctamente ventilada. El magneto tiene rutas de escape hacia el exterior para el Helio gaseoso pero los contenedores de Helio líquido para el proceso de recarga pueden generar grandes fugas de Helio gaseoso si no se manipulan adecuadamente. Por este motivo se deben tener a la mano todas las conexiones y herramientas necesarias entre las cuales debe estar una que expulse aire caliente (algo semejante a una secadora de cabello) puesto que todas las conexiones tienden a congelarse rápidamente y muchas veces no es posible cerrarlas correctamente. Los contenedores de Helio líquido (llamados Dewar en inglés) deben tener válvulas de seguridad (10 psi por ejemplo) y éstas deben mantenerse abiertas durante el transporte y después de su utilización pues los residuos pueden generar grandes presiones. La línea de transferencia (una tubería corrugada flexible) es el medio que transporta el Helio líquido del Dewar al magneto y no debe perder su vacío pues se congelaría con facilidad y aumentar las pérdidas que se producen durante el proceso de recarga. Por ello debe manipularse con cuidado y el vacío debe confirmarse antes de la recarga.

El sistema de Resonancia Magnética puede generar mucho ruido acústico puesto que los pulsos de corriente eléctrica que cambian muy rápidamente en la bobina de gradiente en presencia de un campo magnético estático, inducen fuerzas (llamadas fuerzas de Lorentz) y aunque las bobinas se encuentran fijadas en un material epóxico, se producen esfuerzos que se ven acentuados ante fuerzas de campo magnético altas, pulsos de

gradiente más fuertes, ciclos de servicio (duty cycle) altos y transiciones más precisas en los pulsos. El nivel de ruido acústico puede llegar a 85 ó 95 dBA, siendo 95 dBA la norma de exposición permisible ocupacional para dos horas por día por persona. Por lo tanto muchas veces es recomendable colocar tapones ó audífonos que aíslen al paciente del ruido producido.

ANEXO A
EMPLAZAMIENTO TÍPICO PARA UN EQUIPO DE RESONANCIA
MAGNÉTICA

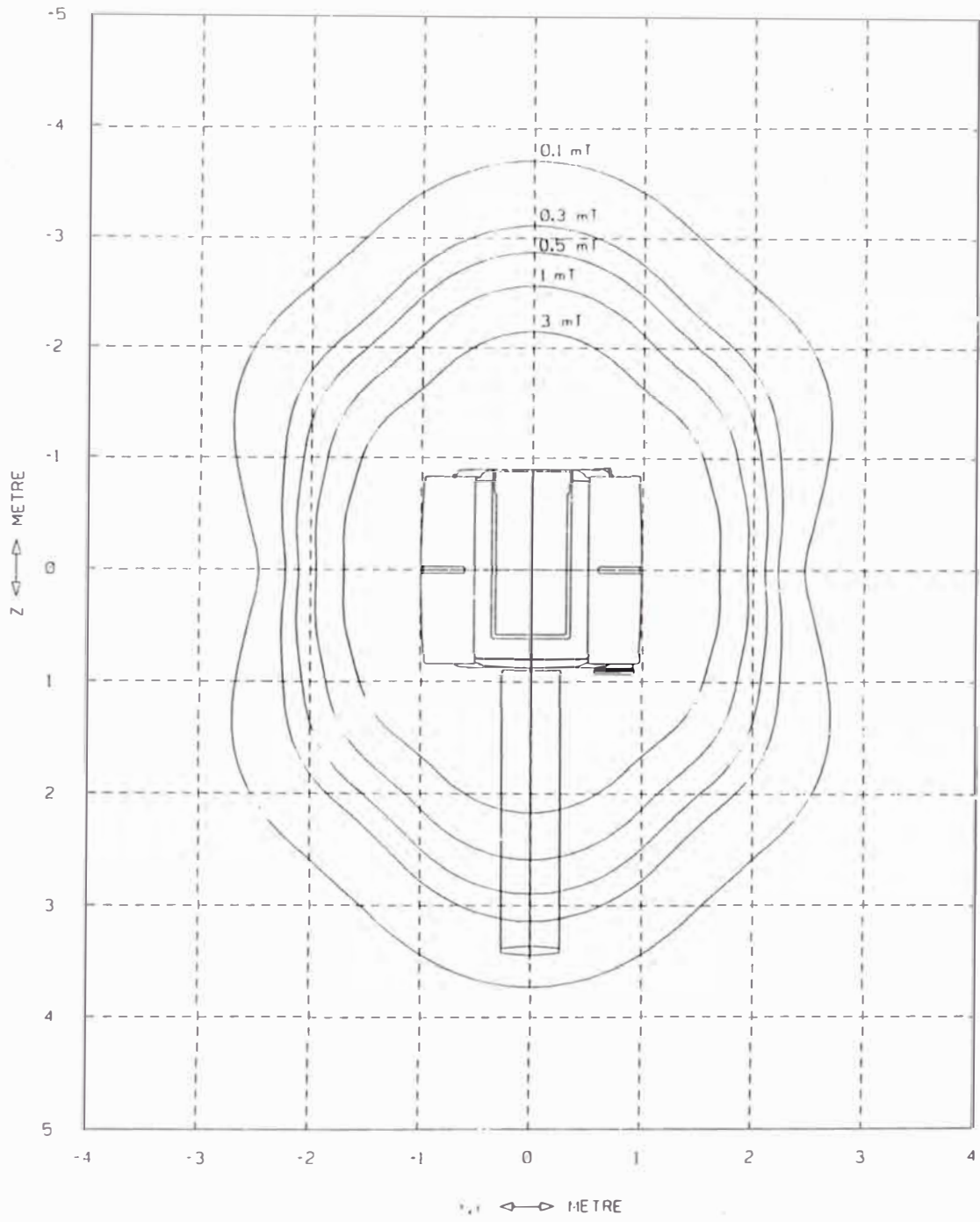


Dimensions in mm

- | | UNIT |
|-------------------------------|--|
| <u>CONTROL ROOM</u> | 1.1 OPERATOR CONSOLE |
| | 1.2 AUDIO MODULE (1*) |
| | 1.3 FOUR CHANNEL MONITOR (1*) |
| | 1.4 PRINTER |
| | 1.5 HARD COPY UNIT (1*)(16) |
| | 1.6 ERDU BUTTON |
| <u>EXAMINATION ROOM</u> | 2.1 MAGNET |
| | 2.2 PATIENT SUPPORT |
| | 2.3 SYSTEM FILTER BOX |
| | 2.4 TV CAMERA (1*) |
| | 2.5 GYROSCAN ACCESSORY CABINET (1*)(16) |
| | 2.6 He GAS DRIVE UNIT (1*)(16) |
| | 2.7 PATIENT TROLLEY (1*) |
| <u>TECHNICAL ROOM</u> | 3.1 MAINS DISTRIBUTION UNIT |
| | 3.2 EARTH BUSBAR (8) |
| | 3.3 MAINS SWITCH & FUSES FOR MR SYSTEM (8) |
| | 3.4 MAINS SWITCH & FUSES FOR CRYOCOOLER (8) |
| | 3.5 MAINS SWITCH & FUSES FOR CHILLER CRYOCOOLER (1*)(16) |
| | 3.6 GRADIENT AMPLIFIER CABINET 2J4 |
| | 3.7 DATA ACQUISITION CABINET (1- RF AMP FOR 0.5T) |
| | 3.8 RF POWER AMPLIFIER (NOT FOR 0.5T) |
| | 3.9 MANIFOLD SYSTEM AND 2 He GAS CYLINDERS (1*)(16) |
| | 3.10 STORAGE CABINET FOR SERVICE (8) |
| | 3.11 CHILLER FOR CRYOCOOLER (1*)(16) |
| | 3.12 COMPRESSOR |
| | 3.13 TRANSFORMER (NOT FOR USA) |
| 3.20 PATIENT VENTILATION UNIT | |

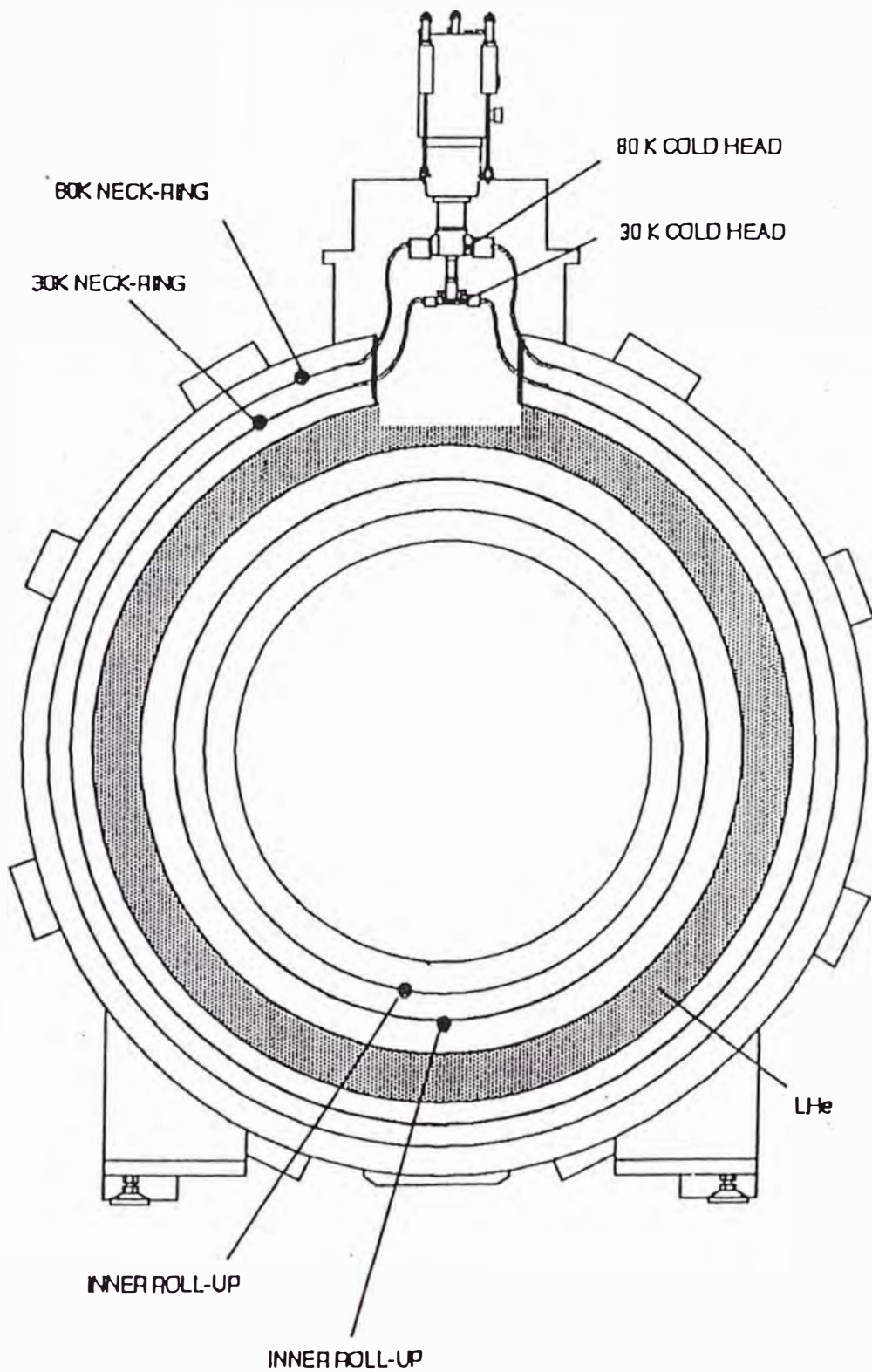
(*) OPTIONAL
(16) NOT DELIVERED BY PMS BEST

ANEXO B
LÍNEAS DE CAMPO MAGNÉTICO ALREDEDOR DE UN MAGNETO DE 0.5
TESLA



MAGNETIC FIELD PLOT 0.5T

ANEXO C
ESTRUCTURA INTERNA DE UN MAGNETO CON SUS SECCIONES DE
AISLAMIENTO Y CABEZAL DE ENFRIAMIENTO



ANEXO D
HOJA DE DATOS DEL IGBT UTILIZADO EN LOS INVERSORES DE LA
FUENTE DE 15 KW

NTE3321
Insulated Gate Bipolar Transistor
N-Channel Enhancement Mode,
High Speed Switch

Features:

- High Input Impedance
- High Speed
- Low Saturation Voltage
- Enhancement Mode

Applications:

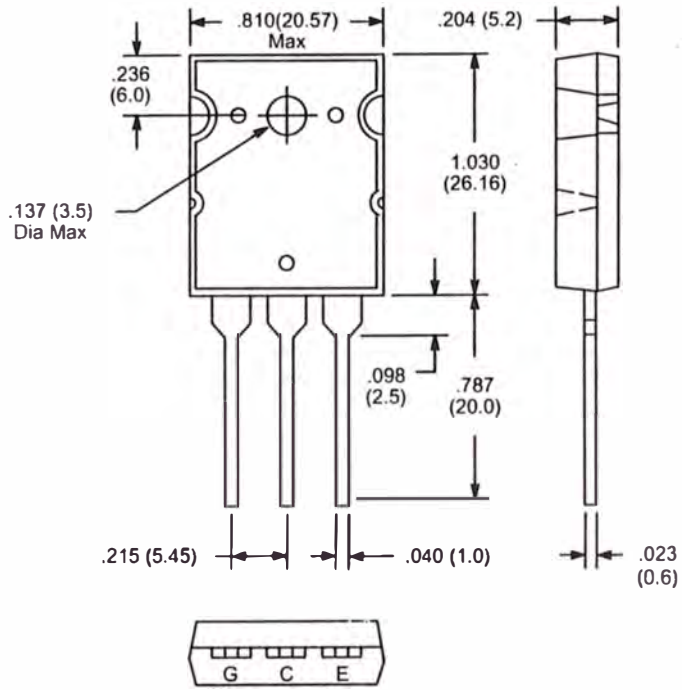
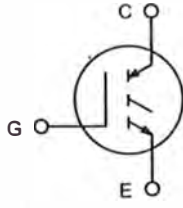
- High Power Switching

Absolute Maximum Ratings: ($T_A = +25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)

Collector-Emitter Voltage, V_{CES}	600V
Gate-Emitter Voltage, V_{GES}	$\pm 20\text{V}$
Collector Current, I_C	
DC	80A
Pulse (1ms)	160A
Collector Power Dissipation ($T_C = +25^\circ\text{C}$), P_C	200W
Operating Junction Temperature, T_J	$+150^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range, T_{stg}	-55° to $+150^\circ\text{C}$
Thermal Resistance, Junction-to-Case, R_{thJC}	0.625°C/W
Screw Torque	0.8Nm

Electrical Characteristics: ($T_A = +25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Unit
Gate Leakage Current	I_{GES}	$V_{GE} = \pm 20\text{V}, V_{CE} = 0$	-	-	± 500	nA
Collector Cutoff Current	I_{CES}	$V_{CE} = 600\text{V}, V_{GE} = 0$	-	-	1.0	mA
Collector-Emitter Breakdown Voltage	$V_{(BR)CES}$	$I_C = 2\text{mA}, V_{GE} = 0$	600	-	-	V
Gate-Emitter Cutoff Voltage	$V_{GE(off)}$	$I_C = 80\text{mA}, V_{CE} = 5\text{V}$	3.0	-	6.0	V
Collector-Emitter Saturation Voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_C = 10\text{A}, V_{GE} = 15\text{V}$	-	-	2.0	V
		$I_C = 80\text{A}, V_{GE} = 15\text{V}$	-	2.5	3.5	V
Input Capacitance	C_{ies}	$V_{CE} = 10\text{V}, V_{GE} = 0, f = 1\text{MHz}$	-	5500	-	pF
Rise Time	t_r	$V_{CC} = 300\text{V}$	-	0.30	0.60	μs
Turn-On Time	t_{on}		-	0.50	0.80	μs
Fall Time	t_f		-	0.25	0.40	μs
Turn-Off Time	t_{off}		-	0.70	1.00	μs



Note: Collector connected to heat sink.

BIBLIOGRAFÍA

1. - Principles of MR Imaging. Philips Medical Systems, Nov 1984
2. - Training Manual Gyroscan T5/ACS, first line. Philips Medical Systems International Training Centre, Jan 1994. J. Balder, T. Paterski, H. Peusens, L Quanten, Hans V.D. Vrande.
3. - Copley Controls Corp. Model 234-02 Three Axis Gradient Amplifier System. Operating, installation and service manual.
4. - Electronic Measurements Inc. Instruction manual for 15 KW ESS Power Supply.
5. – Electrónica de potencia. Circuitos, dispositivos y aplicaciones. Muhammad H. Rashid. Prentice Hall, 1993.
6. – Fairchild semiconductor. Application note 9016: IGBT basics 1.
<http://w.w.w.fairchildsemi.com/an/AN/AN-9016.pdf>
7. – Hitachi Power Devices technical information. PD Room. The snubber circuit.
<http://w.w.w.hitachi.co.jp/div/ise/pdevice/Pdroom/pdrm06.pdf>
8. – Design of Phase Locked loop circuits, with experiments. Howard M Berlin, 1979