

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

DISEÑO DE UNA INTERFAZ DE ESTÍMULOS VISUALES PARA LA OBTENCIÓN DE fMRI (imágen de resonancia magnética funcional)

Prof.Guía : Ing. Pedro Pinto
Tutor Industrial: Ing Sergio Méndez

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela
Por el Br. da Costa I., Surid E.
para optar al título de
Ingeniero Electricista

Caracas, 2006

CONSTANCIA DE APROBACION

Caracas, 22-3-2006

Los abajo firmantes, miembros del Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Eléctrica, para evaluar el Trabajo de Grado presentado por el Bachiller da Costa I. Surid E. titulado:

DISEÑO DE UNA INTERFAZ DE ESTÍMULOS VISUALES PARA LA OBTENCIÓN DE fMRI (imágen de resonancia magnética funcional)

Consideran que el mismo cumple con los requisitos exigidos por el plan de estudios conducente al Título de Ingeniero Electricista en la mención de Electrónica, y sin que ello signifique que se hacen solidarios con las ideas expuestas por el autor, lo declaran APROBADO

Prof. Héctor Navarro
Jurado

Prof. Rafael Rivero
Jurado

Prof. Pedro Pinto
Profesor Guía

DEDICATORIA

A mis padres José y Ana y a mis hermanas Durdanée y Osiris quienes con sus esfuerzos hicieron posible la culminación de mis estudios.

AGRADECIMIENTOS

A Renée por su apoyo en este trabajo, por mostrarme que el ejercicio profesional se puede desarrollar dentro de los mismos patrones éticos y morales que mis padres me inculcaron y en especial por ser mi amigo.

A mi amigo Walter por pelear junto a mí esta guerra de la que finalmente ambos sobrevivimos.

A los miembros de RESOMER C.A por su incondicional apoyo y confianza en mi

INDICE GENERAL

CONSTANCIA DE APROBACION	
DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTOS	
INDICE GENERAL	V
LISTA DE FIGURAS Y TABLAS	VII
RESUMEN	IX

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	3
1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
1.1 Siemens Medical Solutions.....	3
1.2 RESOMER C.A.....	3
1.3 El Problema.....	4
1.4 El Ambiente.....	4
1.5 Antecedentes.....	6
CAPÍTULO II	11
2 LA RESONANCIA MAGNÉTICA	11
2.1 Antecedentes de la Resonancia Magnética.....	11
2.2 Funcionamiento de la IRM.....	12
2.3 Tipos de Imanes.....	12
2.4 El Spin.....	13
2.5 Magnetización Longitudinal y Magnetización Transversal.....	14
2.6 Relajación Longitudinal y Relajación Transversal.....	16
2.7 Reconstrucción de Imagen.....	19
CAPÍTULO III	22
3 LA IMAGEN DE RESONANCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL	22
3.1 Ciclo de Krebs.....	22
3.2 El Flujo Sanguíneo Al Cerebro.....	22
3.3 Propiedad Magnética de la Hemoglobina.....	23
3.4 fMRI.....	24
3.5 Aplicaciones de la fMRI.....	26
CAPÍTULO IV	27
4 PLANTEAMIENTO DE LA SOLUCIÓN	27
4.1 Esquema Propuesto.....	27
CAPÍTULO V	31
5 FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA	31
5.1 El Mando.....	31
5.1.1 Descripción del Circuito del Módulo Mando.....	31
5.1.2 Descripción del Programa del Módulo Mando.....	33

5.1.3	Descripción de las funciones del módulo mando:.....	34
5.2	El Sistema de Visualización	37
5.2.1	Descripción de la Interfaz Óptico – Eléctrica.....	38
5.2.2	Descripción del Programa Principal.....	38
5.2.3	Caracterización del Transmisor y Receptor Óptico.....	40
5.2.4	Construcción del Sistema	43
CAPÍTULO VI		45
6	RESULTADOS.....	45
6.1	Paradigma 1	45
6.2	Paradigma 2	46
6.3	Paradigma 3	46
6.4	Proceso del estudio para la obtención de fMRI.....	47
6.5	Adquisiciones realizadas	48
CONCLUSIONES		51
BIBLIOGRAFIA		53
ANEXOS		56

LISTA DE FIGURAS Y TABLAS

Figura 1 “Descripción del Ambiente”	5
Figura 2 “Distribución del Campo Magnético Alrededor del Imán”	6
Figura 3 “Gantry del Modelo Siemens Symphony”	7
Figura 4 “Sistema de estímulos visuales para fMRI MRVision 2000”	8
Figura 5 “Sistema de estímulos visuales para fMRI Commander XG”	9
Figura 6 “Sistema de estímulos visuales para fMRI por Proyección”	9
Figura 7 “Sistema de estímulos visuales para fMRI ASL 504LRO”	10
Figura 8 “Protón Girando con Precesión”	14
Figura 9 “Campo Resultante”	15
Figura 10 “Protón girando con Precesión 2”	16
Figura 11 “Vectores de Magnetización”	16
Figura 12 “Trayectoria y Señal de Decaimiento del Vector de Magnetización”	17
Figura 13 “Tiempo de Recuperación”	18
Figura 14 “Tiempo de Decaimiento”	18
Figura 15 “Selección de Corte con Gradiente de Campo”	19
Figura 16 “Corte Axial del Cerebro”	20
Figura 17 “Materiales que entran y salen del cerebro”	22
Figura 18 “Vasos Sanguíneos del Cerebro”	23
Figura 19 “Cambio en la Intensidad Según Actividad Cerebral”	24
Figura 20 “Cambio en el T2”	25
Figura 21 “Imagen de fMRI”	25
Figura 22 “Sistema de Estímulos Planteado”	27
Figura 23 “Distribución del Campo en el Plano Horizontal”	29
Figura 24 “Distribución del Campo en el Plano Frontal”	29
Tabla 1 “Tabla de Distancias en Función de la Densidad de Flujo Magnético”	30
Figura 25 “Ubicación Espacial de los Componentes del Sistema de Estímulos”	30

Figura 26 “Esquema general del módulo MANDO”	32
Figura 27 “Teclado Numérico y de Funciones del Módulo MANDO”	36
Figura 28 “Sistema De Visualización”	37
Figura 29 “Transmisor-Receptor Óptico”	40
Tabla 2 “Características de la Red Transmisor-Receptor Óptico”	41
Figura 30 “Respuesta a un Tren de Pulsos Digital”	41
Figura 31 “Respuesta en Frecuencia”	42
Figura 32 “Curva Característica del Transmisor Óptico”	42
Figura 33 “Característica Colector-Emisor del Receptor Óptico”	43
Figura 34 “Imágenes del Paradigma 1”	45
Figura 35 “Imágenes del Paradigma 2”	46

RESUMEN

da Costa I., Surid E.

DISEÑO DE UNA INTERFAZ DE ESTÍMULOS VISUALES PARA LA OBTENCIÓN DE fMRI 121

(imagen de resonancia magnética funcional)

**Tutor Académico: Prof. Pedro Pinto. Tutor Industrial: Ing. Sergio Méndez.
Tesis. Caracas. U.C.V. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Eléctrica.
Ingeniero Electricista. Opción: Electrónica y Control. Institución: SIEMENS
S.A. 2005.**

Palabras Clave; Resonancia, spin, campo magnético, gradientes, bold, funcional, estímulo.

Resumen. El presente trabajo describe el desarrollo de un sistema que está orientado a formar parte de un equipo de resonancia magnética con la finalidad de inducir la actividad neuronal en un individuo bajo examen por medio de la presentación controlada de imágenes.

El principal inconveniente en el planteamiento de este tema se encuentra en las condiciones ambientales en las que debe operar el sistema de proyección, es por esto, que en el marco teórico se presenta una visión compacta del extenso mundo de la resonancia magnética a fin de comprender los orígenes y características de las fuentes de interferencia con las cuales debe operar el sistema sin ser alterado por estas.

Por otra parte se resume el fenómeno físico – biológico que hace posible el desarrollo del concepto “Resonancia Magnética Funcional” con el uso de los cambios en las características magnéticas de la hemoglobina tras la actividad neuronal.

Finalmente se exponen las partes integrantes de la solución desarrollada en donde se diseñan dos circuitos orientados a la comunicación y control de datos que actuarán sobre un computador contentivo del programa desarrollado para ejercer las funciones de control de secuencias y visualización de imágenes sobre el escáner de resonancia magnética.

INTRODUCCIÓN

La resonancia magnética es una técnica de imagenología utilizada en el campo de la medicina para el diagnóstico. Técnica relativamente joven que tiene sus orígenes en las investigaciones realizadas por distintos científicos en la década de los cuarenta. Basados en una propiedad física de algunos átomos llamada SPIN, encontraron una relación con un campo magnético de referencia B_0 y dicha relación es una frecuencia de resonancia bajo la cual el átomo actúa como un diapásón absorbiendo y luego irradiando energía a un frecuencia determinada, esta fue denominada frecuencia de LARMOR. Hoy en día la resonancia representa una de las puntas de lanza en el día a día del diagnóstico para distintas praxis médicas involucrando no sólo el área músculo – esquelética sino también aplicaciones desarrolladas a lo largo de estos años desde su surgimiento. En particular este texto se concentra en una de estas aplicaciones; LA RESONANCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL.

Se plantea a lo largo del trabajo el desarrollo de un sistema capaz de interactuar con un escáner de resonancia de marca SIEMENS a fin de controlar la adquisición de datos de imagen funcional sincronizado con la estimulación visual a un individuo siendo examinado dentro del túnel de magneto.

Durante la recopilación de información fueron realizadas investigaciones bibliográficas referentes a los principios físicos de la resonancia magnética, principios conceptuales de los estudios funcionales y antecedentes de los estudios funcionales, el lector que posea una cultura en estos temas puede pasar directamente al Capítulo IV, con el desarrollo práctico en si del sistema realizado.

De las posibles soluciones que fueran esquematizadas durante el anteproyecto a esta tesis se seleccionó para su implementación aquella que más se ajustara a la practicidad de ejecución y el cabal cumplimiento de los alcances planteados, comentario que deja claro la posibilidad de profundización en desarrollo e

investigación en dicho tema con un claro aumento de complejidad o bien la simplificación de partes con la consecuente pérdida de prestaciones para el sistema.

Es menester mencionar que durante el desarrollo de este trabajo hubo inconvenientes tanto de tipo técnico como respecto al cliente final del producto. Originalmente se planteó el manejo directo de un monitor de pantalla de cristal líquido, lo cual no resultó posible por carecer de la información necesaria acerca de las características de sus puertos para señales de control y datos. Esto trajo como consecuencia el incremento del volumen del diseño debido a que fue necesaria la utilización de un computador personal completo y el consecuente cambio de planteamiento para el esquema original. Adicionalmente un cambio de administración en la institución para la cual fue planteado originalmente este proyecto trajo como consecuencia el que ya no era de interés para la institución el desarrollo de una tarea investigativa, por esta razón se detuvo por un período de tiempo prolongado la implementación del proyecto hasta tanto otra institución, en este caso RESOMER, se interesara y brindara su apoyo al tema. Aun así, no resultó fácil la ejecución del proyecto debido a la distancia geográfica existente entre la ciudad de residencia del autor (Caracas) y la ubicación de la institución RESOMER (Mérida).

Finalmente se logra la implementación con los alcances mencionados en la conclusión final a este trabajo.

CAPÍTULO I

1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Siemens Medical Solutions

La empresa Siemens & Halske fue fundada por el ingeniero e industrial **Werner von Siemens y J.G. Halske** en 1847 dedicada inicialmente al tendido de líneas telegráficas en Berlín y Frankfurt y penetrando luego el mercado Ruso. En 1866 Siemens inventa el dinamo eléctrico con lo que abrió el camino a la técnica de la alta tensión construyendo luego los primeros trenes y tranvías eléctricos. El grupo Siemens Medical Solutions fue fundado 1877 para la manufactura de dispositivos de electromedicina. En Venezuela Los negocios de Siemens comenzaron en el año 1935 con la construcción del sistema de abastecimiento para la central hidroeléctrica "El Aguacatal"



Werner von Siemens

El departamento de Medical Solutions en Venezuela se dedica a la comercialización, instalación, mantenimiento y soporte a diversos clientes de los sectores público y privado de la salud con un parque de equipos instalados en las técnicas de rayos-x, medicina nuclear, resonancia magnética, tomografía axial, ultrasonido, radioterapia y electromedicina.

El personal técnico que labora en esta unidad es calificado por los centros de entrenamiento de la compañía Siemens.

1.2 RESOMER C.A.

La compañía RESOMER C.A., es una empresa registrada en el año 2003 en la "Zona Libre Científica, Cultural y Tecnológica del Estado Mérida", siendo

integrada por 14 profesionales, 13 de los cuales médicos en las áreas de traumatología, ginecología y obstetricia, psiquiatría, neurología y radiología.

RESOMER surge como iniciativa de estos especialistas vinculados en su mayoría a la Universidad de Los Andes en las áreas clínica y docente, a fin de ofrecer una opción diagnóstica e investigativa para dicha región.

RESOMER cuenta con instalaciones diseñadas específicamente para su equipo de resonancia de última tecnología, capaz de realizar estudios de funcionalismo, cardiológicos, espectroscopia simple y multivoxel, angiografía y uroresonancia.

1.3 El Problema

El planteamiento del tema en cuestión es el desarrollo de un sistema de prueba capaz de realizar estímulos para la obtención de imagen de resonancia magnética funcional a ser instalado en un equipo **Siemens** modelo **Symphony** de 1.5T perteneciente a la compañía **RESOMER C.A.** El sistema debe ser un prototipo cuyos resultados permitirán a la compañía incursionar en la investigación en fMRI así como, evaluar la posibilidad de futuras inversiones en este tipo de estudio.

El sistema debe ser desarrollado con componentes sencillos y accesibles en el país, donde el diseño debe cuidar aspectos como no alterar el equipo, seguir estrechamente las recomendaciones de la empresa **Siemens** en cuanto a la instalación de opciones en el recinto del equipo y evitar retardos prolongados en las secuencias del estudio.

1.4 El Ambiente

La Figura 1 “Descripción del Ambiente”, esquematiza la ubicación espacial de un equipo de resonancia magnética marca **Siemens** modelo **Symphony** de 1.5T perteneciente a la compañía **RESOMER C.A.**

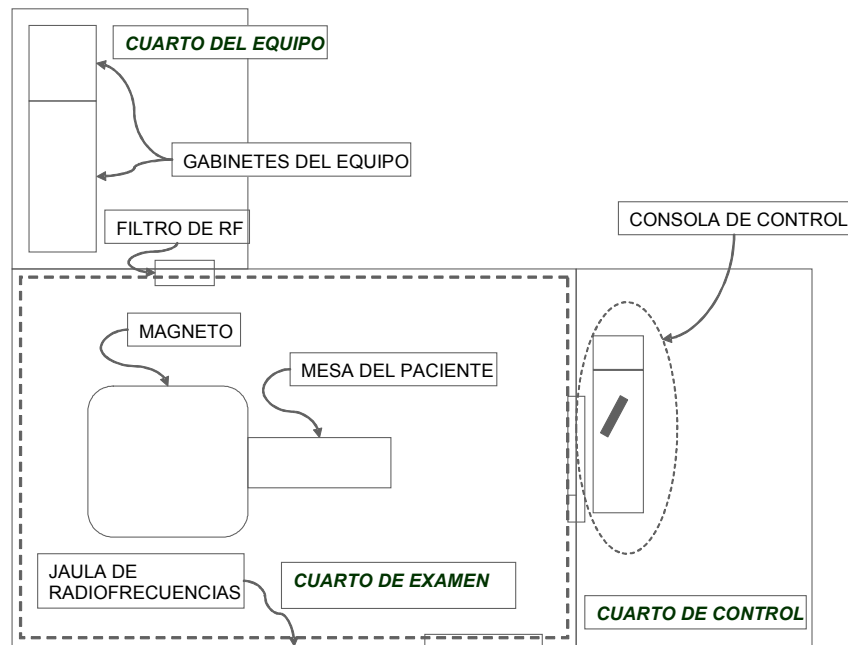


Figura 1 “Descripción del Ambiente”, vista superior

En este esquema se distinguen tres cuartos:

- (a) Cuarto de control

Donde se ubica el técnico operario del sistema y donde este ejerce control sobre el equipo y el estudio en cuestión a través de un computador, dotado de pantalla y teclado en base al programa **SYNGO** de **Siemens AG**.

- (b) Cuarto del equipo

Donde se ubican los gabinetes contentivos de todo el sistema encargado del proceso de resonancia, adquisición de datos y reconstrucción de imagen.

- (c) Cuarto de examen

En este se ubica el magneto y la mesa del paciente donde se coloca al individuo bajo estudio, esta habitación está blindada para formar una jaula de Faraday

que evita que el ruido generado por la influencia de señales externas provoque deformaciones en la imagen, dichas deformaciones se denominan *artefactos*.

Todas las interconexiones del cuarto del equipo con el cuarto del magneto, pasan a través del filtro de RF, señales eléctricas que pasan a través de un circuito de filtrado, tuberías de agua y fibras ópticas, pasan a través de una guía de ondas cuyo diámetro y profundidad están dispuestos para atenuar las señales de radiofrecuencia en el orden de la frecuencia de trabajo.

Otro tema a tener en cuenta en el planteamiento es: la distribución del campo magnético alrededor del imán, este hecho se muestra en la Figura 2 “Distribución del Campo Magnético Alrededor del Imán”, donde se observa que la caída de la densidad de flujo magnético no es la misma en todas las direcciones, a tal efecto, el fabricante, provee directrices acerca de las distancias mínimas a respetar en cada dirección para la ubicación de distintos dispositivos eléctricos.

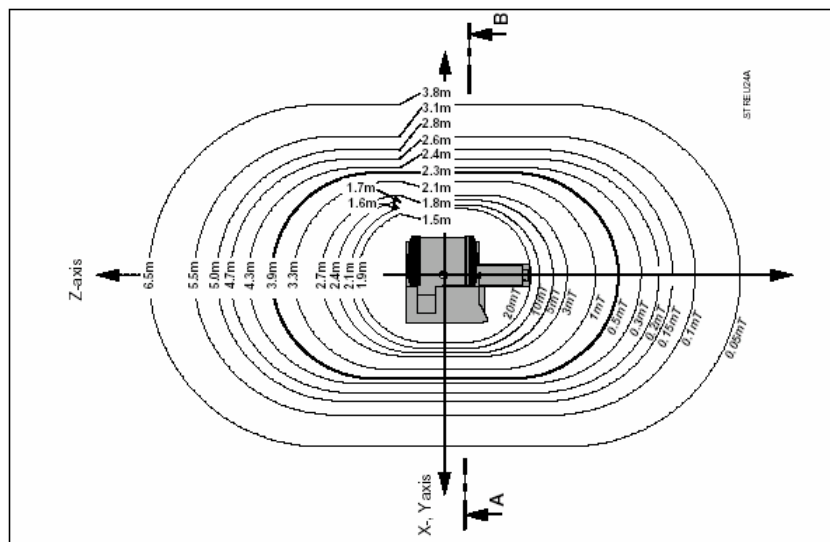


Figura 2 “Distribución del Campo Magnético Alrededor del Imán”

1.5 Antecedentes

La **fMRI** es una técnica joven que cuenta con alrededor de sólo catorce años de desarrollo desde que fuera propuesta por **Seiji Ogawa**. El costo de un equipo de

resonancia magnética es elevado y la necesidad de realización de numerosos estudios a fin de optimizar las horas productivas, la atención de las necesidades de los pacientes, la sensibilidad de la calidad de imagen respecto a cambios realizados en el equipo, son factores que dificultan la disponibilidad y profundidad con la que se realizan investigaciones en esta área. No son muy variados los antecedentes que pueden hallarse respecto a los sistemas de estímulo para **fMRI**, pero si bien es intuitivo pensar en que cualquier estímulo que ataque el sistema sensorial (*auditivo, táctil, olfativo, gustativo ó visual*) provocará una activación neuronal suficiente para obtener un funcional, el tipo de estímulo que puede provocar la activación de una diversidad mayor de regiones neuronales es el visual.

Básicamente, se hallan dos estructuras distintas para disponer una imagen controlada sobre los ojos del paciente, debe entenderse que cuando el paciente está dentro del imán en la posición del estudio, se encuentra dentro de un túnel de 1.5 m de largo y alrededor de 1 m de diámetro con la cabeza centrada y la visión obstaculizada por una antena transmisora-receptora. Figura 3 “Gantry del Modelo Siemens Symphony”. (Gantry es una palabra que no posee traducción en español y que representa al conjunto del espacio donde es colocado el paciente para el análisis y la estructura del equipo alrededor del paciente)

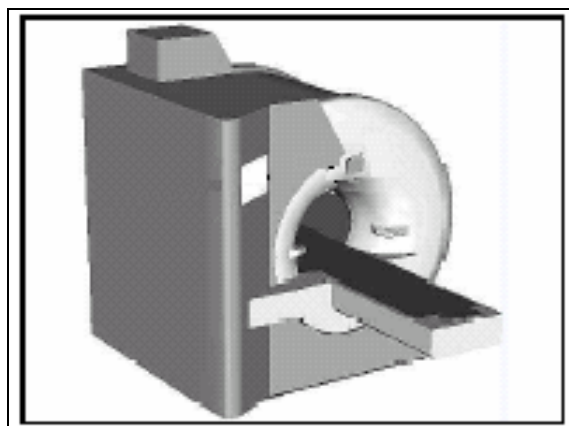


Figura 3 “Gantry del Modelo Siemens Symphony”

Una de las formas de enviar la imagen, es a través de un sistema de realidad virtual colocado sobre el rostro del paciente, en este caso la imagen es enviada a través de fibras ópticas hasta el antifaz electrónico. Un ejemplo de esto se presenta en la Figura 4 “Sistema de estímulos visuales para **fMRI MRVision 2000**”, en la figura se muestra el sistema “**MRVision 2000**” de la compañía “**Resonante Technology Inc.**”. El sistema posee una resolución de 180000 píxeles, pesa 200g y maneja señales de video NTSC, PAL, MAC-PC, S-VHS y DVD. El hecho de que el sistema se ubique dentro del imán y por debajo de la bobina de cabeza, hace que se requiera de alta tecnología para asegurar la cancelación de ruido y artefactos introducidos por las no-homogeneidades del antifaz.

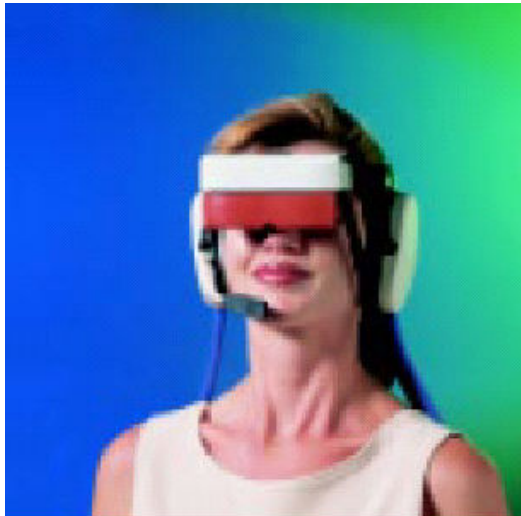


Figura 4 “Sistema de estímulos visuales para fMRI MRVision 2000”

Otro sistema de la misma compañía es el “**Commander XG**” Figura 5 “Sistema de estímulos auditivos para **fMRI Commander XG**”, utiliza un sistema con traductor no neumático, ancho de banda de 10~25kHz, volumen ajustable por el técnico y el paciente y sistema automático de detección de gradientes para reajuste de volumen. Este puede utilizarse junto con el estímulo visual a fin de obtener estímulos auditivos o mejorar las condiciones de confort del paciente durante el estudio.



Figura 5 “Sistema de estímulos auditivos para fMRI Commander XG”

La otra forma de transportar la imagen hasta el paciente comúnmente encontrada, es el uso de un sistema de proyección que desde fuera del túnel envíe una señal de luz que proyecte una imagen sobre un espejo colocado sobre la bobina de cabeza. Este tipo de sistema se esquematiza en la Figura 6 “Sistema de estímulos visuales para fMRI por Proyección”

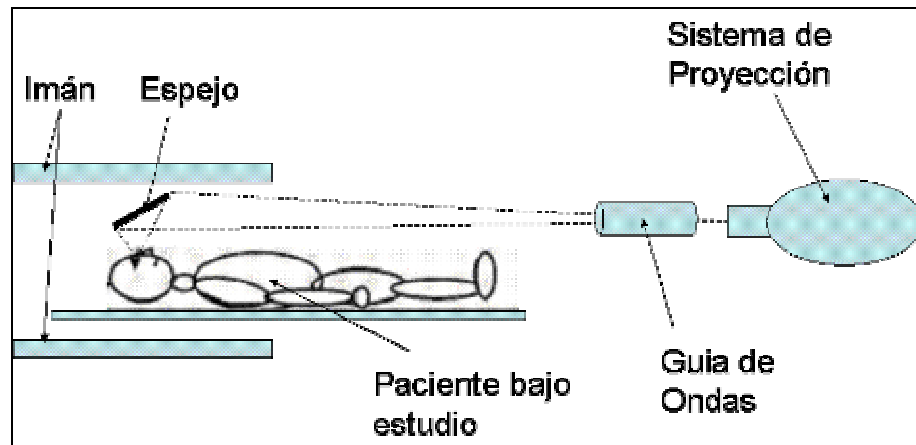


Figura 6 “Sistema de estímulos visuales para fMRI por Proyección”

En este caso la cabina de RF posee una apertura diseñada a manera de guía de ondas a fin de filtrar la entrada y salida de la frecuencia de trabajo.

De este tipo es el sistema “**ASL 504LRO**” diseñado por “**Applied Science Laboratories Company**” y cuyos componentes se muestran en la Figura 7 “Sistema de estímulos visuales para **fMRI ASL 504LRO**”.

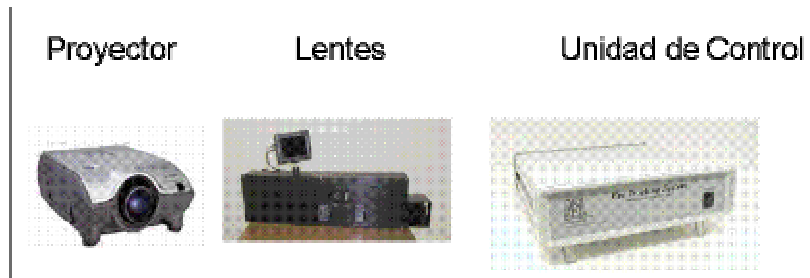


Figura 7 “Sistema de estímulos visuales para **fMRI ASL 504LRO”**

CAPÍTULO II

2 LA RESONANCIA MAGNÉTICA

2.1 Antecedentes de la Resonancia Magnética

Felix Bloch y **Edward Purcell** en 1946 descubrieron independientemente que una sustancia magnéticamente energizada y bombardeada con una señal de radio frecuencia emite un tono de forma similar a un diapasón, también descubrieron que los núcleos de diferentes átomos absorben ondas de radio a distintas frecuencias. En 1952, Bloch y Purcell recibieron el premio Nóbel por su descubrimiento, al cual se referían como **Resonancia Magnética Nuclear (RMN)**.



Felix Bloch



Edward Purcell

En 1970, el mundo de las imágenes médicas cambió significativamente con la contribución del **Dr. Raymond Damadian** quien descubrió que la estructura y abundancia del agua en el cuerpo humano (63%) era la clave para la imagen de resonancia magnética, el Dr. Damadian y su equipo, pasaron los siguientes siete años diseñando y creando el primer escáner de **IRM** para el cuerpo humano. Sin embargo, fue **Paul Lauterbur** quien implementó el concepto de los **gradientes** utilizado para la excitación selectiva de áreas del cuerpo.



Raymond Damadian



Paul Lauterbur

En un principio y debido a su basamento en la física de los átomos, esta técnica era denominada **Resonancia Magnética Nuclear (RMN)**, sin embargo, dada la difícil aceptación del público del término “nuclear”, fue adoptada la denominación **Imagen de Resonancia Magnética (IRM)**.

2.2 Funcionamiento de la IRM

La RM utiliza un campo magnético capaz de orientar el spin de los átomos de hidrógeno del cuerpo humano en dirección del flujo magnético dispuesto por un gran magneto donde es introducido el paciente, luego el cuerpo es bombardeado con ondas de radiofrecuencia que penetran el cuerpo proporcionando un cuanto de energía a los átomos cambiando la dirección del spin que antes había forzado el campo magnético principal, la disipación posterior de esta energía agregada es sensada por una antena receptora y la data almacenada, luego de varias adquisiciones los datos son procesados digitalmente resultando en una imagen útil para el diagnóstico médico.

A continuación en este capítulo se describirán en mayor detalle distintos conceptos necesarios para la comprensión de la obtención de IRM.

2.3 Tipos de Imanes.

Existen básicamente tres tipos de imanes utilizados comercialmente en imágenes médicas, todos ellos proveen un gran y homogéneo campo magnético donde las diferencias entre estos imanes son: la intensidad del campo, requerimientos de energía, costos de producción y la dirección del campo.

Imán Permanente

Los imanes permanentes establecen un campo de hasta 0.4T, requieren de muy poco mantenimiento, no necesitan de criogénicos o grandes fuentes de poder, su desventaja principal es que son propensos a presentar inhomogeneidades en el campo.

Imán Resistivo

Estos son imanes compuestos por bobinas de cables resistivos a quienes una fuente hace circular una corriente constante estableciendo un campo inducido, no utilizan criogénicos para enfriamiento. Establecen campos de hasta 0.4T.

Imán Superconductor

Los imanes superconductores son el componente más caro de un sistema de IRM. Son electroimanes donde materiales especiales conforman las bobinas que establecen el campo magnético bajo la característica de súper conducción sumergidas en helio líquido a una temperatura de 4.2K. Requieren de un mayor mantenimiento y son capaces de establecer campos con valores típicos de 1T, 1.5T, 2T y 3T.

2.4 El Spin

La propiedad física fundamental para la teoría de formación de una imagen de resonancia magnética es el **Spin** de las moléculas, esta es una propiedad asociada al momento magnético intrínseco de la molécula y no es más que la cantidad de movimiento angular de esta. El momento dipolar se denota por la letra griega μ y se define como el producto de la distancia d que separa las cargas de igual magnitud y signo opuesto y la magnitud de la carga q .

Los protones de hidrógeno crean un campo magnético conformando un pequeño imán, estos pequeños dipolos se orientan de manera aleatoria en ausencia de un campo magnético externo, pero cuando estos protones son colocados en presencia de un campo externo, se reorientan en una de dos direcciones, *paralelo* o *anti-paralelo* al campo de excitación \mathbf{B} , girando con precesión y formando un ángulo θ

entre la dirección de **B** y el vector de cantidad de movimiento angular **L** como se muestra en la **Figura 8** “Protón Girando con Precesión”

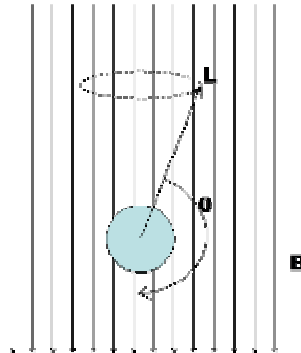


Figura 8 “Protón Girando con Precesión”

El protón es alineado con la dirección del campo magnético debido a un momento resultante de magnitud:

$$\tau = \mu B \sin \theta$$

El protón precesiona alrededor del eje alineado con **B** a una frecuencia dada por la expresión:

$$\omega = \frac{\mu B}{L}$$

Esta frecuencia de giro, se encuentra en el orden de las radiofrecuencias y la denominada frecuencia de **Larmor**, esta es la frecuencia a la cual el protón absorbe energía.

La intensidad del campo magnético y la energía térmica de los átomos, son los factores que afectan la dirección de alineación de los protones de hidrógeno.

2.5 Magnetización Longitudinal y Magnetización Transversal

En presencia de un campo magnético fijo **B** y en equilibrio, los protones se encuentran alineados en una de dos direcciones, o bien en la dirección de **B** o bien en la dirección contraria a **B**. Si un campo magnético oscilante del orden de las radiofrecuencias **Bosc**, sintonizado a la frecuencia de **Larmor** es aplicado, entonces;

estos campos se combinarán vectorialmente como se muestra en la **Figura 9** “Campo Resultante”, agregando energía al protón en precesión e incrementando el ángulo θ del vector de cantidad de movimiento angular (**Figura 8** “Protón Girando con Precesión”).

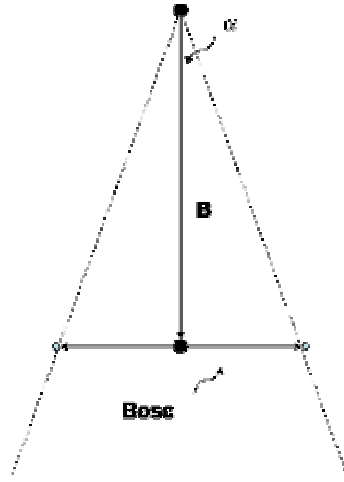


Figura 9 “Campo Resultante”

Si se define la dirección z de un eje de coordenadas cartesianas en la dirección del campo \mathbf{B} y las direcciones x e y formando el plano normal al vector \mathbf{B} , y llamando \mathbf{M} al vector de magnetización, luego de componer los campos \mathbf{B} y \mathbf{B}_{osc} , el vector de magnetización habrá cambiado sus coordenadas hasta las componentes \mathbf{M}_z y \mathbf{M}_{xy} donde \mathbf{M}_z es la denominada **Magnetización Longitudinal** y \mathbf{M}_{xy} es conocida como **Magnetización Transversal**. Esto es lo mostrado en la Figura 11 “Vectores de Magnetización”.

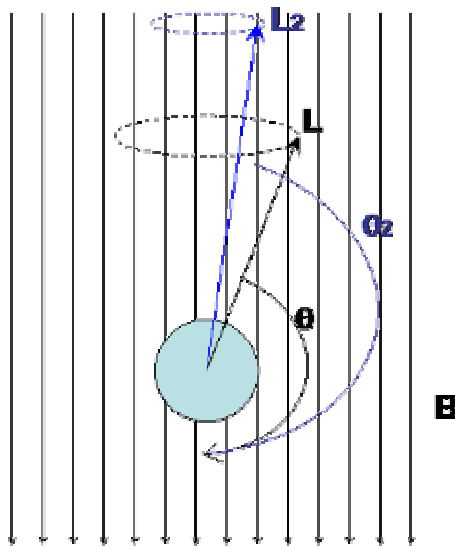


Figura 10 “Protón girando con Precesión 2”

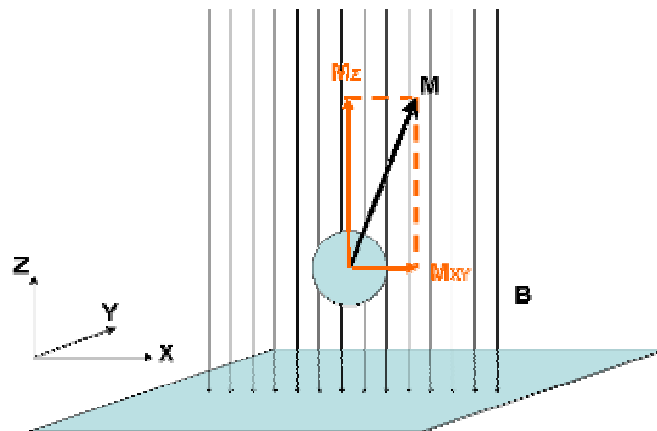


Figura 11 “Vectores de Magnetización”

2.6 Relajación Longitudinal y Relajación Transversal

Cuando se retira el pulso de radiofrecuencia, los protones emiten en forma de radiofrecuencia la energía que antes habían absorbido tendiendo a reorientarse en dirección del campo constante **B**.

A medida que los protones pierden energía, el vector de magnetización longitudinal **Mz** incrementa con una característica exponencial, este fenómeno es la

denominada **Relajación Longitudinal**. Por otro lado, la magnetización transversal M_{xy} decreta hasta la posición de reposo con tendencia exponencial, fenómeno llamado **Relajación Transversal**. Esto unido al giro de precesión, describirá una trayectoria como la mostrada en la Figura 12 “Trayectoria y Señal de Decaimiento del Vector de Magnetización”.

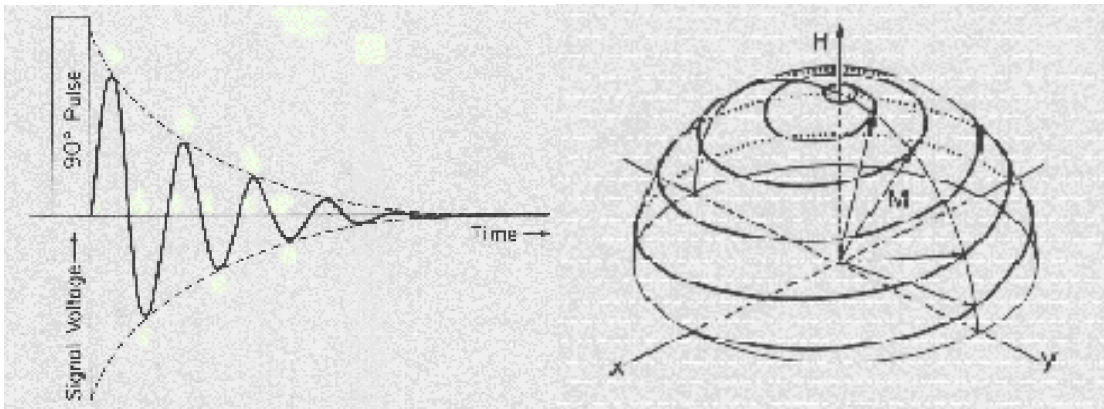


Figura 12 “Trayectoria y Señal de Decaimiento del Vector de Magnetización”

Dos constantes de tiempo están asociadas a las curvas de relajación en el tiempo, llamadas comúnmente **T1** y **T2**. Las ecuaciones que caracterizan estos tiempos son las mostradas en las ecuaciones E3-1 y E3-2:

$$M_z = M_o(1 - e^{-t/T_1}) \quad \text{ecuación (E3-1)}$$

$$M_{xy} = M_{xyo}e^{-t/T_2} \quad \text{ecuación (E3-2)}$$

Donde:

M_O: magnetización longitudinal en equilibrio.

M_Z: magnetización longitudinal.

M_{XYO}: magnetización transversal en equilibrio.

M_{XY}: magnetización transversal.

T₁: tiempo de recuperación.

T₂: tiempo de decaimiento.

Las Figura 13 “Tiempo de Recuperación” y Figura 14 “Tiempo de Decaimiento”, muestran gráficamente la definición de las magnitudes temporales T1 y T2:

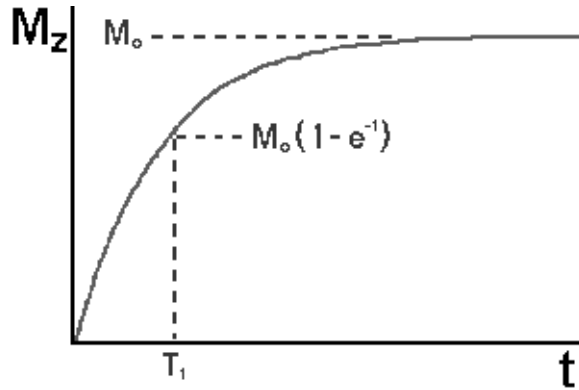


Figura 13 “Tiempo de Recuperación”

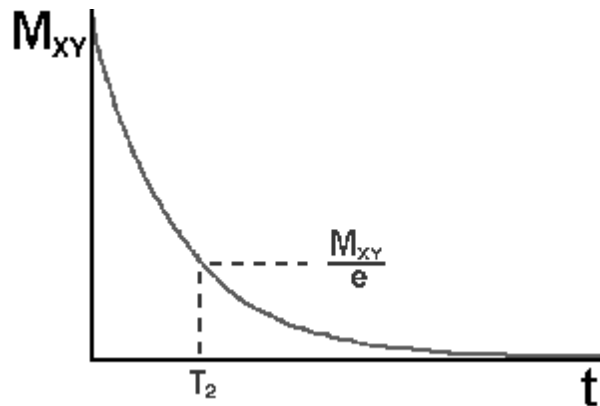


Figura 14 “Tiempo de Decaimiento”

Debido a que las propiedades de **T1** y **T2** son claramente diferenciables entre distintos tejidos y a que en conjunto con la densidad de protones por unidad de tejido determinan el contraste de la imagen, son estos los parámetros claves para la reconstrucción de imagen en **IRM** y son fundamentales cuando un especialista programa las secuencias de pulsos en la planificación de un estudio de **IRM**.

2.7 Reconstrucción de Imagen

A fin de obtener una imagen de un corte en determinado tejido se añade la tecnología de los gradientes. Una bobina adicional genera un campo magnético de magnitud creciente, generando un gradiente de campo a una tasa de incremento que se encuentra típicamente en el orden de 1~10 mT/m, este campo adicional se sumará al campo magnético constante \mathbf{B} , resultando en un cuerpo excitado por un campo resultante que varía desde $\mathbf{B}-\Delta\mathbf{B}$ hasta $\mathbf{B}+\Delta\mathbf{B}$, por lo que al momento de añadirse energía con el campo oscilante \mathbf{B}_{osc} sólo los protones en el punto de campo igual a \mathbf{B} se sintonizan a la frecuencia de Larmor, así, solo un corte de la materia bajo estudio proveerá información útil en los tiempos de relajación. Esto es, cuando el campo generado por la bobina de gradiente es igual a cero. La Figura 15 “Selección de Corte con Gradiente de Campo”, esquematiza lo antes expuesto.

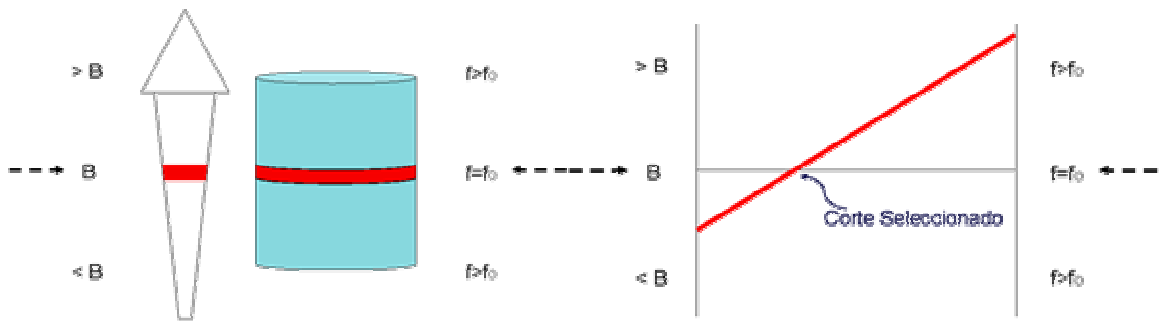


Figura 15 “Selección de Corte con Gradiente de Campo”

Las bobinas de gradientes se implementan para la selección de cortes en las tres direcciones de los ejes de coordenadas cartesianas y se denotan con las letras \mathbf{G}_x , \mathbf{G}_y y \mathbf{G}_z .

Cuando los protones se encuentran en los tiempos de relajación, estos expiden en forma de un campo oscilante a la frecuencia de Larmor la energía que antes habían absorbido. Una antena receptora capta esta onda y con la instrumentación electrónica adecuada esta data es adquirida, digitalizada y almacenada, data que es conocida como **Data Cruda**. Luego de que varios pulsos de

gradientes han recorrido el corte seleccionado, la data cruda conforma una matriz de datos listos para la reconstrucción.

El método matemático de reconstrucción de la data cruda para la imagen de resonancia magnética ha tomado variantes en la corta historia de la resonancia, sin embargo siempre ha estado basado en la transformada de Fourier tomando variantes como “*La Transformada No-Uniforme de Fourier*”, “*La Reconstrucción Espiral*” o “*La transformada de Fourier en el Espacio-k*”. El detalle matemática de los métodos de reconstrucción antes mencionados escapa a la intención de este texto.

Luego de la reconstrucción, la imagen esta dispuesta para la observación, análisis y diagnóstico por parte de especialistas del área médica. El resultado obtenido es una imagen como la mostrada en la Figura 16 “Corte Axial del Cerebro”, de un corte axial en un cerebro humano.

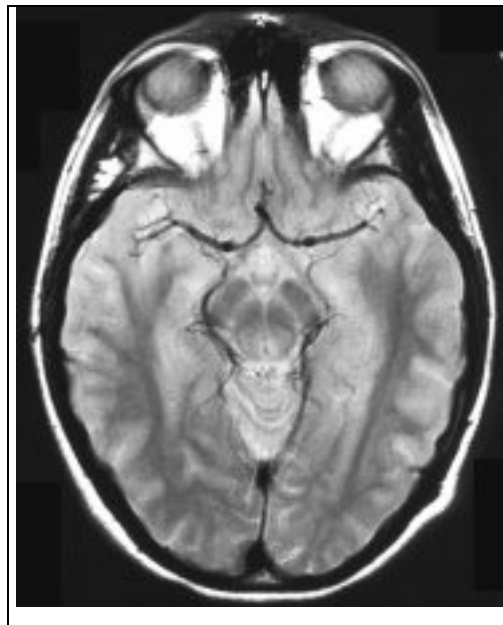


Figura 16 “Corte Axial del Cerebro”

En realidad las secuencias programadas por los especialistas no son de una imagen sino de una serie de cortes consecutivos, técnica desarrollada por **Peter Mansfield** en 1977 y denominada **EPI** (*echo-planar imaging*) esta múltiple

adquisición permite post-procesamientos de datos avanzados a fin de realizar filtrados para reducción de ruido, reconstrucción tridimensional, reconstrucción cardiovascular, resonancia magnética funcional,...

CAPÍTULO III

3 LA IMAGEN DE RESONANCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL

3.1 Ciclo de Krebs

La hemoglobina es una molécula abundante en la sangre del cuerpo humano, esta es la encargada de transportar el oxígeno desde los pulmones al cerebro cuando una activación neuronal demanda el consumo de energía en un ciclo bioquímico encargado de realizar la síntesis de sustancias requeridas por la actividad de las células, este ciclo es llamado **Ciclo de Krebs**. Cuando a la molécula de hemoglobina se le ha adherido oxígeno en los pulmones, está bajo la forma de **oxi-hemoglobina**, luego de que el oxígeno es transportado y entregado a las neuronas activas la molécula de hemoglobina (*ya libre de O₂*) se presenta bajo la forma de **desoxi-hemoglobina**.

3.2 El Flujo Sanguíneo Al Cerebro

La sangre provee las sustancias necesarias para el apropiado funcionamiento del cerebro. Del mismo modo, es el torrente sanguíneo el responsable de retirar materiales del cerebro luego de procesados por este, Figura 17 “Materiales que entran y salen del cerebro”.

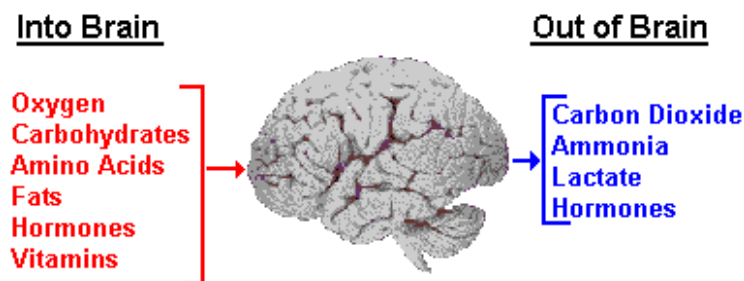


Figura 17 “Materiales que entran y salen del cerebro”

La sangre es canalizada dentro del cerebro por un gran número de arterias (Figura 18 “Vasos Sanguíneos del Cerebro”), es a través de estas que ocurre el transporte de los componentes especiales que son requeridos por las distintas zonas cerebrales cuando estas entran en actividad.

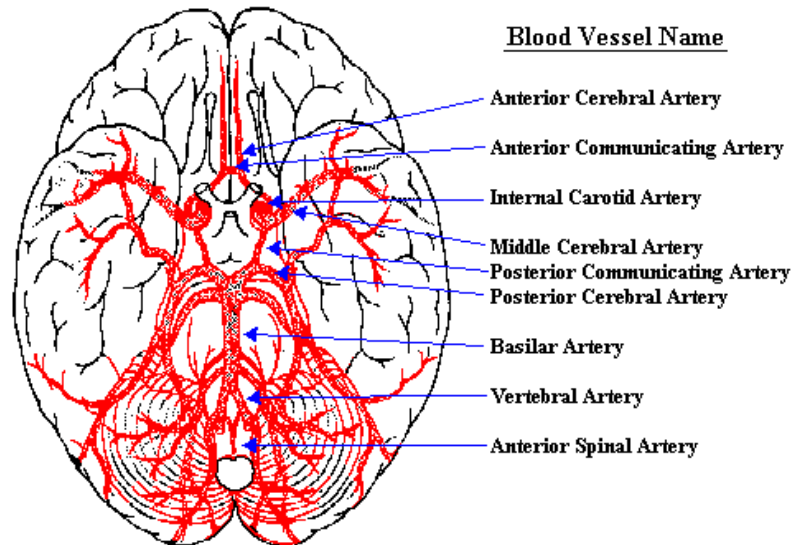


Figura 18 “Vasos Sanguíneos del Cerebro”

3.3 Propiedad Magnética de la Hemoglobina

Oxi-hemoglobina y desoxi-hemoglobina son las sustancias que hicieron posible el desarrollo de la **Resonancia Magnética Funcional**, de la que desde ahora se hará referencia en este texto por las siglas en ingles **fMRI**. La oxi-hemoglobina es diamagnética (*isomagnética con respecto de los tejidos circundantes en el cerebro*), la desoxi-hemoglobina es paramagnética (*también paramagnética con respecto de los tejidos circundantes en el cerebro*)

Al principio de los años 90 **Seiji Ogawa** describió sus aplicaciones en la investigación en neuropsicología y neurología, así como su utilidad en clínica y en neurocirugía en su publicación “ *Brain magnetic resonance imaging with contrast*

depending on blood oxygenation”. Básicamente, la demanda de glucosa y oxígeno en la activación neuronal producirá un contraste distinto en una imagen de **MRI** que en ausencia de esta actividad, así, al comparar (*restar*) las imágenes obtenidas con la presencia y sin la presencia de una prueba cognitiva o emocional, se obtiene la zona activada ante este estímulo.

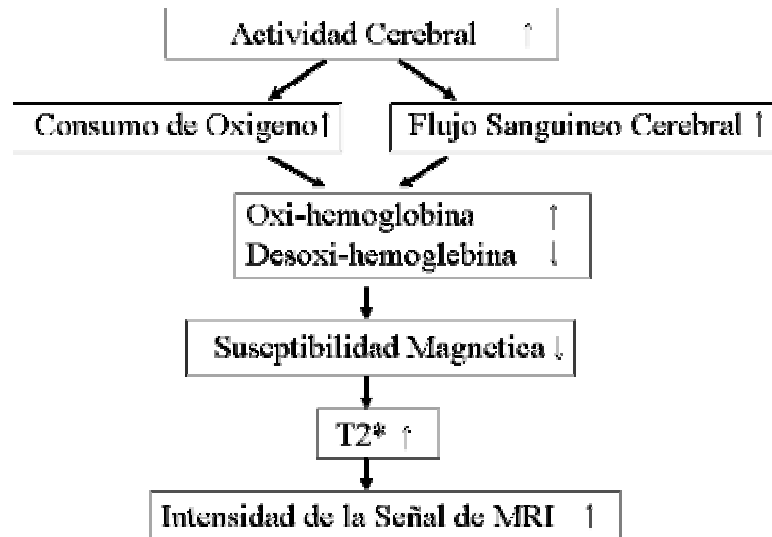


Figura 19 “Cambio en la Intensidad Según Actividad Cerebral”

3.4 fMRI

El cambio de la característica magnética de la hemoglobina provoca un cambio significativo en el tiempo de relajación transversal, lo que se ilustra en la Figura 20 “Cambio en el T2”, cambio que se ve reflejado luego de la reconstrucción de imagen como una variación en el contraste de la imagen. Si dos tomas de imagen de resonancia magnética, son realizadas antes y después de un estímulo controlado, se obtendrán dos imágenes del mismo corte del cerebro con un cambio de contraste en la región de activación neuronal. Estas dos imágenes son restadas y el resultado sobrepuesto al corte original sin estímulo, obteniéndose la denominada **fMRI**. El resultado de esta operación son imágenes como las mostradas en la Figura 21

“Imagen de **fMRI**”, donde los especialistas evalúan las zonas activadas según el estímulo proporcionado al individuo bajo estudio.

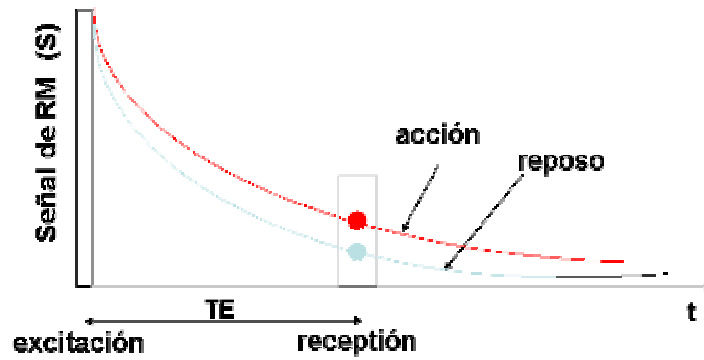


Figura 20 “Cambio en el T2”

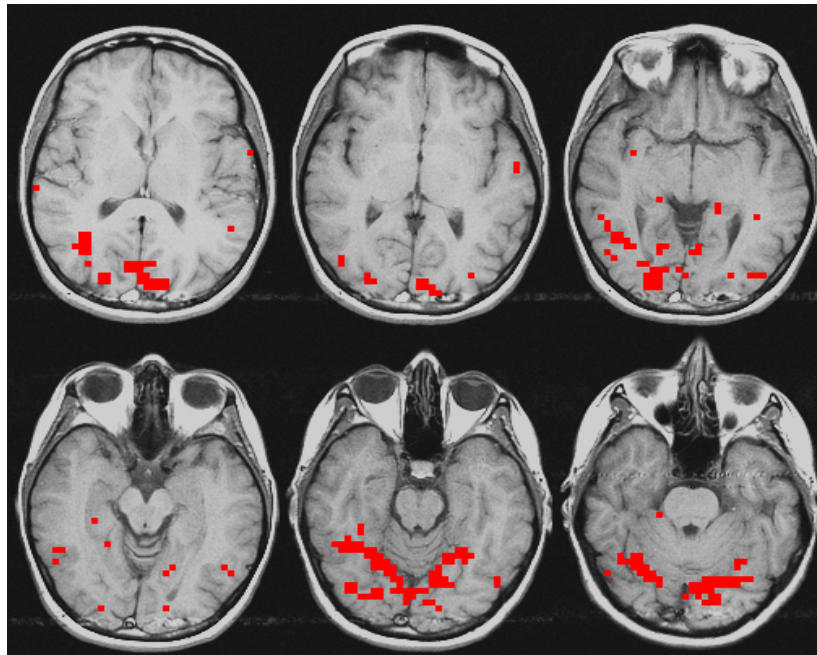


Figura 21 “Imagen de fMRI”

3.5 Aplicaciones de la fMRI

La fMRI tiene distintas aplicaciones, entre ellas se puede nombrar:

- (a) Investigación en el área de la neuro anatomía.
- (b) Estudio del origen, progreso y diagnóstico de enfermedades neurológicas.
- (c) Planeamiento quirúrgico de biopsia y extirpación.
- (d) Monitoreo de tratamientos.
- (e) Procedimientos terapéuticos en neurología.
- (f) Estudio de respuestas anormales frente a patrones de estímulo en pacientes con patologías psiquiátricas.
- (g) El estudio de la actividad cerebral en infantes frente a estímulos emocionales auditivos con la voz de la madre y con voces distintas.
- (h) Evaluación de daños funcionales en pacientes con traumatismos.

CAPÍTULO IV

4 PLANTEAMIENTO DE LA SOLUCIÓN

4.1 Esquema Propuesto

En el esquema mostrado en la Figura 22 “Sistema de Estímulos Planteado”, se propone mantener la idea de un mando con pantalla y teclado desde donde el operador del sistema envíe las órdenes de control al sistema a través de un enlace de fibra óptica al interior de la cabina, dentro de esta, el computador recibirá las órdenes que permitirán mostrar o retirar imágenes de la vista del paciente bajo estudio, comenzar o finalizar el estudio, etc.

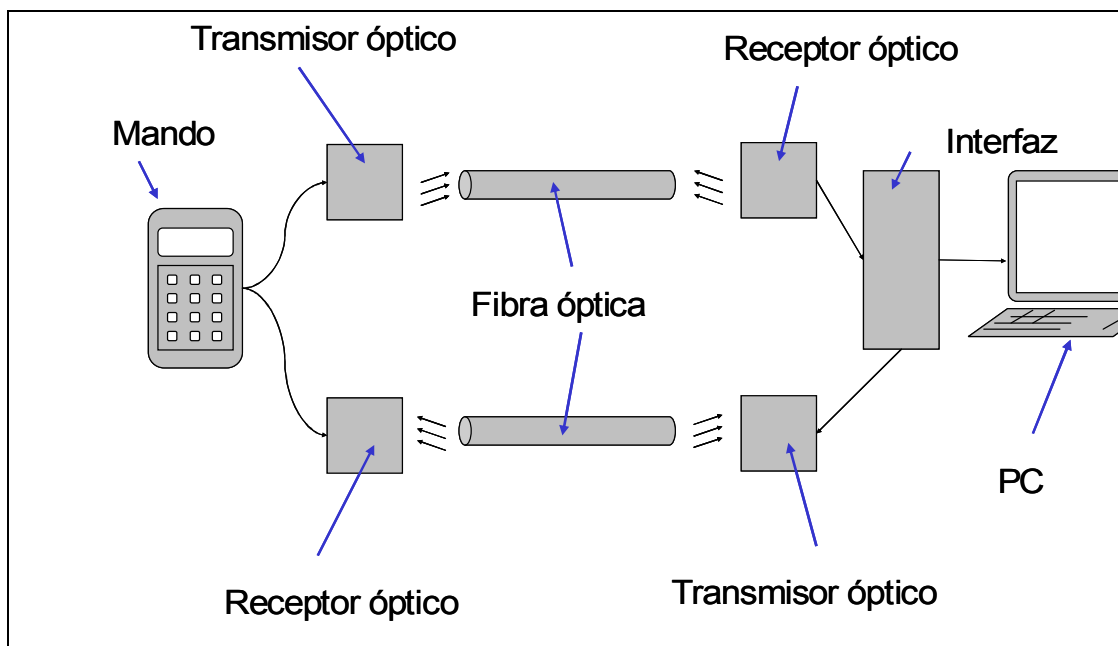


Figura 22 “Sistema de Estímulos Planteado”

El uso del computador trae consigo las ventajas escritas a continuación:

- (a) Ahorro de tiempo en el desarrollo del sistema.

- (b) Es un sistema que en si mismo es capaz de manejar la presentación de imágenes con una calidad superior a la mínima requerida sobre la pantalla plana.
- (c) Posee una gran capacidad de almacenamiento de datos por lo que evita el uso de dispositivos de almacenamiento para conservar los protocolos de imágenes que se deseen utilizar.
- (d) La aplicación puede ser desarrollada en un lenguaje de programación con mayores versatilidades.
- (e) El computador sustituye completamente las funciones planteadas para el sistema en el Anteproyecto de Trabajo de Grado (almacenamiento de datos y control de la presentación de imágenes).

La ubicación espacial del PC está sujeta a las condiciones de campo magnético presentes en el cuarto de examen. Las especificaciones técnicas para este escáner de resonancia magnética recomiendan la ubicación de computadores, procesadores y osciloscopios a distancias medidas desde el isocentro del imán donde la intensidad de flujo magnético sea menor de 1mT. En las Figura 23 “Distribución del Campo en el Plano Horizontal” y Figura 24 “Distribución del Campo en el Plano Frontal”, se muestra la distribución del campo magnético alrededor del imán y en la Tabla 1 “Tabla de Distancias en Función de la Densidad de Flujo Magnético”, se aportan valores de distancia para distintas intensidades de campo donde se ha sombreado los valores en los cuales puede ser ubicado el computador. Es decir, $X > 2.2 m$, $Y > 2.2 m$ y $Z > 3.4 m$.

Se muestra en la Figura 25 “Ubicación Espacial de los Componentes del Sistema de Estímulos”, la ubicación definitiva asignada al sistema de estímulos en el cuarto de examen. En ésta el PC se encuentra fuera de la línea de 1mT del isocentro del imán. El mando en el cuarto de control, comunicado por fibra óptica con el cuarto de examen pasando a través del filtro y la pantalla en la pared con el borde inferior a una altura de 1m, para que pueda ser visualizada por el paciente a través de un espejo ubicado sobre la antena estándar transmisora-receptora de cabeza.

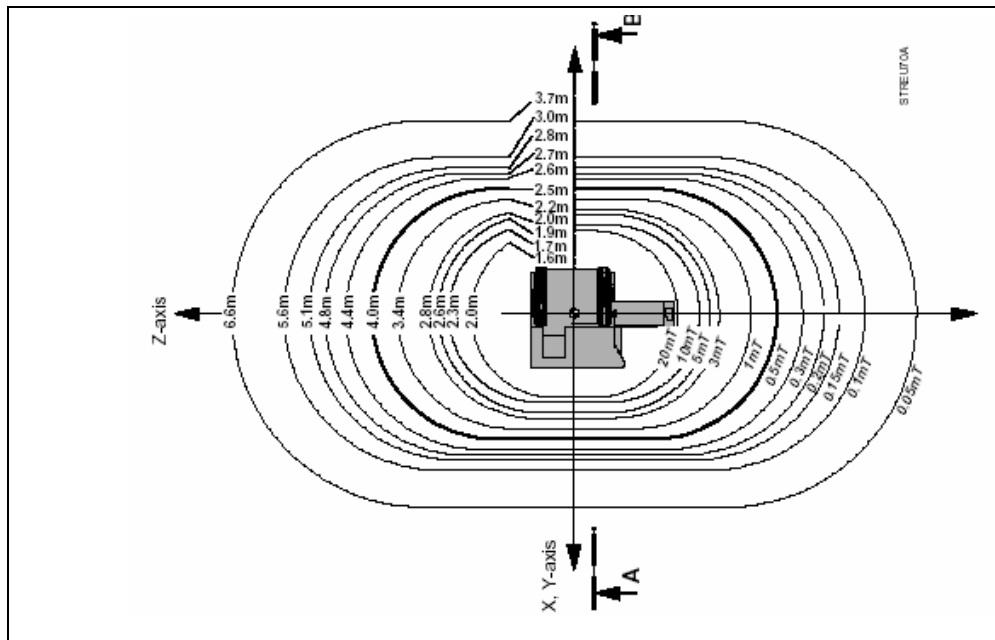


Figura 23 “Distribución del Campo en el Plano Horizontal”

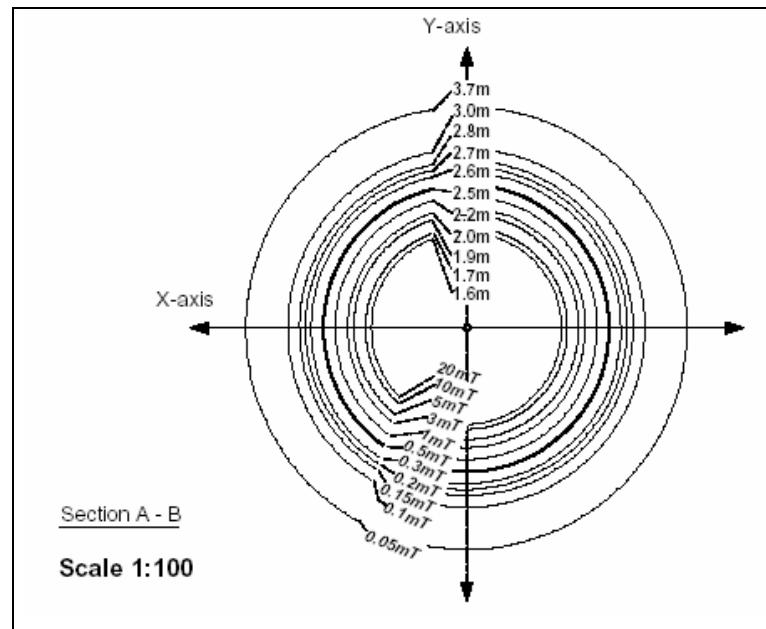


Figura 24 “Distribución del Campo en el Plano Frontal”

Tabla 1 “Tabla de Distancias en Función de la Densidad de Flujo Magnético”

INTENSIDAD DE CAMPO MAGNETICO ALREDEDOR DEL IMAN			
Intensidad de campo [mT]	distancia desde el centro del imán		
	Eje-x [m]	Eje-y [m]	Eje-z [m]
20	1.6	1.6	2
10	1.7	1.7	2.3
5	1.9	1.9	2.6
3	2	2	2.8
1	2.2	2.2	3.4
0.5	2.5	2.5	4
0.3	2.6	2.6	4.4
0.2	2.7	2.7	4.8
0.15	2.8	2.8	5.1
0.1	3	3	5.6
0.05	3.7	3.7	6.6

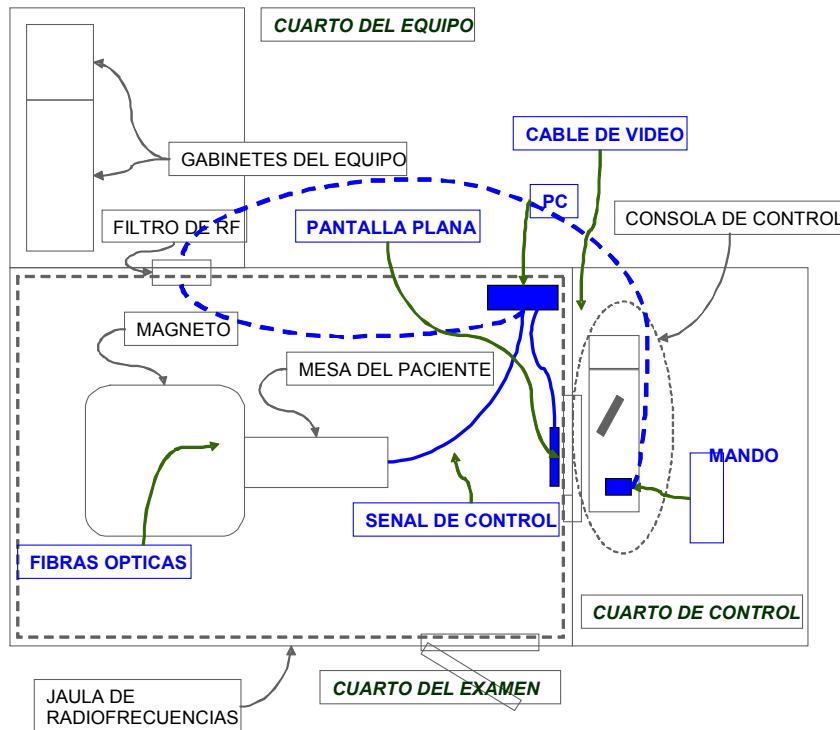


Figura 25 “Ubicación Espacial de los Componentes del Sistema de Estímulos”

CAPÍTULO V

5 FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

El sistema de estímulos visuales para la obtención de imagen de resonancia magnética funcional desarrollado, consiste básicamente de dos módulos o subsistemas **EL MANDO** y **EL SISTEMA DE VISUALIZACIÓN**. El desarrollo final de ambas partes será descrito a continuación:

5.1 El Mando

5.1.1 Descripción del Circuito del Módulo Mando

El módulo mando consiste de un circuito compuesto por un microcontrolador, pantalla, teclado y un puerto de comunicación óptica. Dicho diseño constituye una estructura abierta a ser programado según cambien en el tiempo los requerimientos de funciones con motivos de investigación en fMRI.

El propósito de este módulo es ejercer funciones de control sobre las acciones del sistema de visualización a través de comandos enviados vía fibra óptica al interior de la cabina de radiofrecuencias.

Este es un circuito compuesto por los siguientes elementos:

<i>microcontrolador</i>	uno de la casa “ <i>Microchip</i> ” modelo 16F877 funcionando con un cristal de 16 MHz
<i>Teclado</i>	un teclado comercial de 12 teclas
<i>Pantalla</i>	una pantalla de cristal liquido de 10 caracteres por 4 líneas de la casa “ <i>Samsung</i> ” modelo SC1004A
<i>transmisor óptico</i>	un transmisor de fibra óptica modelo T-1523
<i>receptor óptico</i>	un receptor de fibra óptica modelo R-2523
<i>teclas de función</i>	Construidas con pulsadores normalmente abiertos

El sistema del mando presenta el esquema general de la Figura 26 “Esquema general del módulo MANDO”:

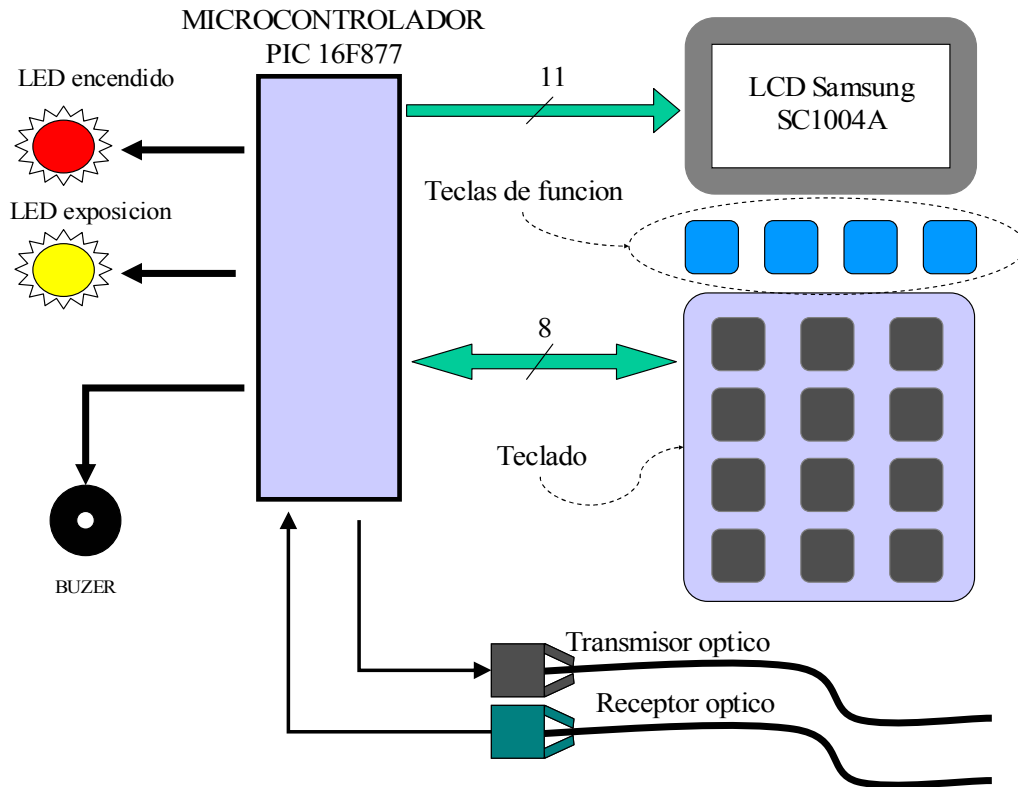


Figura 26 “Esquema general del módulo MANDO”

Su funcionamiento consiste en el manejo de la pantalla para la presentación al usuario de menús o mensajes, la aceptación de comandos asociados a las teclas para el control sobre el sistema, un buzzer y un led de exposición para la señalización de aquellas acciones o estatus que deseen ser resaltados, transmisor y receptor óptico para la transmisión de la data de comandos vía serial asíncrona.

En el plano esquemático anexo (*Módulo “MANDO”. Sistema de estímulos fMRI*), se muestra el esquema eléctrico del circuito donde el teclado ha sido implementado utilizando el puerto B de PIC y proporcionando un conector de 8 pines (*conector J2*) para su conexión. Para el manejo de la pantalla de cristal líquido, se

conectan las líneas de datos y control al puerto D y cuatro pines del puerto C del microcontrolador, el potenciómetro Rp regula la intensidad del contraste de dicha pantalla, todas estas líneas se conectan a través de un conector de 16 pines (*conector J3*). El transmisor óptico (*conector de fibra J6*), se conecta a la línea de transmisión del USART con una resistencia limitadora. El receptor óptico (*conector de fibra J7*), se conecta a la línea de recepción del USART a través del transistor Q2 quien trabaja en corte y saturación.

5.1.2 Descripción del Programa del Módulo Mando

Se programó el microcontrolador PIC con su conjunto de instrucciones del tipo RISC, el listado de programa "*mando.lst*" se encuentra anexo a este trabajo. El programa corresponde a los diagramas de flujo anexos titulados "*Anexas Flujogramas del Programa del Modulo MANDO*", en este programa de prueba no se pretende establecer ningún patrón sino comprobar la posibilidad de realizar fMRI con el sistema propuesto.

La ejecución del programa "*mando.hex*" en el PIC16F877, lleva a cabo las operaciones que serán descritas en este apartado, a continuación se procede a explicar el diagrama de flujo anexo a este trabajo del programa "*mando.hex*".

El modulo USART fue usado para transmitir y recibir datos a una tasa de 9600 bits por segundos, 8 bit's, asíncronos.

Se programó la interrupción del timer 1 para la exploración periódica del teclado numérico (*12 teclas*) y las teclas de función (*4 teclas*), estas últimas fueron incluidas en el cableado del circuito (*y por tanto en la exploración del teclado por interrupción del timer*) como la cuarta columna del teclado.

Las funciones para el manejo de la pantalla Samsung SC1004A, se programaron como rutinas independientes y una macro para la escritura de mensajes a las que se le realizan llamados desde cualquier lugar del programa.

5.1.3 Descripción de las funciones del módulo mando:

A continuación se presentan las funciones de las rutinas que ejecuta el módulo mando:

(a) Encendido del Módulo Mando:

Con el botón de encendido del sistema, presenta un mensaje inicial (en *este caso el nombre del autor*) acompañado de un tono prolongado en el buzzer y el brillo de los led rojo y amarillo.

(b) Error en el Sistema de Visualización:

El sistema de mando envía comandos vía óptica en formato serial asíncrono, 8 bits, 9600 bits por segundo. Cuando un comando es recibido y comenzada su ejecución en el sistema de visualización se envía el carácter "A" (41h) como reconocimiento. En caso de no recibirse el correspondiente reconocimiento del remoto una rutina presenta el mensaje "ERROR!" en pantalla y activa el led amarillo así como un tono prolongado en el buzzer.

(c) Reinicio del Programa:

Tecla 0..... al pulsar la tecla cero es enviado el comando de reinicio al programa del sistema de visualización deteniendo la ejecución del programa y restableciendo los valores por defecto de todas las variables, se muestra el mensaje "Programa Reiniciado" en la pantalla LCD.

(d) Presentación al Paciente de una Pantalla Negra:

Tecla 1: al pulsar la tecla uno es enviado el comando de pantalla negra al sistema de visualización mostrando en este una pantalla negra, se presenta en mensaje "Pantalla Negra" en el LCD.

(e) Realización de una Toma Simple:

Tecla 2: al pulsar la tecla dos es enviado el comando de una toma simple al programa del sistema de visualización resultando en el avance de una imagen en el conjunto de imágenes del paradigma en ejecución y la activación de la respectiva

señal de control sobre la adquisición de una secuencia de cortes única. Se muestra el mensaje “MOSTRANDO: Una Toma” en el LCD.

(f) Salida de un Pulso sin Avance de Imagen:

Tecla 3: al pulsar la tecla tres es enviado el comando de un pulso sin avance de imagen al programa del sistema de visualización con lo cual se activa la señal de control sobre la secuencia de adquisición para la toma de una secuencia de cortes sin cambiar la imagen actual en el monitor. Se presenta en el LCD el mensaje “SALIDA: Un Pulso”.

(g) Parpadeo de la Pantalla:

Tecla 5: al pulsar la tecla cinco, se activará una bandera en el programa del sistema de visualización que hará parpadear la imagen presentada durante la exposición del paradigma (*conjunto de imágenes propuestas para inducir determinado tipo de actividad neuronal*), esto con una latencia establecida en la ficha de configuración del sistema de visualización. Se presenta en el LCD el mensaje “Parpadeo Activo”.

(h) Sin Parpadeo de la Pantalla:

Tecla 6: con la pulsación de la tecla seis se desactivará en el programa de visualización la bandera de parpadeo y en lo consecutivo, las imágenes del paradigma se presentaran sin parpadeo. Se muestra en la pantalla LCD el mensaje “Parpadeo Inactivo”.

(i) Presentación de Video:

Tecla 7: al pulsar la tecla siete, se inicia la presentación de un video contenido en el directorio..... bajo el nombre de ‘*video*’ y en formato .avi

(j) Inicio de la Presentación del Paradigma:

Tecla I: al pulsar la tecla I, el programa del sistema de visualización iniciará la presentación de las imágenes incluidas en el paradigma que el usuario desea ejecutar, variables como directorio contentivo de las imágenes, numero de imágenes, numero de imágenes por adquisición, frecuencia del parpadeo cuando activo, tiempo

de demora., son establecidas a través de la ficha de configuración en el programa del sistema de visualización. Dicha variables dictarán la forma en que son presentadas las imágenes consecutivamente hasta el final o hasta recibir una orden distinta del operador. Con el inicio de este comando, el sistema de visualización tomará el control del equipo de resonancia magnética en lo que respecta a la sincronización de la presentación de imágenes en el monitor y el disparo de las secuencias de adquisición de imágenes del tipo BOLD. El control y ejecución de estas funciones es realizado a través del teclado con la ubicación de las teclas presentada en la Figura # V-2. *(Las teclas que no se encuentran demarcadas no poseen ninguna función asignada y por tanto no tienen ningún efecto sobre el sistema tras su pulsación)*

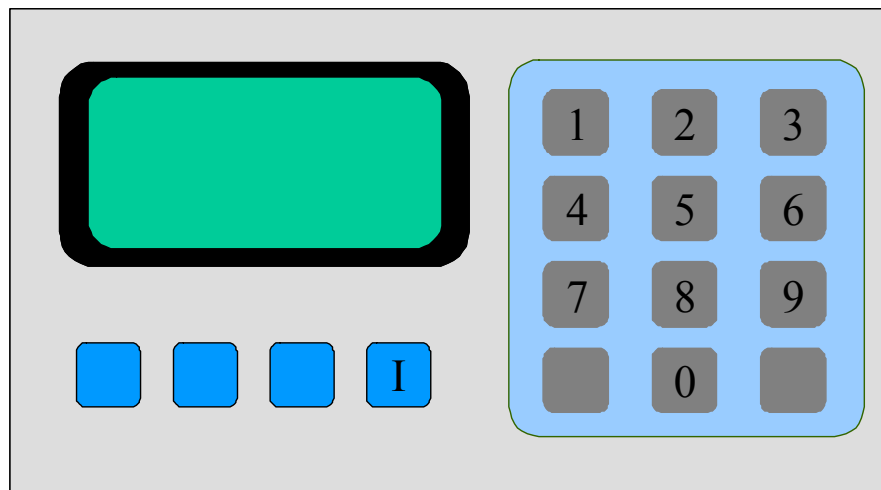


Figura 27 “Teclado Numérico y de Funciones del Módulo MANDO”

5.2 El Sistema de Visualización

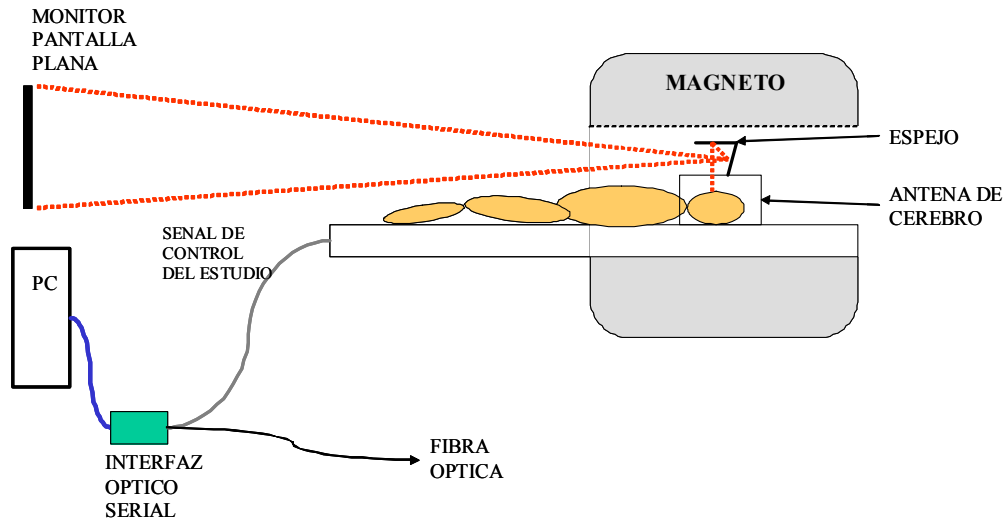


Figura 28 “Sistema De Visualización”

En la **Figura 28** “Sistema de Visualización”, se muestra el esquema del sistema de visualización, este consiste de un espejo colocado sobre la antena de cabeza del equipo de resonancia magnética, sobre este espejo es proyectada la imagen proveniente de un monitor de pantalla plana y el mismo espejo se encarga de guiar la imagen hasta los ojos del paciente bajo examen; debe mencionarse que este espejo es parte del equipo marca siemens y es uno especial para resonancia ya que posee una capa reflectora de un material no magnético que no interfiere con el estudio. El monitor es uno de pantalla plana ya que de este modo se evita la interferencia de las radiofrecuencias del estudio sobre la presentación de las imágenes, dicho monitor es colocado perpendicular al eje z denotado en la figura 2 “**Distribución del Campo Magnético Alrededor del Imán**” de manera de proyectar su imagen directamente hacia la apertura del túnel del magneto. El computador es el encargado de almacenar y presentar las imágenes del estudio, así como, ejercer control sobre la señal de disparo externa del equipo de resonancia por medio de la ejecución de un programa. La interfaz óptico-eléctrica se encarga de la transmisión – recepción de datos desde y hacia el modulo mando.

5.2.1 Descripción de la Interfaz Óptico – Eléctrica.

Este es un módulo que está ubicado dentro del cuarto de examinación conectado al puerto serial del computador y a las fibras ópticas de transmisión y recepción provenientes del modulo mando en el exterior de la cabina. El esquema circuitual de este se encuentra en los anexos a este trabajo con el nombre “*Interfaz Óptica para el Puerto Serial*”.

Esta interfaz tiene tres funciones:

- (a) Convertir el comando proveniente del módulo mando en formato óptico a una señal eléctrica serial con los niveles del estándar RS232 compatible con el puerto del PC.
- (b) Convertir la salida de reconocimiento del programa del PC de niveles RS232 a una salida de tipo óptico.
- (c) Proveer una salida de niveles TTL para la activación de la señal de disparo externa en el equipo de resonancia que ejercerá control sobre la adquisición de la data (*dicha señal es activada con un flanco de subida*).

En el plano del circuito interfaz se puede observar que se utilizó el circuito integrado **MAX232A** para la conversión de niveles de TTL a RS232 y viceversa, del lado de niveles TTL, se utilizó (*para la transmisión*) un transmisor óptico **T-1523** a través de una resistencia limitadora. Para la recepción un receptor **R-2523** conectada a través del transistor **Q2** trabajando en corte y saturación para el manejo de los niveles TTL, del mismo modo se usó el transistor **Q1** para el manejo de la señal de disparo externa del resonador.

5.2.2 Descripción del Programa Principal.

El componente principal del sistema de visualización es el programa cuyo diagrama de flujo se encuentra en los anexos con nombre “*Anexos Flujogramas del*”

Programa del Sistema de Visualización". El programa fue realizado en **Microsoft Visual Basic 6.0**. En este, son admitidos y ejecutados los comandos provenientes del modulo mando, es aceptada la configuración establecida en la ficha de configuración y es ejercido el control sobre la adquisición del resonador, las imágenes a ser presentadas son almacenadas en el disco duro con formato .bmp (bitmap) bajo el nombre DiapositivaN. Donde N es el número de imagen. De esta forma el examinador puede crear el conjunto de imágenes ajustado a su paradigma de una manera sencilla en **Microsoft Power Point**.

Los parámetros establecidos en la ficha de configuración son los siguientes:

Directorio: Ruta del disco duro que contiene las imágenes a ser presentadas.

Tiempo de Exposición: Tiempo máximo a ser presentada cada imagen al paciente.

Tiempo de Parpadeo: Cadencia con la cual se alternara la imagen actual con una pantalla negra durante la presentación del paradigma.

Numero de Imágenes: Cantidad de imágenes contenidas en el directorio establecido.

Imagen Inicial: Índice de imagen que será tomada como la primera del grupo a ser presentada.

Tiempo de Demora: Tiempo de retardo entre la presentación de la imagen y la activación de la señal de control externa a fin de permitir la oxigenación de aquellos grupos celulares activados ante el estímulo.

Imágenes por Adquisición: Numero de imágenes que serán presentadas por cada grupo de cortes adquiridos.

5.2.3 Caracterización del Transmisor y Receptor Óptico

Para ambos circuitos desarrollados, se hizo uso de los dispositivos **T-1523** y **R-2523**. Dado que no se encuentra disponible la hoja de datos de los transmisores y receptores ópticos, se procedió a caracterizarlos con un ensayo de laboratorio.

Se realizaron mediciones según el esquema planteado en la Figura 29 “Red Transmisor-Receptor Óptico”, a fin de obtener el ancho de banda para el conjunto transmisor-fibra-receptor.

Sobre la red de la Figura 29, se inyectó una señal digital a la entrada de la red V_{in} , la salida fue registrada con un osciloscopio en el punto V_{out} , y sobre este mismo punto, se tomo el valor de frecuencia con ayuda de un frecuencímetro.

Los instrumentos usados fueron:

- Generador de señales:** HP 3311A
- Osciloscopio** GOLDSTAR 9020A
- Frecuencímetro:** GOLDSTAR FC-2015

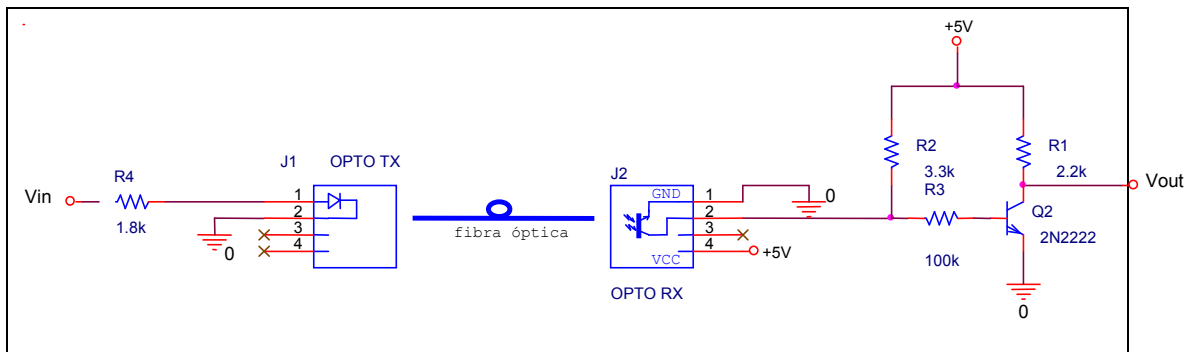


Figura 29 “Transmisor-Receptor Óptico”

Los resultados se muestran en la Tabla 2 “Características de la Red Transmisor-Receptor Óptico”, dichos valores se obtuvieron de lecturas sobre los instrumentos según las figuras: figura 29 y figura 30. Para la obtención de esta data fue tomada una sola muestra ya que los dispositivos son usados para la transmisión-recepción de datos digitales en un prototipo único, así pues, no resulta de interés una caracterización estadística de los mismos.

Tabla 2 “Características de la Red Transmisor-Receptor Óptico”

Parámetro		Valor
AB	Ancho de Banda	58.16kHz
tr	Retardo a la salida	4.4 μ s
ta	Tiempo de alza	6.8 μ s
tc	Tiempo de caída	1.6 μ s

En la Figura 30 “Respuesta a un Tren de Pulsos Digital”, se tomó en cuenta los niveles límite para ‘1’ y ‘0’ lógicos TTL. En la Figura 31 “Respuesta en Frecuencia”, se colocó en el eje **X** la señal de entrada al sistema **Vin** y en el eje **Y** la salida **Vout**, incrementando la frecuencia hasta que la transición entre los niveles alto y bajo lógicos alcanzara el valor $V_{in}/(\sqrt{2})$ en el polo de alta frecuencia para esta red.

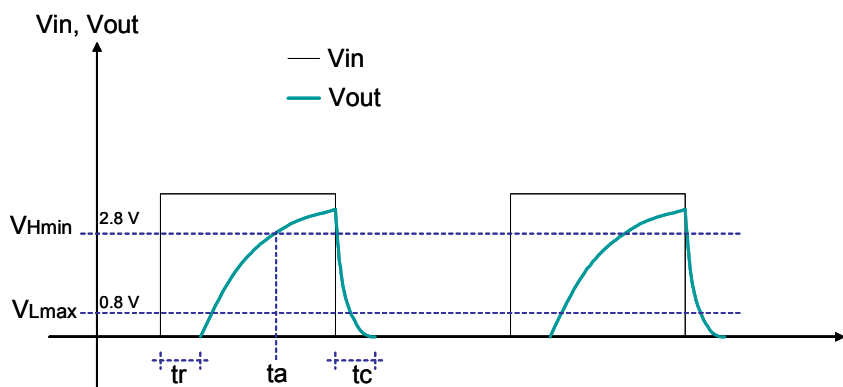


Figura 30 “Respuesta a un Tren de Pulsos Digital”

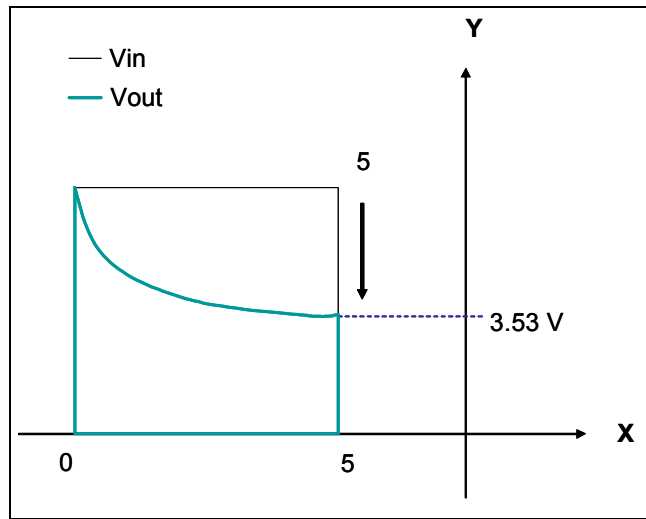


Figura 31 “Característica Entrada - Salida”

La curva característica tanto del transmisor como del receptor se obtuvo utilizando un trazador de curvas **TEKTRONIX 575**, con los siguientes resultados:

El transmisor fue colocado directamente a los terminales del trazador y la curva obtenida se presenta en la Figura 32 “Curva Característica del Transmisor Óptico”.

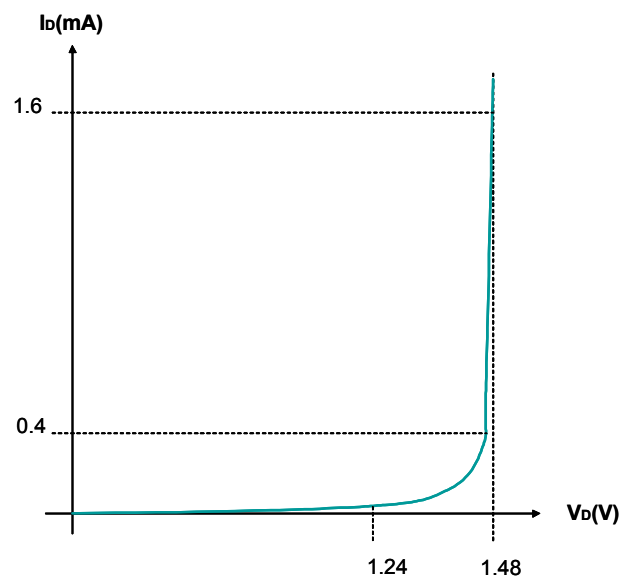


Figura 32 “Curva Característica del Transmisor Óptico”

Para el caso de receptor, se colocó colector y emisor del dispositivo a los terminales del trazador de curvas y la base fue excitada conectando el transmisor a través de la fibra óptica con un nivel alto, la curva obtenida se muestra en la Figura 33 “Característica Colector-Emisor del Receptor Óptico”, mostrada a continuación:

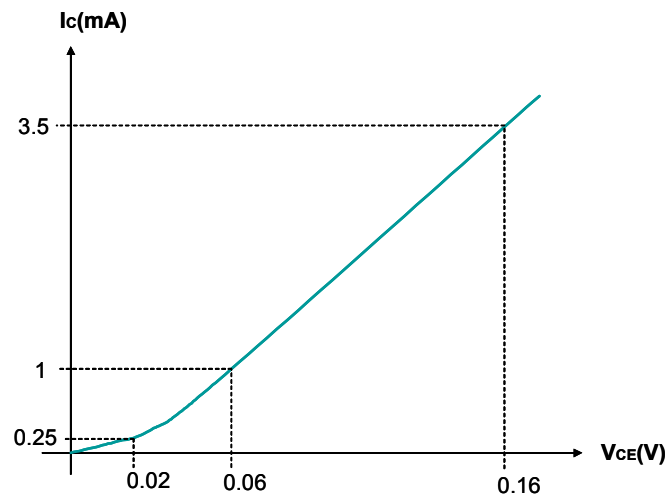


Figura 33 “Característica Colector-Emisor del Receptor Óptico”

5.2.4 Construcción del Sistema

Se construyó el circuito impreso para el sistema del Mando y la Interfaz Óptico Eléctrica, donde el trazado de pistas se muestra en los layout anexos a este texto.

Estos fueron colocados dentro de cajas metálicas con accesos a los puertos, conexiones de alimentación, pantalla y teclado para estos circuitos.

Se proveyeron fuentes de alimentación externa para ambos circuitos. En el caso del circuito dentro del cuarto de examen se instaló a través del filtro de la cabina una línea de 120 V_{AC} 60 Hz para alimentar la fuente de la interfaz óptico – eléctrica y el computador.

Se utilizó para las pruebas realizadas un computador portátil Marca COMPAQ Modelo Presario 1500.

En los anexos bajo el título de “Anexos Fotos del Sistema”, se muestran las partes.

CAPÍTULO VI

6 RESULTADOS

A fin de comprobar la efectividad del sistema de estímulos visuales, se realizó un ensayo instalando el diseño en un equipo de resonancia magnética marca siemens modelo magnetom symphony perteneciente a la institución resomer c.a, organización ubicada en la urbanización el rosario del estado Mérida. Para el ensayo se generaron tres grupos de imágenes descritos a continuación:

6.1 Paradigma 1

Conjunto de 20 imágenes, 10 azules y 10 estrellas rojas como las mostradas en la Figura 34 “imágenes del paradigma 1”.

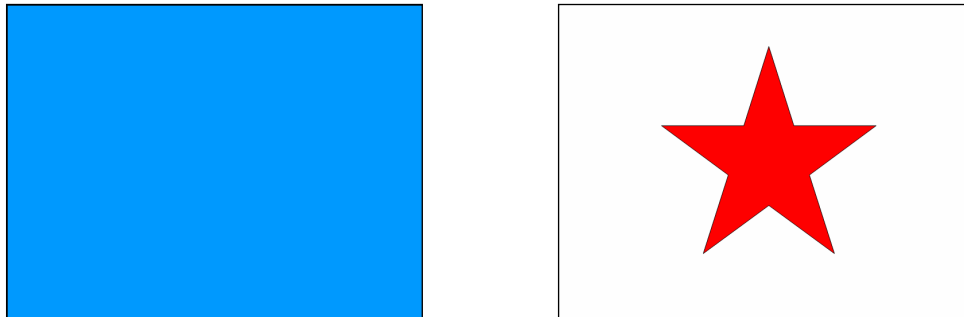


Figura 34 “Imágenes del Paradigma 1”

Las imágenes son presentadas de manera alternativa donde la azul representa la de *línea base* y la estrella *activo*. Presentadas cada seis segundos y con adquisiciones cada imagen.

6.2 Paradigma 2

Conjunto de 20 imágenes, 8 verde agua, 4 negras y 8 círculos blancos con tramas rojas sobre el fondo verde agua como las mostradas en la Figura 35 “imágenes del paradigma 2”.

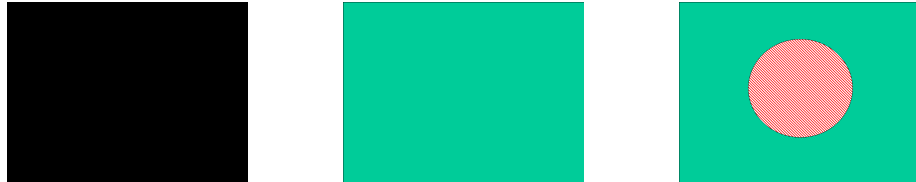


Figura 35 “Imágenes del Paradigma 2”

Las imágenes son presentadas a espacios de tiempo de seis segundos con la siguiente secuencia y significación para el paradigma:

- (a) 2 negras a ser ignoradas
- (b) 8 verde agua de línea base
- (c) 2 negras a ser ignoradas
- (d) 8 verde agua con círculo consideradas activas

6.3 Paradigma 3

Conjunto de 108 imágenes presentadas cada cinco segundos en el siguiente orden y significación:

12	Paisajes de playas y bosques	Línea base
12	Fotos de perros	Activo
12	Fotos de gatos	Activo
12	Fotos de ratones	Activo
12	Fotos de plumas y palomas	Activo
12	Fotos de arañas	Activo

12	Fotos de culebras	Activo
12	Fotos de gusanos	Activo
12	Fotos de cucarachas	Activo

6.4 Proceso del estudio para la obtención de fMRI

Con el sistema de estímulos visuales listo, se describe a continuación los pasos a realizar en un estudio de fMRI con este sistema.

- (a) Preparación común a cualquier estudio de resonancia magnética (*encuesta previa, revisión del paciente en busca de elementos metálicos, cobertura de tatuajes con gasas húmedas, aplicación de sustancias farmacológicas o medios de contraste*).
- (b) Instrucciones al paciente acerca del tipo de estudio especial a ser realizado y su comportamiento frente a las imágenes que observara durante el examen.
- (c) Se establece la configuración deseada para la presentación de las imágenes así como, el directorio que contiene las imágenes en la ficha de configuración del programa del sistema de visualización.
- (d) En el programa syngo del equipo de resonancia, luego de los pasos habituales, se selecciona el protocolo “bold-imaging standard” que contiene cuatro secuencias; un localizador para la fijación de cortes, una secuencia para medir la sensibilidad de los gradientes respecto al cuerpo dentro del imán, una secuencia ponderada en t1 para obtener cortes anatómicos sobre los cuales colocar las regiones de activación bold.
- (e) En la ficha “fisiología” de la secuencia “ep2d_bold_moco” se selecciona el tipo de señal “ext. Disparo” con lo cual se habilita el control de ejecución de esta secuencia según los flancos de subida en la entrada de señal externa del equipo de resonancia.

- (f) En la ficha “*bold*” de la secuencia “*ep2d_bold_moco*” se establecen el tamaño del paradigma, el numero de mediciones y el significado (*activo, inactivo, línea base*) de cada medición según el paradigma a utilizar.
- (g) Se adquieren las tres primeras secuencias en el modo regular.
- (h) Al detenerse el sistema en espera de la primera señal de adquisición del sistema de visualización, se apaga la luz de la sala a fin de concentrar la atención del individuo en la imagen presentada en el monitor y así reducir la posibilidad de adquirir respuestas falsas para la promediación.
- (i) En el módulo mando se pulsa la tecla inicio y se aguarda por el mensaje en el lcd “*paradigma corriendo*”. Luego se aguarda hasta completar todas las adquisiciones.
- (j) Finalizada la secuencia “*ep2d_bold_moco*” el programa syngo realizará las promediaciones necesarias para la prueba-t y presentará los mosaicos de imágenes contentivos de los cortes con las regiones de activación.

6.5 Adquisiciones realizadas

Los pasos nombrados en el punto anterior se llevaron a cabo con cuatro voluntarios donde los resultados se presentan a continuación:

VOLUNTARIO #1

<i>SEXO</i>	FEMENINO
<i>EDAD</i>	27 AÑOS
<i>PROFESIÓN</i>	ENFERMERA
<i>FECHA DEL EST.</i>	27-8-2005

VOLUNTARIO #2

<i>SEXO</i>	FEMENINO
<i>EDAD</i>	38 AÑOS
<i>PROFESIÓN</i>	LICENCIADA
<i>FECHA DEL EST.</i>	27-8-2005

VOLUNTARIO #3

<i>SEXO</i>	MASCULINO
<i>EDAD</i>	39 AÑOS
<i>PROFESIÓN</i>	NEGOCIANTE
<i>FECHA DEL EST.</i>	28-8-2005

VOLUNTARIO #4

<i>SEXO</i>	MASCULINO
<i>EDAD</i>	45 AÑOS
<i>PROFESIÓN</i>	
<i>FECHA DEL EST.</i>	28-8-2005

A los individuos antes mencionadas les fueron presentadas las series de imágenes nombradas antes en los paradigmas planteados con activación de las secuencias BOLD, es decir, con todas las fuentes de interferencias activas (*campo magnético estático, activación de gradientes y radiofrecuencias*) a lo que todos ellos observaron la totalidad de las imágenes estando dentro del túnel del imán y con la antena de cabeza colocada sin que observaran distorsión alguna durante la exposición de las imágenes, alcanzando finalmente el objetivo planteado para este sistema.

CONCLUSIONES

Con el desarrollo del Sistema de Visualización Para la Obtención de fMRI se obtuvo un sistema con aquellas características necesarias para realizar las labores de:

1. Mostrar una imagen proyectada hacia el campo visual de un sujeto encontrándose este dentro de una estructura tubular de 0.45 m de radio por 1.7 m de longitud con su cabeza ubicada en una posición próxima al centro del túnel (*isocentro magnético*) y con la mirada en la dirección radial del túnel hacia arriba (*Cabeza primero, supino*) donde hay presente una densidad de flujo magnético de 1.5T.
2. Ejercer control sobre una señal externa de disparo accesible en la PMU(*Physiological Monitor Unit*) Unidad de monitoreo fisiológico del equipo de resonancia magnética a fin de controlar y sincronizar la presentación de imágenes al sujeto dentro del imán con la adquisición de data de RM según el paradigma planteado y los parámetros de la secuencia que el operador halla seleccionado.
3. Recibir órdenes de control a través de un teclado y pantalla posicionados en el cuarto de control del equipo del lado externo a la cabina de radiofrecuencias.
4. Ejecutar sus funciones inmerso en un ambiente con la presencia de tres perturbaciones magnéticas de características diferentes y con la disposición adecuada para no provocar perturbaciones ni alteraciones a las características de operación e instalaciones del equipo de resonancia magnética respetando así los parámetros dispuestos por el fabricante del resonador (empresa **SIEMENS A.G** Erlangen, Alemania).

Con esto se logra la finalidad y objetivos para los cuales fue planteado el sistema en el anteproyecto a este trabajo de grado.

Debe ser mencionado que durante este desarrollo se enfrentaron dificultades de tipo técnico, se realizó búsqueda de información a fin de comprender la temática envuelta en el desarrollo del sistema, la caracterización de dispositivos, uso de herramientas de programación, desarrollo de prototipos electrónicos y se hizo uso de una herramienta tecnológica nueva para la formación académica del autor como la fibra óptica por lo que puede decirse que durante el desarrollo y toma de decisiones fueron aplicados los distintos conocimientos y habilidades adquiridos según el pensum de la especialidad.

BIBLIOGRAFIA

Internet

INTRANET

Intranet de la empresa Siemens AG (solo para uso interno)

SIEMENS Magnetom World

<http://www.healthcare.siemens.com/magnetom/magnetom_world_new/portal/enter.asp>

Physik an der Justus-Liebig-Universität Gießen <<http://pcweb.physik.uni-giessen.de/seminare/kernphysik01/mri/The%20Basics%20of%20MRI-Dateien/frame.htm>>

Clube do Hardware. Introdução às Fibras Ópticas. Autor Cássio Lima. <<http://www.clubedohardware.com.br/artigos/371> >

Oxford Centre for Functional Magnetic Resonance Imaging of the Brain <<http://www.fmrib.ox.ac.uk/index.html>>

THE BRAIN IN MOTION: Functional Magnetic Resonance Imaging for Clinicians

<http://www.psiquiatria.com/congreso_old/mesas/mesa2/conferencias/2_ci_d.htm>

FMRIB Oxford Centre for Functional Magnetic Resonance Imaging of the Brain <<http://www.fmrib.ox.ac.uk/index.html>>

Center for Magnetic Resonance Research University of Minnesota: Physiological Sources of fMRI Signals <<http://www.cmrr.umn.edu/~kim/physiology.html>>

The Basics of MRI Joseph P. Hornak, Ph.D. 1996-2002 (online)
<<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>>

Manuales

Introduction Harmony syngo MR Symphony syngo MR Sonata syngo MR Upgrades to syngo MR: from Impact/Expert from Vision MR Siemens AG 2002

MR BASICS Safety Guidelines and Cryogen Handling, MR-System Overview, MR-Basic Principles, Patient Related-Adjustments Quality Assurance, Processor Configuration, Control Unit, Gradient System, RF-Basics, Magnet System Maintenance (MAGNETOM Harm./Symphony) Siemens AG 2004

Planning Guide MAGNETOM Harmony syngo MR MAGNETOM Symphony syngo MR MAGNETOM Sonata syngo MR M1-010.891.01.09.02 Siemens AG 2002

Functional Description Harmony syngo MR Symphony syngo MR Sonata syngo MR Trio Upgrades to syngo MR: from Impact/Expert from Vision MR-000.850.01.04.02 Siemens AG 2002

Patient table K2202 Diagrams

Harmony syngo MR Symphony syngo MR Sonata syngo MR Harmony Impact/Expert Symphony Vision Sonata Vision M1-010.844.06.02.02 Siemens AG 1996

Manual de Aplicaciones Técnicas MAGNETOM Harmony MAGNETOM Symphony MAGNETOM Sonata incluyendo todos los Upgrade Systems *syngo MR 2002B* Siemens AG 2002 Siemens AG, Técnica Médica, Resonancia Magnética Henkestraße 127, D-91052 Erlangen, Alemania

Glosario de RM Siemens AG 2002 Siemens AG, Técnica Médica, Resonancia Magnética Henkestraße 127, D-91052 Erlangen, Alemania

Syngo MR Manual del Operador Versión Syngo MR 2002B Siemens AG 2002 2002 Siemens AG, Técnica Médica, Resonancia Magnética Henkestraße 127, D-91052 Erlangen, Alemania

Libros

Magnets, Spins, and Resonances, An introduction to the basics of Magnetic Resonance Siemens AG 2003 Siemens AG Medical Solutions. Magnetic Resonance Henkestr. 127, D-91052 Erlangen Germany

Images by Nuclear Magnetic Resonance. A Modified Version of the EPI Method Simone Souza Ramalho, Nilson Mendes Borges, and Waldemar Wolney Filho Instituto de Física Universidade Federal de Goiás Caixa Postal 131, 74001-970, Goiânia, GO, Brazil
Received on 29 August, 2000

Cortical Activations during the Mental Rotation of Different Visual Objects K. Jordan,* H.-J. Heinze,† K. Lutz,* M. Kanowski,† and L. Jäncke*
*Institute of General Psychology and †Neurological Clinic, Otto-von-Guericke University Magdeburg, D-39106 Magdeburg, Germany Received March 27, 2000; published online November 7, 2000

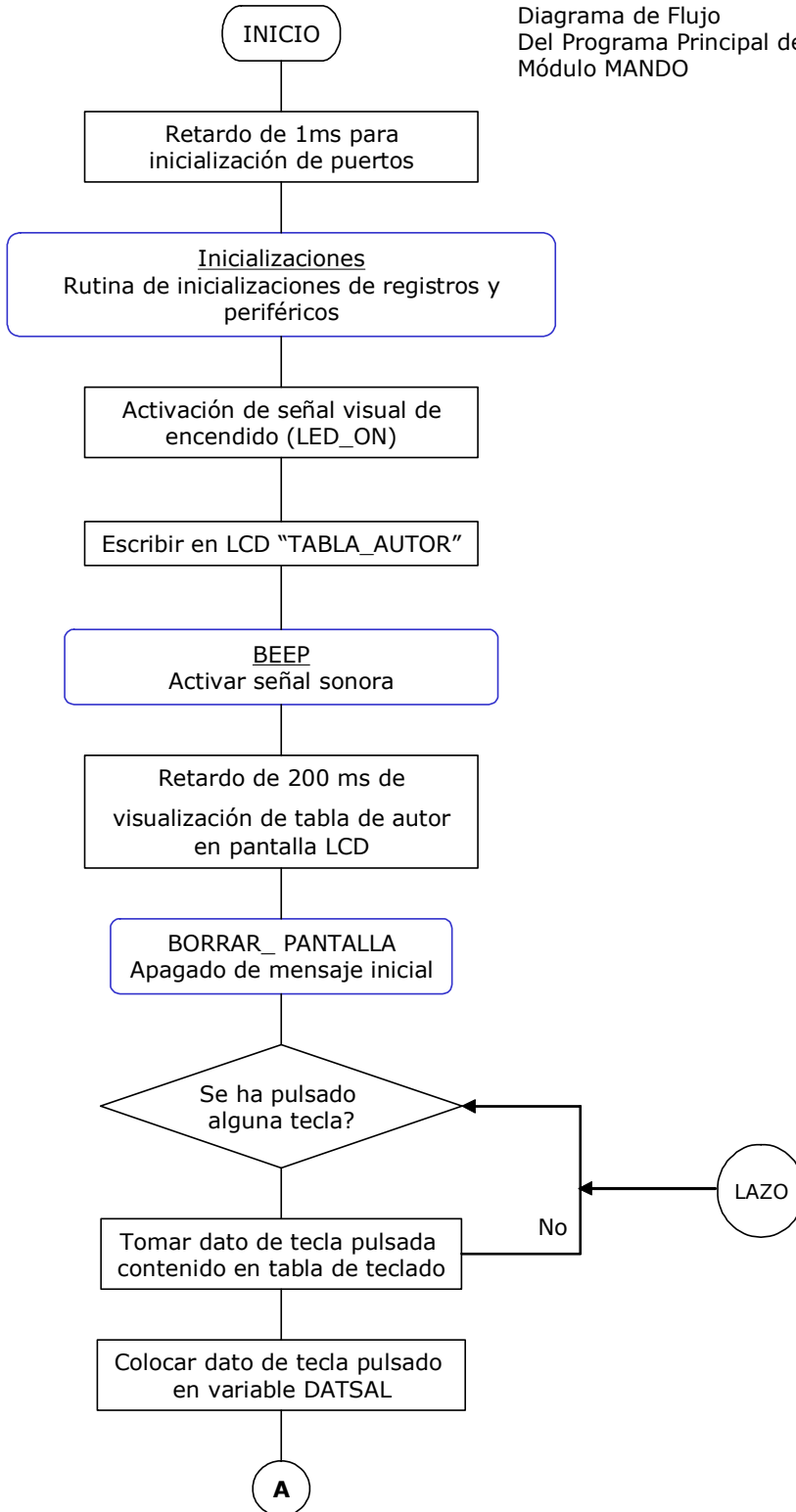
Cortical Activations during the Mental Rotation of Different Visual Objects K. Jordan,* H.-J. Heinze,† K. Lutz,* M. Kanowski,† and L. Jäncke* Institute of General Psychology and †Neurological Clinic, Otto-von-Guericke University Magdeburg, D-39106 Magdeburg, Germany Received March 27, 2000; published online November 7, 2000

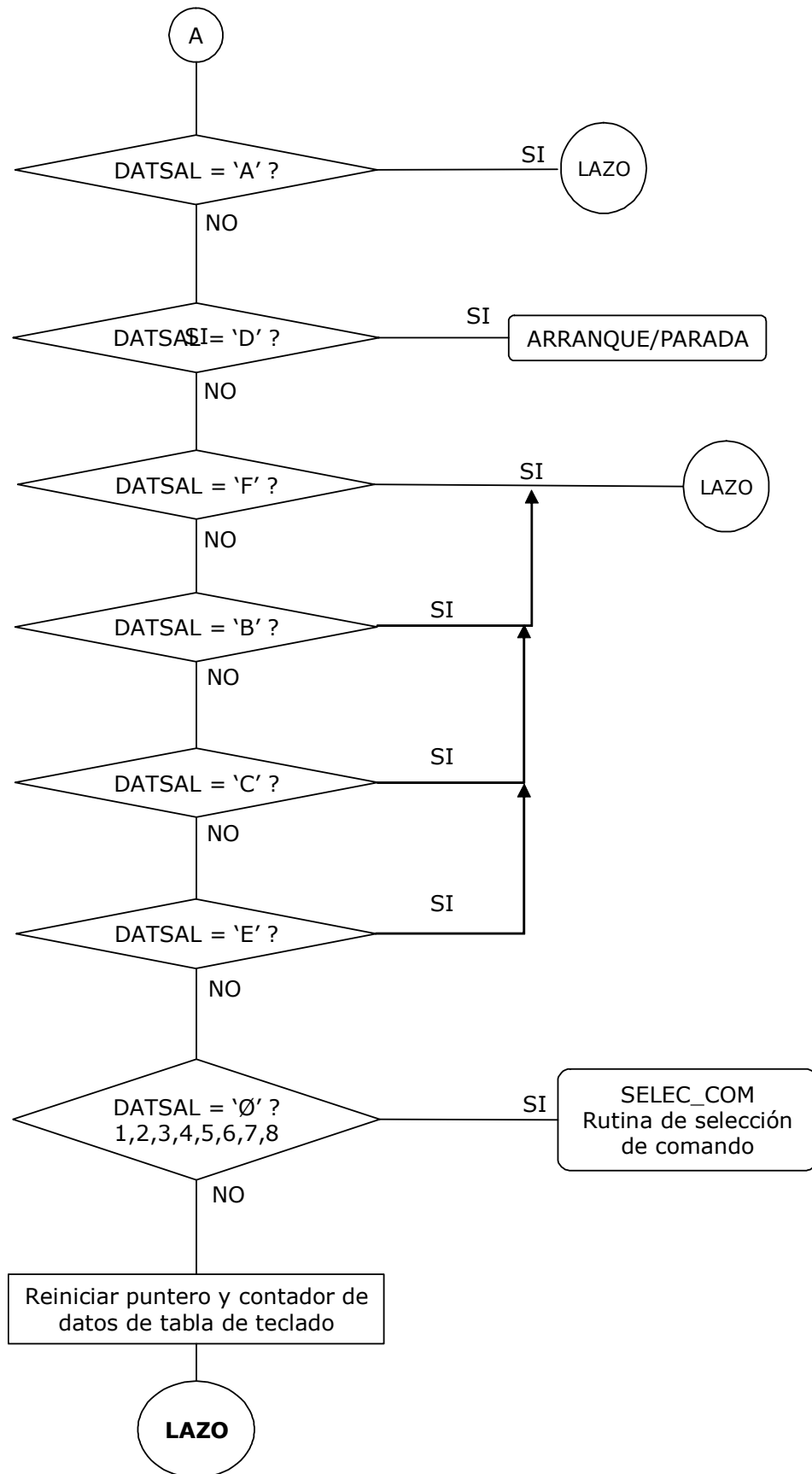
Fustini, Osvaldo "Semiología del Sistema Nervioso". Editorial El Atenea. Décima edición. 1983.

ANEXOS

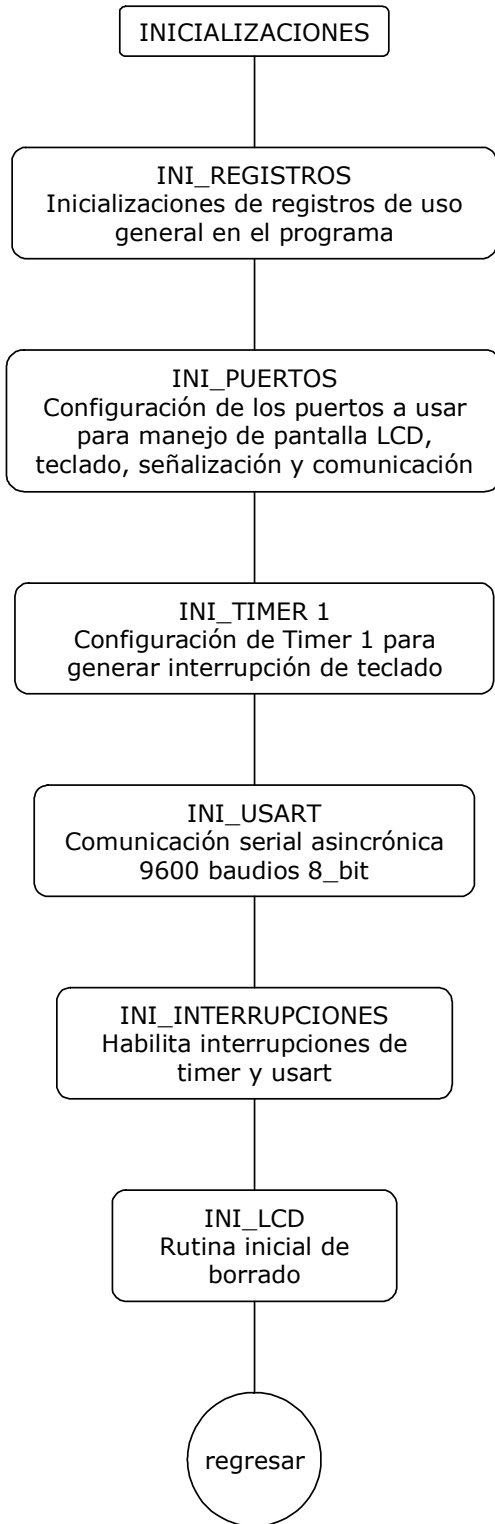
Anexos Flujogramas del Programa del Modulo MANDO

Diagrama de Flujo
Del Programa Principal del
Módulo MANDO

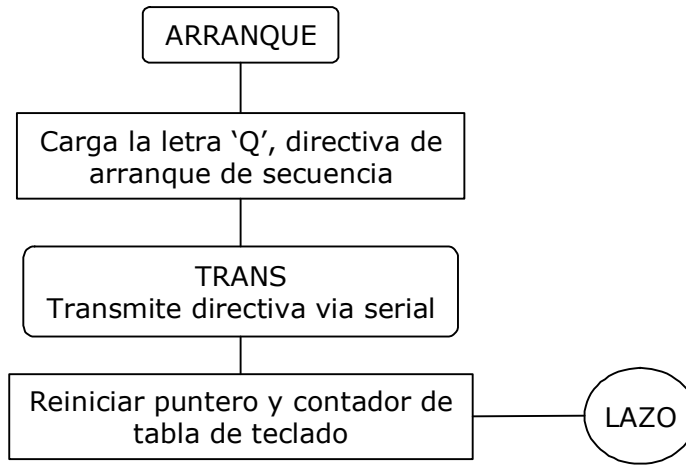




Sistema de inicialización
Módulo MANDO



Subrutina Arranque, Módulo MANDO

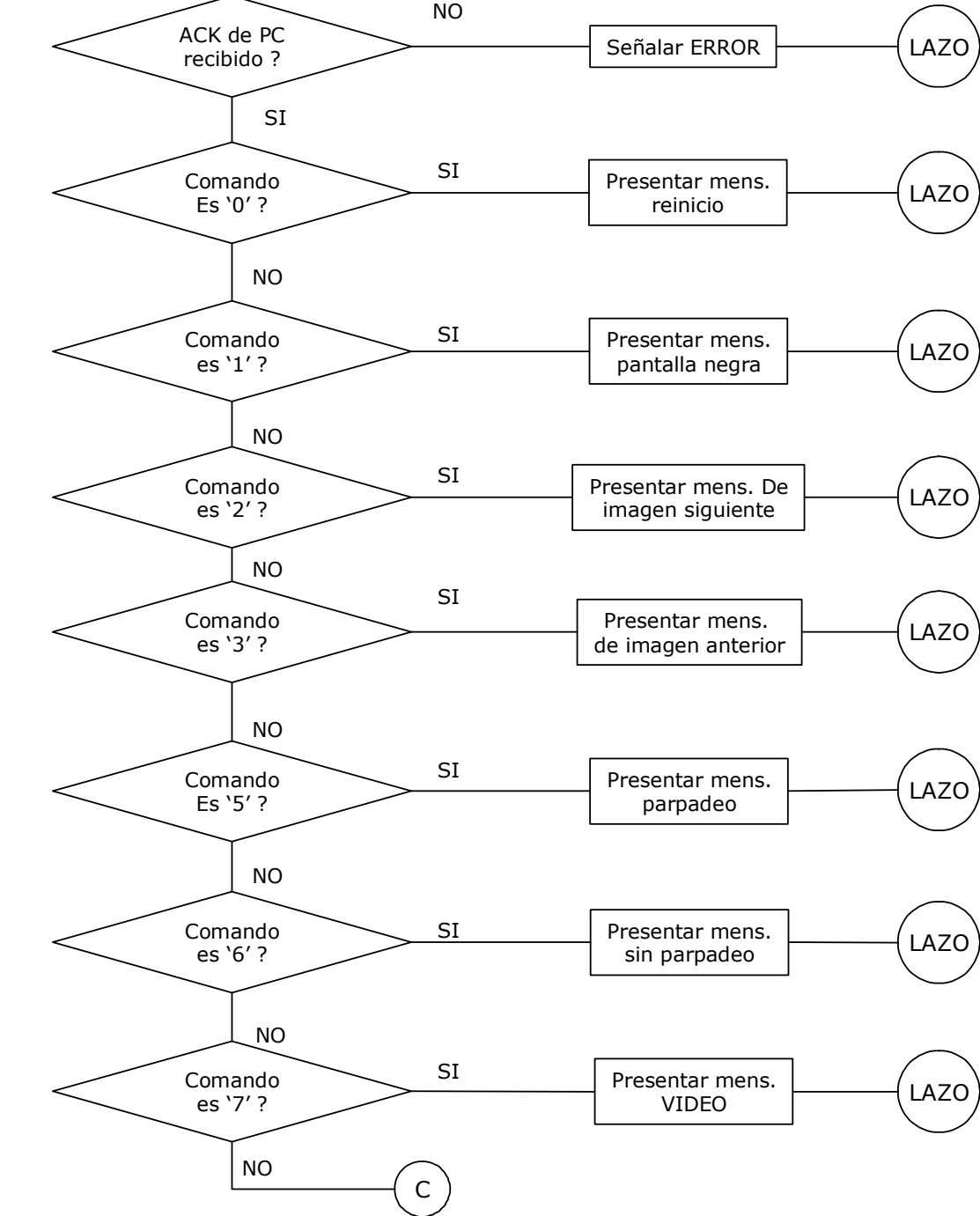


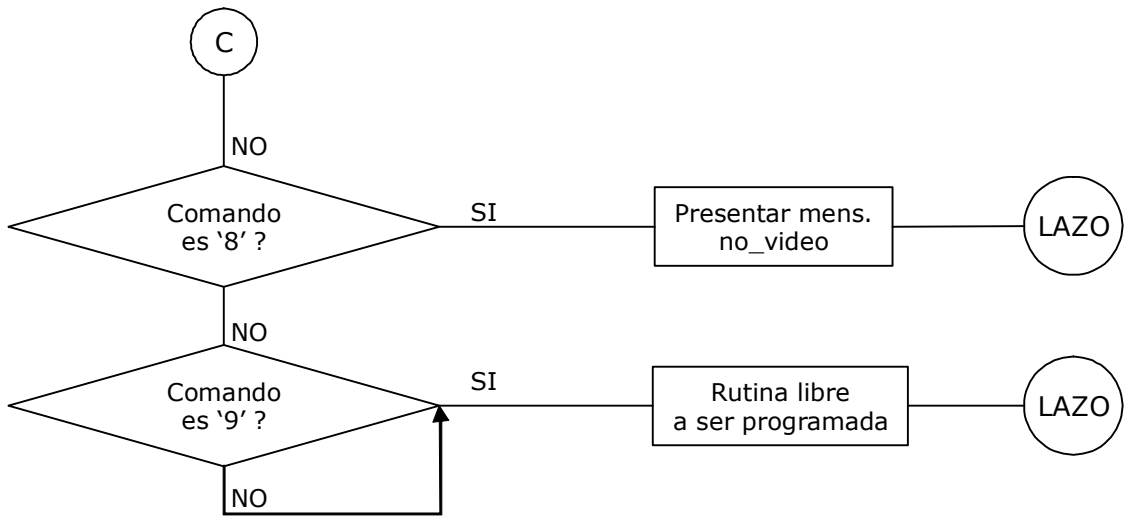
SELEC_COM

Borrar pantalla LCD

Tomar valor leído de Tabla de Teclado
Y enviar a PC via serial

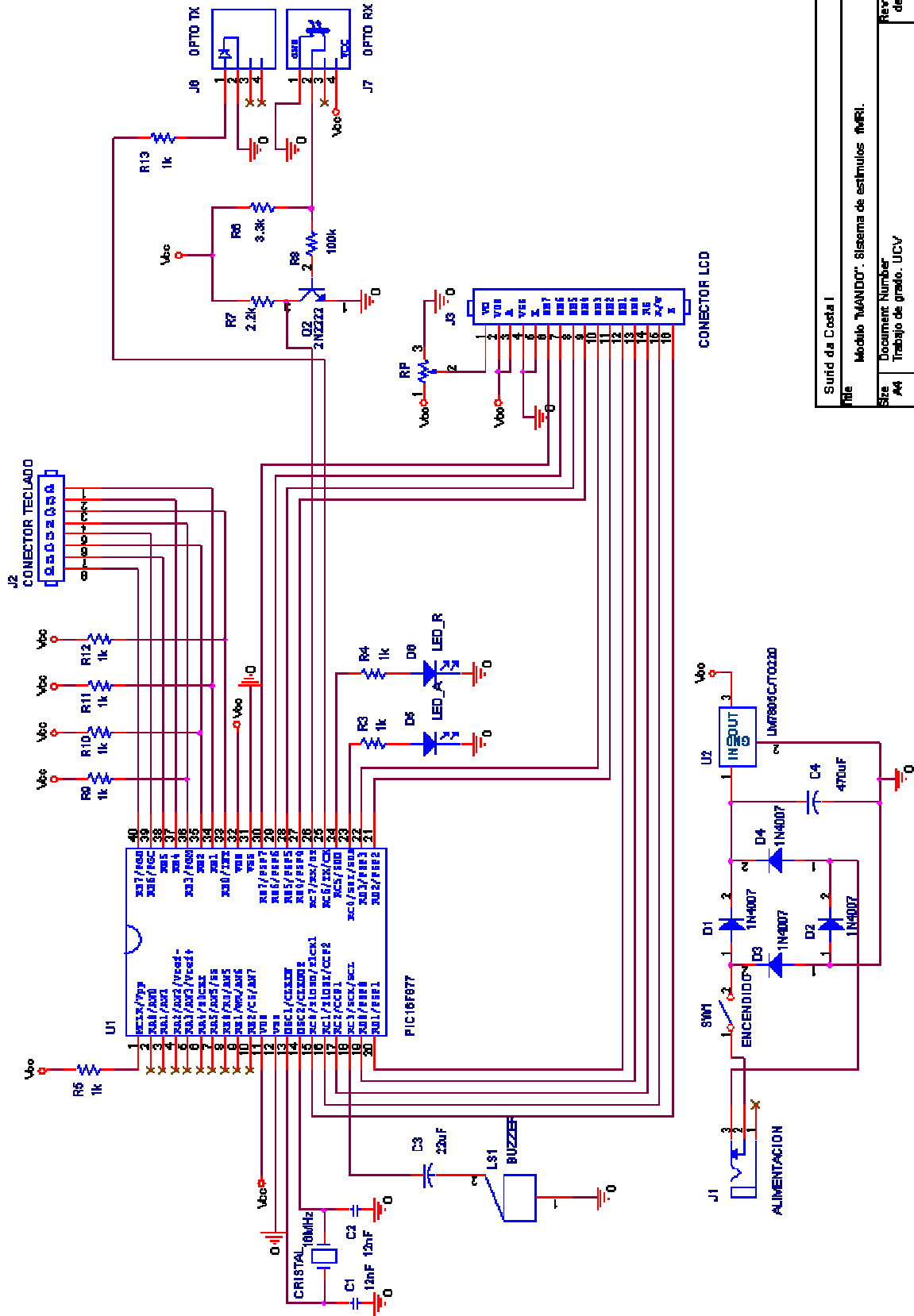
Subrutina de Selección de Comando,
Módulo MANDO





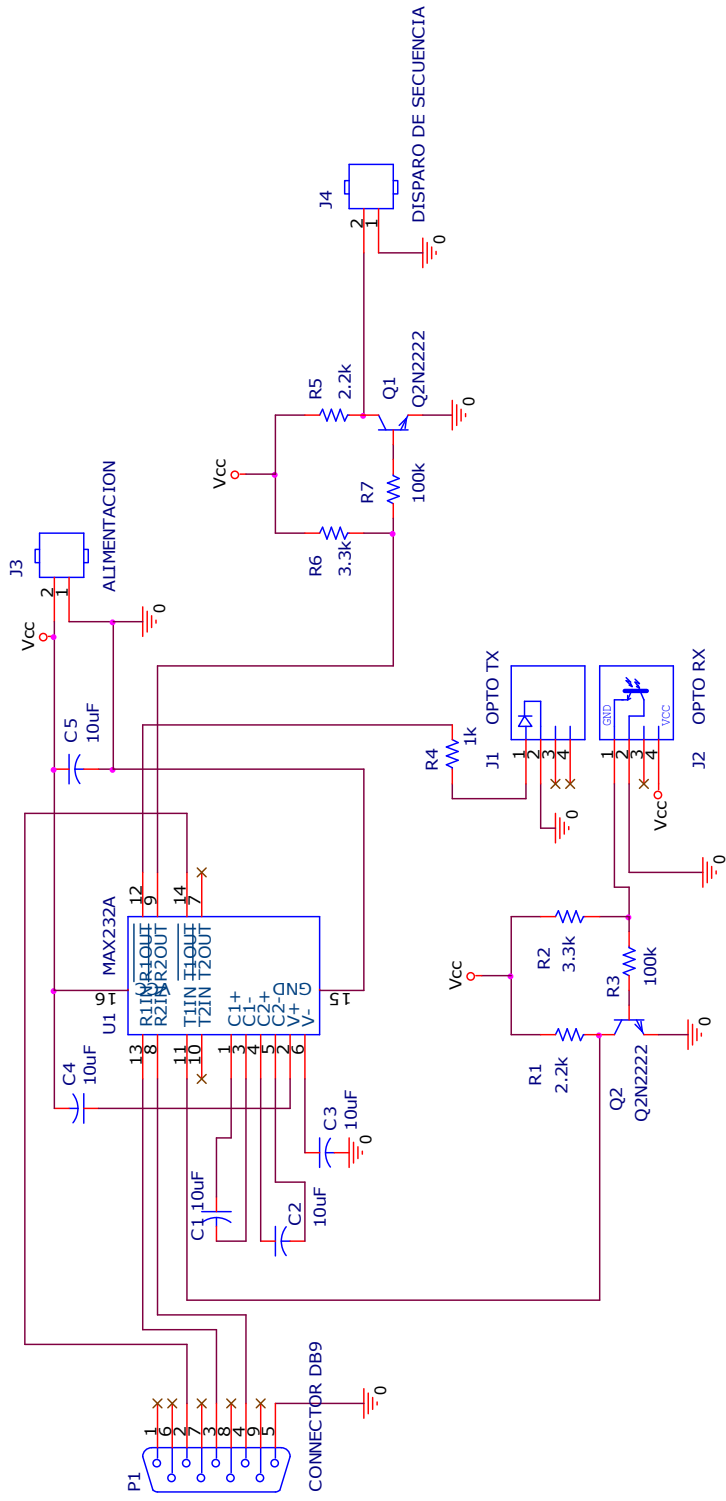
Anexos Diagramas Circuitales

MODULO (Mando) DEL SISTEMA DE ESTIMULOS VISUALES



Sund da Costa I	
Título: Módulo "Mando". Sistema de estímulos visuales (MFR).	
Size: #4	Rev: def.
Documento: Trabajo de grado. UCV	
Fecha: Friday, September 02, 2011 8:06:11 AM	


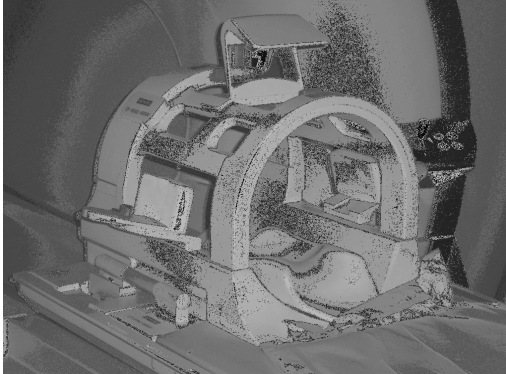
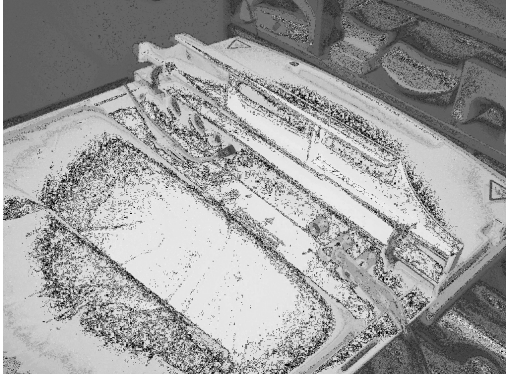

INTERFAZ OPTICA PARA EL PUERTO SERIAL

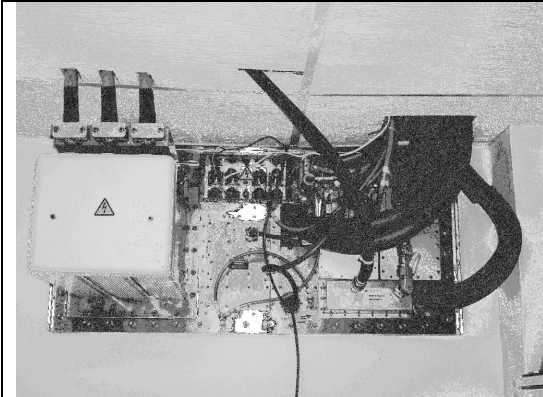


Surid da Costa I	
File	Modulo "WANDO", sistema de estímulos visuales para fMRI
Size	Document Number
Rev	def.
Sheet	1 of 1
Date:	Thursday, September 01, 2005

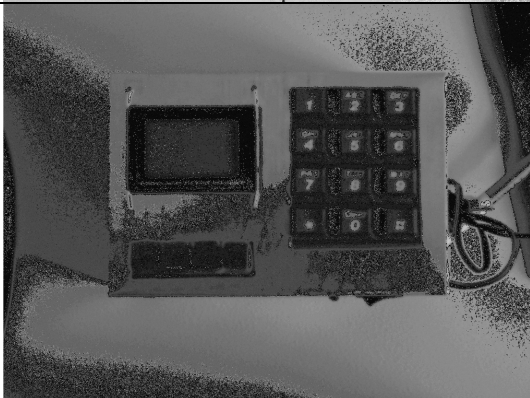
Anexos Trazados de Pistas

Anexos Fotos del Sistema

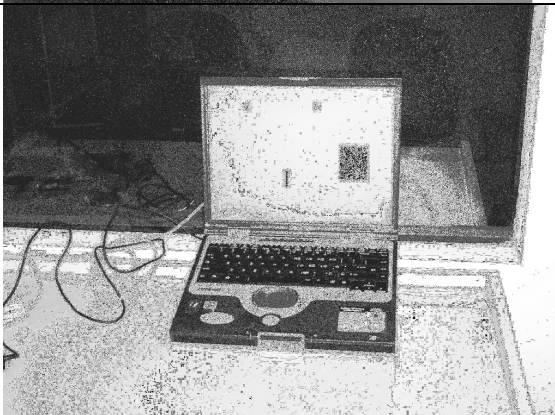
	<p>Gantry del resonador MAGNETOM Symphony en el cuarto de examinación</p>
	<p>Antena de cerebro 63.6MHz con el espejo que permite proyectar la imagen hacia los ojos del paciente</p>
	<p>Unidad fisiológica al final de la mesa del paciente</p>
	<p>Conexión de entrada de señal de disparo externo para el control de activación de las secuencias del estudio</p>



Filtro de radiofrecuencias a través del cual se introducen las líneas de fibra óptica para el control



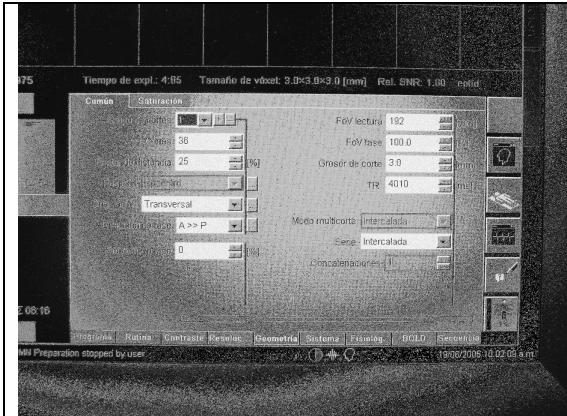
Módulo Mando del Sistema de Visualización



Computador con el software de visualización corriendo



Edificación de la compañía RESOMER. C.A ubicado en la Urbanización el Rosario de la ciudad de Mérida, Edo Mérida



Ficha de configuración de la secuencia de adquisición EPI en el software Syngo del equipo de resonancia