

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN SISTEMAS DE RADIOTERAPIA PARA LA COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN
ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**

MARCO ENRIQUE BENALCÁZAR PALACIOS
(marco_benalcazar@hotmail.com)

DIRECTOR: RAMIRO MOREJÓN, Msc.
(ramiro.morejon@epn.edu.ec)

CODIRECTOR: ROBIN ÁLVAREZ, PhD.
(robin.alvarez@epn.edu.ec)

Quito, abril del 2009

DECLARACIÓN

Yo, Marco Enrique Benalcázar Palacios, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Marco Enrique Benalcázar Palacios

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por el Sr. Marco Enrique Benalcázar Palacios, bajo mi supervisión.

Ramiro Morejón, Msc.
DIRECTOR DEL PROYECTO

Robin Álvarez, PhD.
CODIRECTOR DEL PROYECTO

DEDICATORIA

El trabajo, el esfuerzo, la dedicación y la humildad son las cosas más trascendentales que le permiten al hombre alcanzar el éxito en la vida y es lo más valioso que he aprendido día tras día de los seres a los que amo como a mi vida misma: Manuel Benalcázar y Clara Palacios, mis queridos papás y Freddy Benalcázar, mi amigo y hermano.

A ustedes, los seres más maravillosos de este mundo, les dedico el presente trabajo y lo mejor de mi vida, por ser las personas que siempre me han apoyado de todas las formas y maneras que la vida permite, por día a día luchar, soportando cualquier inclemencia del tiempo, para darme todo aquello que necesité y sobre todo por amarnos tanto por siempre.

Este trabajo también va dedicado para Myrian Borja, mi cuñada, y para Freddy Israel, Nataly Cecilia y Lisbeth Carolina, mis queridos sobrinitos, por haberme brindado su apoyo, por llenar de alegría mi vida y sobre todo por ser una familia tan linda y especial.

Finalmente a todos los compañeros y compañeras de la Escuela Politécnica Nacional, que como yo, dejamos a nuestra familia, amigos e ilusiones para venir a la ciudad Quito a buscar mejores rumbos para nuestras vidas, a todos ustedes también les dedico el presente trabajo.

Marco Benalcázar Palacios

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios y a la vida por bendecirme con el regalo más lindo que una persona anhela tener en su vida, mi querida familia, a ellos les doy infinitas gracias por todo el amor y apoyo brindado siempre.

Al Msc. Ramiro Morejón y al Dr. Robin Álvarez, profesores del Departamento de Telecomunicaciones y Redes de la Información de la EPN, por su apoyo y guía permanente, para el desarrollo y culminación exitosa del presente trabajo.

A la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEA), de manera especial a la Dra. Sandra Moreno e ingenieros Marco Frías y Jorge Bastidas, expertos de este organismo, por las facilidades y guía brindadas para la utilización de los laboratorios y equipos necesarios para la construcción y pruebas realizadas del equipo diseñado y construido en el presente trabajo.

Al Departamento de Física de la EPN, por confiar en mí y darme la oportunidad de prestarle mis servicios durante la realización de este trabajo.

A todos mis amigos y compañeros, con los que compartí gratos momentos durante el transcurso de la carrera, especialmente por haberme brindado su amistad.

A todas las personas que día a día, con sus consejos y sugerencias, me han ayudado a ser una persona de bien.

Gracias a todos.

Marco Benalcázar Palacios

ÍNDICE DE CONTENIDO

- ÍNDICE DE FIGURAS	i
- ÍNDICE DE TABLAS	iv
- LISTA DE ACRÓNIMOS Y ABREVIACIONES	v
- RESUMEN	vi
- PRESENTACIÓN	viii

CAPÍTULO I

- INTRODUCCIÓN	1
1.1 CONCEPTOS GENERALES	2
1.1.1 RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA	2
1.1.1.1 RADIACIÓN NO IONIZANTE	3
1.1.1.2 RADIACIÓN IONIZANTE	3
1.1.2 APLICACIONES MÉDICAS DE LA RADIACIÓN IONIZANTE	5
1.1.2.1 RADIOLOGÍA	5
1.1.2.2 MEDICINA NUCLEAR	6
1.1.2.3 RADIOTERAPIA	6
1.1.2.4 COBALTOTERAPIA	8
1.1.3 CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN EQUIPOS DE RADIOTERAPIA	15
1.1.3.1 PERFILES DE DOSIS	15
1.1.3.2 CURVAS DE ISODOSIS	16
1.1.3.3 MATERIALES EMPLEADOS PARA DETERMINAR LAS CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	16
1.1.3.4 PROCEDIMIENTO PARA DETERMINAR LAS CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	20
1.1.3.5 IMPORTANCIA DE LAS CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	23

CAPÍTULO II

- INTRODUCCIÓN	24
2.1 EQUIPOS DE INSTRUMENTACIÓN NUCLEAR A SER UTILIZADOS EN EL SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	25
2.1.1 DOSÍMETRO FARMER 2570	25
2.1.2 CÁMARA DE IONIZACIÓN FARMER 2571	33
2.1.3 FANTOMA DE AGUA	34
2.1.4 BRAZO MECÁNICO	36

CAPÍTULO III

- INTRODUCCIÓN	58
3.1 DISEÑO DEL SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	59
3.1.1 ESTRUCTURA DEL SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	59
3.1.2 CONSIDERACIONES GENERALES PARA EL DISEÑO	60
3.1.2.1 CONSIDERACIONES DE TIEMPO	60
3.1.2.2 CONSIDERACIONES PARA LA OPERACIÓN ENTRE EL COMPUTADOR Y LA UCMAD	60

3.1.2.3 CONSIDERACIONES PARA LA ALIMENTACIÓN ELÉCTRICA DE LA UCMAD	62
3.1.2.4 CONSIDERACIONES PARA LA FORMA DE COMUNICACIÓN ENTRE LAS UNIDADES QUE TRABAJARÁN EN LA SALA DE TRATAMIENTOS Y LAS QUE ESTARÁN EN LA SALA DE CONTROL	63
3.1.3 DISEÑO DE LA UNIDAD DE CONTROL DE MOVIMIENTO Y ADQUISICIÓN DE DATOS (UCMAD).....	63
3.1.3.1 DISEÑO DEL HARDWARE.....	63
3.1.3.2 IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DEL MICROCONTROLADOR.....	91
3.1.4 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA INFORMÁTICO (SI)	105
3.1.4.1 INTERFAZ GRÁFICA DEL SI.....	105

CAPÍTULO IV

- INTRODUCCIÓN.....	138
4.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	139
4.1.1 EVALUACIÓN DEL PROCESO DE CENTRADO DE LOS EJES DEL BRAZO MECÁNICO	139
4.1.1.1 DURACIÓN DEL PROCESO	140
4.1.1.2 EXACTITUD OBTENIDA EN EL CENTRADO DE LOS MECANISMOS DE SUJECIÓN DE LOS EJES DEL BRAZO MECÁNICO	140
4.1.1.3 RESPUESTA DEL SI	141
4.1.2 EVALUACIÓN DEL PROCESO DE ENCERADO DE LOS EJES DEL BRAZO MECÁNICO.....	141
4.1.2.1 DURACIÓN DEL PROCESO	142
4.1.2.2 RESPUESTA DEL SI	142
4.1.3 EVALUACIÓN DEL PROCESO DE MEDICIÓN.....	142
4.1.3.1 DURACIÓN DEL PROCESO	143
4.1.3.2 EXACTITUD EN EL DESPLAZAMIENTO Y DETERMINACIÓN DE LA POSICIÓN DE LOS MECANISMOS DE SUJECIÓN DE LOS EJES DEL BRAZO MECÁNICO.....	144
4.1.3.3 EXACTITUD EN LA MEDICIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN.....	151
4.1.3.4 RESPUESTA DEL SI	151

CAPÍTULO V

5.1 CONCLUSIONES.....	163
5.2 RECOMENDACIONES	167

BIBLIOGRAFÍA

- LIBROS.....	169
- ARTÍCULOS CIENTÍFICOS	169
- NORMAS DEL OIEA Y OTRAS INSTITUCIONES DE CONTROL NUCLEAR	170
- PÁGINAS WEB.....	170
- ARTÍCULOS SOBRE PROGRAMACIÓN	171
- MANUALES Y DATASHEETS	171

ANEXO A

A.1 ANÁLISIS DE REGRESIÓN	- 1 -
A.2 INTERPOLACIÓN CÚBICA DE HERMITE POR INTERVALOS	- 5 -

ANEXO B

B.1 MICROCONTROLADOR AVR ATmega 16.....	- 6 -
B.2 MAX232	- 9 -
B.3 MULTIPLEXOR ANALÓGICO 74HC4051	- 11 -
B.4 CIRCUITO INTEGRADO MM74C906	- 13 -
B.5 CIRCUITO INTEGRADO L293D	- 14 -

ANEXO C

C.1 MANUAL DE USUARIO DEL SISTEMA INFORMÁTICO (SI).....	- 17 -
---	--------

ANEXO D

D.1 ANÁLISIS DE COSTOS DEL SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	- 20 -
---	--------

ANEXO E

E.1 COMPONENTES DE LA UNIDAD DE CONTROL DE MOVIMIENTO Y ADQUISICIÓN DE DATOS (UCMAD).....	- 24 -
E.2 LABORATORIO DE DOSIMETRÍA SECUNDARIA NORMALIZADA DE LA COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA	- 26 -

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Espectro Electromagnético	2
Figura 1.2: Grado de penetración de cada tipo de radiación ionizante	5
Figura 1.3: Radioterapia utilizando un acelerador lineal de electrones	6
Figura 1.4: Equipo de radioterapia	8
Figura 1.5: Irradiación de un tumor localizado en el pecho	8
Figura 1.6: Esquema del proceso de formación y desintegración del Co-60	9
Figura 1.7: Corte transversal de un Theratrón	11
Figura 1.8: Esquema de un equipo de cobaltoterapia	13
Figura 1.9: Búnker con un equipo de cobaltoterapia	14
Figura 1.10: Movimientos que tiene cada parte de un equipo de cobaltoterapia	14
Figura 1.11: Forma de un perfil de dosis	16
Figura 1.12: Ejemplo de curvas de isodosis expresadas en porcentaje	16
Figura 1.13: Estructura interna de una cámara de ionización	17
Figura 1.14: Diagrama de conexión entre un dosímetro y una cámara de ionización	18
Figura 1.15: Fotografía de un fantoma geométrico	19
Figura 1.16: Fotografía de un fantoma antropomórfico	19
Figura 1.17: Esquema de uso de un fantoma, un dosímetro y una cámara de ionización ..	20
Figura 1.18: Esquema para hallar curvas de distribución de dosis	22
Figura 1.19: Esquema de conexión de equipos para hallar curvas de distribución de dosis	22
Figura 2.1: Dosímetro Farmer 2570	26
Figura 2.2: Controles del dosímetro Farmer 2570	27
Figura 2.3: Arquitectura electrónica del dosímetro Farmer 2570	29
Figura 2.4: Circuito de salida de datos del dosímetro Farmer 2570	30
Figura 2.5: Circuito de los pulsadores de control del dosímetro Farmer 2570	30
Figura 2.6: Formato de los datos que entrega el dosímetro por cada medición	32
Figura 2.7: Cámara de ionización Farmer 2571	33
Figura 2.8: Fantoma de agua	34
Figura 2.9: Cortes de las paredes del fantoma	35
Figura 2.10: Fotografía del brazo mecánico Therados	36
Figura 2.11: Partes mecánicas del brazo mecánico Therados	37
Figura 2.12: Dimensiones de los ejes del brazo mecánico	38
Figura 2.13: Partes electrónicas del a) eje de 385 [mm] y b) eje de 415 [mm]	39
Figura 2.14: Conectores DB15 del a) eje de 385 [mm] y b) eje de 415 [mm]	39
Figura 2.15: Montaje del brazo mecánico en el fantoma con agua a) en posición horizontal y b) en posición vertical	40
Figura 2.16: Gráfico de la distancia en función del tiempo para el eje de 415 [mm]	43
Figura 2.17: Gráfico de la distancia en función del tiempo para el eje de 415 [mm]	45
Figura 2.18: Gráfico de la distancia en función del tiempo para el eje de 385 [mm]	47
Figura 2.19: Gráfico de la distancia en función del tiempo para el eje de 385 [mm]	49
Figura 2.20: Esquema de un potenciómetro de uno de los ejes del brazo mecánico	54
Figura 2.21: Esquema de conexión de un CAD a un potenciómetro	56
Figura 3.1: Diagrama de Bloques del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis	61
Figura 3.2: Esquema de trabajo entre el computador y la UCMAD	62

Figura 3.3: Arquitectura electrónica de la Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD)	65
Figura 3.4: Esquema del circuito para la comunicación entre el PC y la UCMAD.....	68
Figura 3.5: Circuito para la comunicación entre el PC y la UCMAD	69
Figura 3.6: Esquema del circuito para multiplexar las señales de datos tanto del PC como del dosímetro	70
Figura 3.7: Circuito para multiplexar las señales de datos tanto del PC como del dosímetro	71
Figura 3.8: Circuito de salida de datos del dosímetro	72
Figura 3.9: Esquema del circuito de la UCMAD para controlar el dosímetro.....	73
Figura 3.10: Circuito de la UCMAD para controlar el dosímetro	75
Figura 3.11: Circuito de la UCMAD para controlar el dosímetro (con cable de extensión)	77
Figura 3.12: Esquema del circuito de la UCMAD para controlar el movimiento de los ejes del brazo mecánico	79
Figura 3.13: Circuito de la UCMAD para controlar el movimiento de los ejes del brazo mecánico	81
Figura 3.14: Distancia para el eje de 415 [mm] en función de los valores de su CAD	86
Figura 3.15: Distancia para el eje de 385 [mm] en función de los valores de su CAD	87
Figura 3.16: Circuito de reset del microcontrolador	89
Figura 3.17: Diagrama de bloques de la fuente de alimentación eléctrica de la UCMAD	90
Figura 3.18: Fuente de alimentación eléctrica de la UCMAD	91
Figura 3.19: Diagrama de flujo general del software del microcontrolador de la UCMAD	92
Figura 3.20: Diagrama de flujo para la orden encerrar ejes del brazo mecánico	94
Figura 3.21: Diagrama de flujo para la orden centrar ejes del brazo mecánico	95
Figura 3.22: Diagrama de flujo para ajustar posición de los ejes del brazo mecánico	96
Figura 3.23: Diagrama de flujo para leer el valor que entrega un CAD	97
Figura 3.24: Diagrama de flujo para la orden de ejecutar medición	98
Figura 3.25: Ejes de medición de posición y dosis	100
Figura 3.26: Diagrama de flujo para recibir datos del SI.....	101
Figura 3.27: Diagrama de flujo del “PROCESO 1”	102
Figura 3.28: Diagrama de flujo del “PROCESO 2”	103
Figura 3.29: Diagrama de flujo para medir posición y dosis	104
Figura 3.30: Interfaz gráfica del SI	106
Figura 3.31: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Menú”	107
Figura 3.32: Cuadro de dialogo cuando se selecciona la opción “Imprimir”	108
Figura 3.33: Cuadro de dialogo que aparece cuando se selecciona la opción “Abrir”	109
Figura 3.34: Cuadro de dialogo que aparece cuando se selecciona la opción “Salir”	109
Figura 3.35: Perfiles de dosis generados a partir de los datos del archivo “DEMO.xls”. ..	110
Figura 3.36: Curvas de isodosis generadas a partir de los datos del archivo “DEMO.xls”	111
Figura 3.37: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Editar”	112
Figura 3.38: Cuadro de dialogo que aparece cuando se selecciona la opción “Puerto” ..	113
Figura 3.39: Configuración por defecto que aparece cuando selecciona la opción “Parámetros de medición”	114
Figura 3.40: Cuadro de dialogo para asignar un directorio y un nombre para el archivo de de Excel que contendrá lo resultados de una medición	115
Figura 3.41: Mensaje de error cuando algún parámetro es ingresado incorrectamente... ..	115

Figura 3.42: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Posicionar”	117
Figura 3.43: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Ver”	118
Figura 3.44: Axes que se despliegan con la opción “Perfiles individuales”	119
Figura 3.45: Axes que se despliega con la opción “Perfil total”	120
Figura 3.46: Axes que se despliega con la opción “Curvas de isodosis”	121
Figura 3.47: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Interpolar”	121
Figura 3.48: Axes que se despliegan con la opción “Perfiles individuales”	123
Figura 3.49: Axes que se despliega con la opción “Perfil total”	123
Figura 3.50: Axes que se despliega con la opción “Curvas de isodosis”	124
Figura 3.51: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Ayuda”	125
Figura 3.52: Ventana que se despliega con la opción “Ayuda del fantoma”	125
Figura 3.53: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Acerca de...”	126
Figura 3.54: Opciones que contiene el cuadro “Plano de Medición”	126
Figura 3.55: Listbox del cuadro “Resultados de la Medición”	127
Figura 3.56: Cuadro “Fecha”	127
Figura 3.57: Valores que se muestran en el cuadro “Resultados”	128
Figura 3.58: Axes del cuadro “Perfiles de dosis”	128
Figura 3.59: Procedimiento que se sigue para realizar una medición	131
Figura 3.60: Mensaje de error del SI (1)	133
Figura 3.61: Mensaje de error del SI (2)	133
Figura 3.62: Mensaje de error del SI (3)	134
Figura 3.63: Mensaje de error del SI (4)	134
Figura 3.64: Mensaje de error del SI (5)	135
Figura 3.65: Mensaje de error del SI (6)	135
Figura 3.66: Mensaje de error del SI (7)	135
Figura 3.67: Mensaje de error del SI (8)	136
Figura 3.68: Mensaje de error del SI (9)	136
Figura 3.69: Mensaje de recomendación del SI (1)	137
Figura 3.70: Mensaje de recomendación del SI (2)	137
Figura 3.71: Mensaje de aviso del SI (1)	137
Figura 4.1: Proceso de centrado de los ejes del brazo mecánico	141
Figura 4.2: Proceso de encerado de los ejes del brazo mecánico.....	142
Figura 4.3: Valores utilizados para determinar el error en el posicionamiento de los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico.....	145
Figura 4.4: Conexión de equipos para realizar una medición	152
Figura 4.5: Puerto escogido para comunicar el SI con la UCMAD.....	152
Figura 4.6: Plano seleccionado para ejecutar la medición	152
Figura 4.7: Valores ingresados para ejecutar la medición	153
Figura 4.8: Nombre y directorio en el que se guardan los resultados de la medición.....	153
Figura 4.9: Proceso de envío de datos desde el SI hacia la UCMAD	154
Figura 4.10: Interfaz gráfica del SI con los resultados de la medición	155
Figura 4.11: Perfiles de dosis generados con datos de una medición	157
Figura 4.12: Perfiles de dosis generados con interpolación de datos de una medición ...	158
Figura 4.13: Curvas de isodosis generadas con datos de una medición.....	159
Figura 4.14: Curvas de isodosis generadas mediante interpolación de datos de una medición	160

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Características generales del dosímetro Farmer 2570.....	26
Tabla 2.2: Unidades en las que el dosímetro puede expresar un valor de dosis.....	33
Tabla 2.3: Características generales de la cámara de ionización Farmer 2571	34
Tabla 2.4: Características generales del fantoma de agua.....	35
Tabla 2.5: Función de cada pin de los conectores DB15 de los ejes del brazo mecánico..	40
Tabla 2.6: Datos de tiempo y distancia para el eje de 415 [mm]	42
Tabla 2.7: Comparación entre los valores medidos y los valores calculados	45
Tabla 2.8: Datos de tiempo y distancia para el eje de 385 [mm]	46
Tabla 2.9: Comparación entre los valores medidos y los valores calculados	49
Tabla 2.10: Datos de distancia y resistencia para el potenciómetro del eje de 415 [mm] .	51
Tabla 2.11: Datos de distancia y resistencia para el potenciómetro del eje de 385 [mm] .	52
Tabla 3.1: Detalle del requerimiento mínimo de memoria RAM del microcontrolador....	66
Tabla 3.2: Detalle del requerimiento mínimo de pines del microcontrolador.....	66
Tabla 3.3: Precisión que ofrecen los CADs en función de sus bits de resolución para determinar la distancia recorrida por cada mecanismo de sujeción del brazo mecánico	67
Tabla 3.4: Conexión de los pines de alimentación eléctrica del integrado 74HC4051	71
Tabla 3.5: Distribución de pines del conector DB9 macho de la UCMAD para controlar el dosímetro	76
Tabla 3.6: Distribución de pines del conector DB9 macho del dosímetro.....	78
Tabla 3.7: Pines de conexión a “GND” del driver L293D	80
Tabla 3.8: Distribución de pines del conector VGA macho de la UCMAD	82
Tabla 3.9: Distribución de pines del conector VGA hembra de la UCMAD.....	83
Tabla 3.10: Datos de distancia con su correspondiente valor de CAD (eje de 415 [mm])	85
Tabla 3.11: Datos de distancia con su correspondiente valor de CAD (eje de 385 [mm])	88
Tabla 3.12: Rango de valores que se pueden ingresar en cada uno de los campos del cuadro de dialogo para configurar los parámetros de medición.....	116
Tabla 3.13: Formato del archivo de Excel que contiene los resultados de una medición	132
Tabla 4.1: Error en el centrado de los ejes del brazo mecánico	140
Tabla 4.2: Datos de error de desplazamiento para el eje de 385 [mm]	146
Tabla 4.3: Datos de error de desplazamiento para el eje de 415 [mm]	147
Tabla 4.4: Datos de cálculo de posición para un tamaño de campo de 180 x 180 [mm ²]	149
Tabla 4.5: Datos de cálculo de posición para un tamaño de campo de 45 x 45 [mm ²]....	149
Tabla 4.6: Datos de cálculo de posición para un tamaño de campo de 90 x 90 [mm ²]....	150
Tabla 4.7: Datos de cálculo de posición para un tamaño de campo de 180 x 180 [mm ²]	150
Tabla 4.8: Resultados que contiene la hoja de Excel en la que se guardó los resultados de una medición	162

LISTA DE ACRÓNIMOS Y ABREVIACIONES

CEEA	Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica (español)
IAEA	International Atomic Energy Agency (inglés)
UCMAD	Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos
SI	Sistema Informático
CAD	Convertidor analógico digital
TTL	Lógica transistor a transistor
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
ROM	Memoria de solo lectura
RAM	Memoria de acceso aleatorio
MUX	Multiplexor
AVR	Familia de microcontroladores de ATMEL
DCE	Equipo de comunicación de datos
DTE	Equipo terminal de datos
PC	Computador personal
UTP	Par trenzado no blindado
DC	Corriente directa
AC	Corriente alterna
GND	Señal de Tierra
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor

RESUMEN

La Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEA) es el ente regulador en nuestro país del manejo de la energía atómica con fines de aplicación pacífica, la cual en la actualidad se utiliza mayoritariamente para aplicaciones médicas en el tratamiento del cáncer, tarea en la que se emplean a los sistemas de radioterapia, ya sea a través de las unidades de cobaltoterapia o los aceleradores lineales de electrones, los cuales necesitan ser calibrados en sus diferentes partes, para asegurar el éxito en el empleo de los mismos para el tratamiento de afecciones oncológicas y con ello disminuir sus efectos colaterales en los pacientes.

Los sistemas de cobaltoterapia utilizan a fuentes radioactivas de cobalto-60 (Co-60) para producir haces de fotones alta frecuencia y energía, los mismos que son capaces de quemar el tejido vivo que se encuentre a su paso y es precisamente por esta característica, que se los utiliza para destruir las células cancerígenas que se encuentren en una determinada región del cuerpo humano, naturalmente que para esta tarea, el haz debe ser direccionado mayoritariamente a la zona del cuerpo que presenta la patología, causando un mínimo daño en los tejidos sanos que estén próximos a ésta, para lo cual es necesario disponer de información acerca de la forma que presenta el haz de radiación a una determinada distancia desde el punto donde se encuentra la fuente, así como datos de intensidad de radiación en función del tiempo (dosis) y a diferentes profundidades del cuerpo humano, para lo cual se emplean a los sistemas de medición de distribución de dosis, los mismos que entregan curvas de isodosis y perfiles de dosis, de los que se extrae la información antes descrita.

Hasta el momento la CEEA no cuenta con un equipo que realice la tarea antes mencionada y estos procedimientos se ejecutan manualmente, lo cual toma demasiado tiempo y además adquirir una de estas unidades en el mercado de equipos médicos resulta bastante costoso, por lo que es necesario diseñar y construir un equipo que realice de manera automática dicha función y otras que sirvan de complemento a la misma y que además cumpla con la normativa que el

Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) da para la operación de dichas unidades.

Por lo anteriormente expuesto en el presente proyecto se diseña y construye un Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, a un bajo costo y empleando equipos de instrumentación nuclear que dispone la CEEA, el cual en su estructura contiene hardware y software, componentes que son controlados por el usuario desde un computador, para obtener curvas de distribución de dosis, (perfiles de dosis y/o curvas de isodosis), con lo cual se da una solución efectiva al problema anteriormente descrito.

Finalmente de las pruebas realizadas al Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis en el Laboratorio de Patrones Secundarios de la CEEA, se obtuvieron resultados satisfactorios que cumplen con la normativa del OIEA para este propósito, lo cual da seguridad en el empleo de dicho equipo para la calibración de sistemas de radioterapia.

PRESENTACIÓN

En el presente trabajo se diseña y construye un Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis para la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEAA), cuya función principal es mostrar curvas de distribución de dosis, sean éstas perfiles de dosis o curvas de isodosis, gráficas que son utilizadas para calibrar la estructura de colimación y cuñas de los sistemas de radioterapia, con el objetivo de maximizar el éxito en el empleo de los mismos para el tratamiento de afecciones oncológicas (tumores y/o cáncer).

Para este propósito, en el capítulo I se hace una breve descripción de las diferentes aplicaciones que tiene la radiación ionizante, profundizando el detalle sobre aquellas de tipo médico, en las que fundamentalmente se emplea para el tratamiento del cáncer a través de los sistemas de cobaltoterapia, al respecto de los cuales se describe su estructura básica, así como el procedimiento que se sigue para la calibración de los mismos, en base a las normas que existen para este efecto y que son dictadas por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).

En el capítulo II se describe la estructura y funcionamiento de los equipos de instrumentación nuclear (dosímetro, cámara de ionización, fantoma y brazo mecánico), que dispone la CEEAA y que serán empleados para la construcción del sistema antes mencionado, poniendo especial énfasis en el detalle de las partes mecánicas y electrónicas, que intervendrán en el diseño y construcción de este equipo.

El capítulo III trata sobre el diseño e implementación tanto del hardware y software de una Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD) como de un software que actúa de interfaz para el usuario, denominado Sistema Informático (SI), el cual en base a las órdenes que recibe del usuario, controla automáticamente y en tiempo real el funcionamiento de la UCMAD, la cual a su vez opera tanto al dosímetro como al brazo mecánico para ejecutar

procesos de medición, luego de lo cual y como resultado de dicho proceso, el SI presenta al usuario tanto perfiles de dosis como curvas de isodosis, para lo cual posee algunas herramientas para mejorar la presentación de la información que ofrecen dichas gráficas, al respecto de las cuales se explica su forma de trabajo y los resultados que se obtienen con cada una de ellas.

Finalmente en el capítulo IV se presentan los resultados obtenidos para cada uno de los procesos que ejecuta el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, los cuales fueron obtenidos mediante pruebas de campo realizadas en el Laboratorio de Patrones Secundarios de la CEEA y sobre los cuales se hace un análisis y evaluación, con lo cual se determina la precisión y exactitud del sistema, encontrando que cumple con los requerimientos que el OIEA plantea para el uso de este tipo de equipos.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo se hace una descripción de la radiación electromagnética y su correspondiente clasificación, según el efecto que producen los diferentes rangos de frecuencias al interactuar con la materia, pudiéndose de esta manera distinguir dos tipos de radiación: no ionizante y ionizante, sobre las cuales se mencionan, de forma general, sus efectos cuando éstas interactúan especialmente con la materia viva. Al respecto de la radiación ionizante se mencionan sus tipos, con su correspondiente grado de agresividad sobre la materia.

Debido a que el propósito de la presente tesis es trabajar dentro del campo de la aplicación médica de la radiación ionizante, se detalla los usos más comunes de la misma, señalando sus aspectos más importantes y profundizando en la descripción acerca de la radioterapia, a través del empleo de fuentes radioactivas de cobalto-60 (Co-60), denominada comúnmente como cobaltoterapia, la cual sirve para el tratamiento de patologías de carácter oncológico (tumores y/o cáncer). Se menciona también la estructura básica de un equipo de cobaltoterapia, indicando las características y funciones principales de cada una de sus partes, esto debido a que la mayoría de clínicas y hospitales del país cuentan con este tipo de equipos y por lo tanto el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis que se diseñará y construirá en el capítulo III, va a operar en mayor proporción con este tipo de unidades, antes que con aceleradores lineales de electrones que también se emplean para radioterapia.

Para mantener un adecuado funcionamiento de las unidades de cobaltoterapia, especialmente en lo que se refiere a que el haz de radiación llegue únicamente a la zona afectada del paciente y no destruya órganos o tejidos sanos, es importante que estos equipos sean revisados y calibrados cada cierto tiempo, o cuando éstos así lo requieran, y es aquí precisamente donde interviene la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEA), que es el órgano regulador

del manejo de la energía nuclear con fines de aplicación pacífica en el Ecuador, la cual para conseguir este propósito usará entre varios equipos al Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, el cual para su operación empleará algunos criterios de dosimetría, especialmente en lo que se refiere a la obtención de curvas de distribución de dosis, sean estas perfiles de dosis o curvas de isodosis, por lo cual al final de este capítulo se indican y describen los materiales, el procedimiento y la importancia de obtener las gráficas antes mencionadas.

Finalmente se describe la importancia que tienen las curvas de distribución de dosis para ajustar tanto la profundidad de penetración (perfiles de dosis) como la geometría superficial del haz de radiación (curvas de isodosis), todo esto con el objetivo de conseguir el éxito de la terapia.

1.1 CONCEPTOS GENERALES

1.1.1 RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA

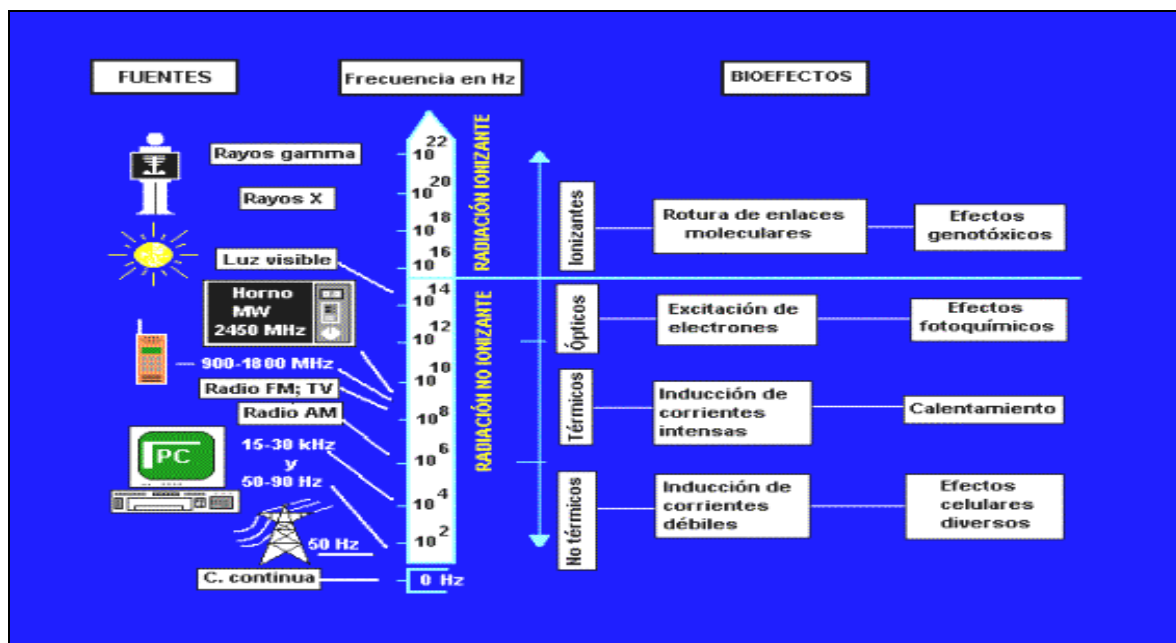


Figura 1.1: Espectro Electromagnético¹

¹Fuente: www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/EMC/trabajos_01_02

La radiación es una forma de energía que se propaga en forma de ondas electromagnéticas. Algunas se producen de forma natural como la radiación solar y otras se producen artificialmente. El conjunto de estas ondas forma el denominado espectro electromagnético (Figura 1.1), que abarca desde las radiaciones no ionizantes (de bajas frecuencias y longitudes de onda largas) a las radiaciones ionizantes de gran energía (con frecuencias elevadas y longitudes de onda cortas).

1.1.1.1 RADIACIÓN NO IONIZANTE

Es aquella cuyo rango de frecuencias va desde 0 [Hz] hasta aproximadamente 1×10^{15} [Hz] y no es capaz de producir iones al interactuar con los átomos de cualquier material, sea éste vivo o inerte. Abarca todas las frecuencias correspondientes a:

- Ultravioleta
- Espectro visible
- Infrarrojo
- Radiofrecuencias
- Frecuencias bajas

Al interactuar con la materia puede producir los siguientes efectos:

- Inducción de corrientes
- Efectos térmicos
- Efectos fotoquímicos

1.1.1.2 RADIACIÓN IONIZANTE

Son partículas cargadas (electrones o protones) o neutras (fotones o neutrones), capaces de producir ionizaciones y con ello desequilibrios físicos, químicos o biológicos sobre la materia viva.

Las radiaciones ionizantes pueden provenir de sustancias radioactivas que emiten dichas radiaciones de forma espontánea o de generadores artificiales tales como los generadores de rayos X y los aceleradores lineales de partículas. Las procedentes de fuentes que se encuentran en la corteza terráquea de forma natural tienen frecuencias entre 3×10^{19} [Hz] y 3×10^{22} [Hz] y se clasifican en:

- Radiación alfa
- Radiación beta
- Radiación gamma

1.1.1.2.1 Radiación Alfa

Son partículas de carga positiva análoga a un núcleo de helio. Producen una elevada ionización y tienen corto recorrido (aproximadamente 2 [cm] en el aire). En su interacción con la materia no son capaces de atravesar una hoja de papel o la piel humana y se frenan en unos pocos centímetros de aire (Figura 1.2).

1.1.1.2.2 Radiación Beta

Son electrones, es decir, partículas de carga negativa. Presentan menor poder de ionización que las partículas alfa debido a su pequeña masa y tienen un recorrido de metros en el aire. En el cuerpo humano pueden llegar a sobrepasar la piel, pero no el tejido subcutáneo (Figura 1.2).

1.1.1.2.3 Radiación Gamma

La radiación gamma es de carácter electromagnético, es muy energética y con un poder de penetración considerable. En el aire llega muy lejos y para detenerla se hace preciso utilizar barreras de materiales densos, como el plomo o el hormigón (Figura 1.2).

Desde el momento en el que la radiación gamma entra en una sustancia, su intensidad empieza a disminuir, debido a que en su camino va chocando con

distintos átomos. En el caso de los seres vivos, de esa interacción con las células pueden derivarse serios daños en la piel o en los tejidos internos.

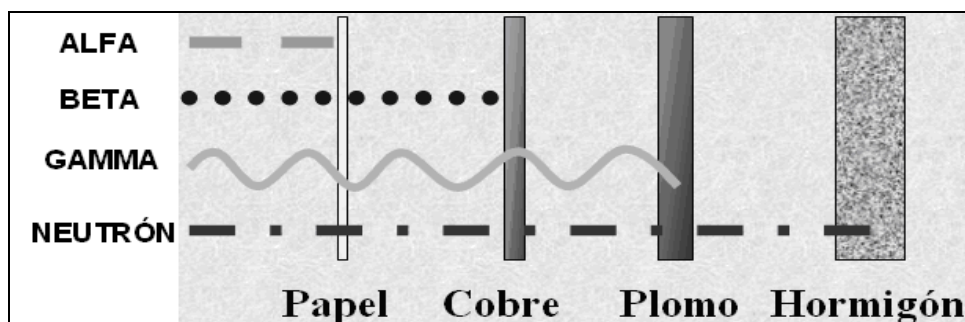


Figura 1.2: Grado de penetración de cada tipo de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes tienen varias aplicaciones dentro de:

- La investigación: en nutrición, genética, biología molecular, etc.
- La electricidad: en la generación de la misma.
- La industria: en radiografía industrial, esterilización, control de procesos, entre otras.
- La medicina: en el diagnóstico de enfermedades, terapia, etc.

1.1.2 APLICACIONES MÉDICAS DE LA RADIACIÓN IONIZANTE

En la actualidad la radiación ionizante tiene múltiples aplicaciones en el campo de la medicina, siendo utilizada como una herramienta de diagnóstico o con fines terapéuticos en tres grandes grupos de instalaciones: radiología, medicina nuclear y radioterapia.

1.1.2.1 RADIOLOGÍA

La radiología utiliza los rayos X procedentes de un tubo de rayos catódicos para la realización de múltiples tipos de exploraciones en el interior del cuerpo humano, lo cual sirve de ayuda para que los médicos emitan sus diagnósticos.

1.1.2.2 MEDICINA NUCLEAR

En la especialidad de medicina nuclear se manejan diferentes tipos de isótopos no encapsulados (en forma líquida o gaseosa), que son administrados al paciente o utilizados en laboratorio en pruebas analíticas con fines de diagnóstico.

1.1.2.3 RADIOTERAPIA

La radioterapia es un tratamiento para el cáncer y/o tumores malignos que consiste en la aplicación de haces de radiación de elevada energía, dirigidos a órganos o partes específicas del cuerpo humano (Figura 1.3). Esta radiación desintegra el material genético presente en las células cancerosas, destruyéndolas e impidiendo su diseminación. Puesto que la radiación se distribuye específicamente en la región del cáncer, los efectos sobre las células sanas se reducen a un mínimo².

Existen ciertos riesgos para los pacientes que están recibiendo radioterapia. Las altas dosis de radiación que destruyen las células tumorales, pueden también dañar las células normales, cuando esto sucede, el paciente sufre efectos secundarios como sensación de ardor, sudor, etc.

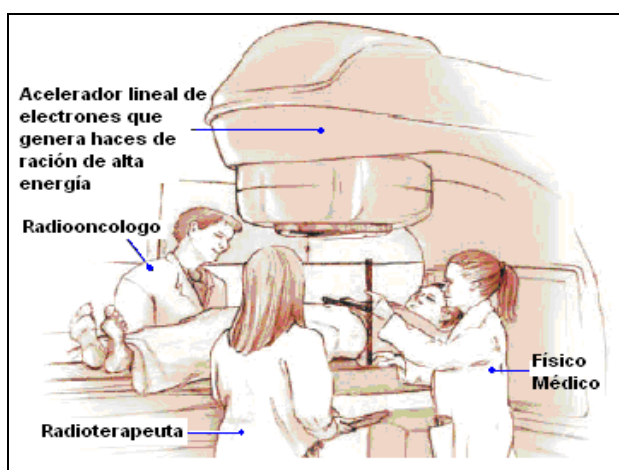


Figura 1.3: Radioterapia utilizando un acelerador lineal de electrones

²Fuente: Sociedad Estadounidense del Cáncer (<http://jama.ama-assn.org/cgi/data/294/10/1296/DC1/1>)

Dependiendo de la forma en la que se aplique la radiación en el cuerpo humano, se pueden distinguir dos tipos de radioterapia:

- Radioterapia interna
- Radioterapia externa

1.1.2.3.1 Radioterapia Interna

La radioterapia interna es una forma de tratamiento en la que se coloca una fuente de radiación (sólida o líquida) dentro del cuerpo del paciente. Una forma de radioterapia interna se llama braquiterapia, en la cual la fuente de radiación es un sólido que se coloca en el interior del cuerpo, en las células cancerosas o cerca de ellas (es una especie de implante). Los sólidos pueden ser semillas, cintas o cápsulas, los cuales permiten tratar una parte más pequeña del cuerpo con una alta cantidad de radiación.

La radioterapia interna también puede administrarse en forma líquida, en cuyo caso el líquido radiactivo viaja por el cuerpo, buscando y destruyendo a las células cancerosas.

1.1.2.3.2 Radioterapia Externa

La radioterapia externa viene de una máquina (equipo de cobaltoterapia o acelerador lineal de electrones), la cual emite y dirige la radiación hacia la zona del cuerpo que tiene el tumor y/o cáncer. La máquina es grande y puede ser ruidosa; gira alrededor del paciente y le envía radiación al cuerpo desde distintas direcciones. La máquina no toca en ningún momento el cuerpo del paciente (Figura 1.4).

La radioterapia externa es un tratamiento localizado, esto significa que la radiación se dirige únicamente a una parte específica del cuerpo (Figura 1.5); por ejemplo, si un paciente adolece de cáncer de pulmón, él recibirá radiación únicamente en el pecho o espalda y no en el resto del cuerpo.

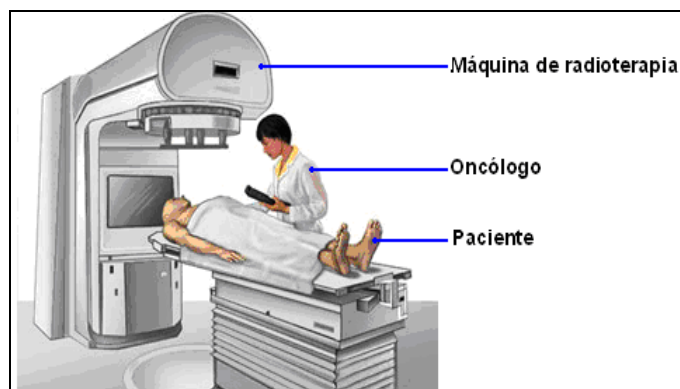


Figura 1.4: Equipo de radioterapia³

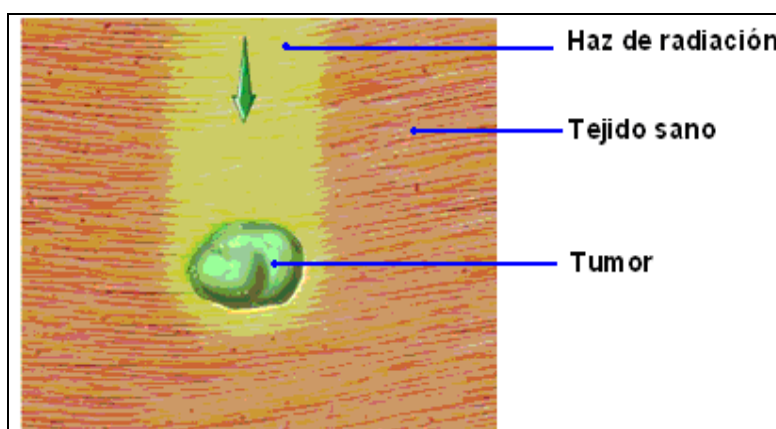


Figura 1.5: Irradiación de un tumor localizado en el pecho⁴

1.1.2.4 COBALTOTERAPIA

La cobaltoterapia emplea equipos que emiten rayos gamma de alta energía, los cuales se originan gracias a la actividad del radioisótopo Co-60, que posee una vida media (tiempo que tarda la actividad⁵ en reducirse a la mitad) de 5.26 [años] y se obtiene por bombardeo con neutrones al Co-59 en un reactor nuclear (Figura 1.6).

³Fuente: <http://www.cancer.gov/espanol/cancer/radioterapia-y-usted/allpages>

⁴Fuente: <http://healthlibrary.epnet.com/print.aspx?token=af362d97-4f80-4453-a175-02cc6220a387&chunkid=122770>

⁵Se define como actividad de una fuente al número de transformaciones espontáneas observadas por unidad de tiempo en un instante dado.

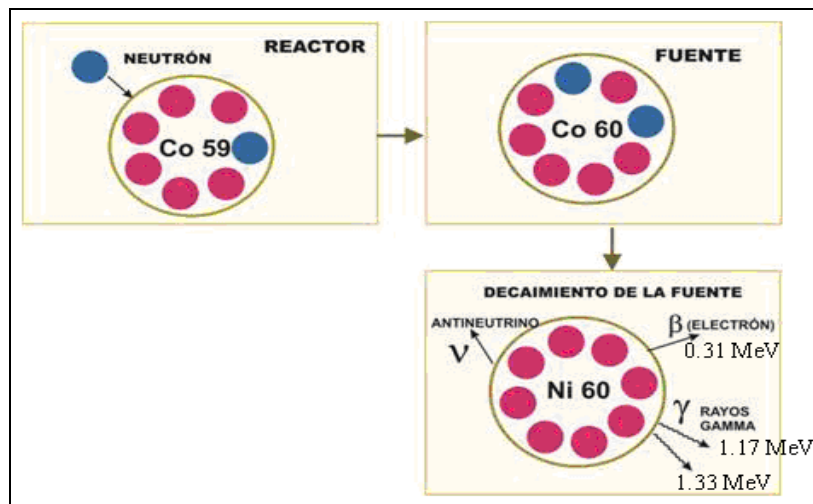


Figura 1.6: Esquema del proceso de formación y desintegración del Co-60 ⁶

El Co-60 es un emisor beta que en cada desintegración produce un núcleo residual de Ni-60 en estado excitado y una partícula beta de 0.31 [MeV], que es absorbida por la misma fuente; el Ni-60 se desexcita y emite dos partículas gamma de 1.17 y 1.33 [MeV], lo cual da una energía media de 1.25 [MeV] y una frecuencia de 3.02×10^{20} [Hz], que son las que se aprovechan para el tratamiento de tumoraciones y/o cáncer en seres humanos.

1.1.2.4.1 Estructura de un Equipo de Cobaltoterapia⁷

Una unidad de cobaltoterapia consta de los siguientes elementos:

- Fuente Radioactiva
- Cabezal
- Brazo
- Mesa de tratamiento
- Panel de control

⁶Fuente: http://caebis.cnea.gov.ar/IdEN/CONOC_LA_ENERGIA_NUC/CAPITULO_4_Difusion/LA_TECNOLOGIA_NUCLEAR/Cobalto_60

⁷Fuente: [http://www-rayos.medicina.uma.es/rmf/radiobiologia/revista/numeros/RB3\(2003\)71-73.pdf](http://www-rayos.medicina.uma.es/rmf/radiobiologia/revista/numeros/RB3(2003)71-73.pdf)

1.1.2.4.1.1 Fuente Radioactiva

La fuente radioactiva (Cobalto-60) tiene forma de cilindro y presenta una longitud igual a su diámetro o algo superior al mismo (2 a 3 [cm]), pero no se recomiendan diámetros por debajo de 1.5 [cm], ya que para mantener una actividad alta habría que aumentar la longitud de la fuente, con los consiguientes problemas de autoabsorción. Su masa oscila por alrededor de los 50 [g] y su actividad está en el orden de 1000 [Ci] a 10000 [Ci]⁸.

En el interior de un contenedor de acero inoxidable y de doble pared, ambas selladas por soldadura, se encuentra la fuente de Co-60 que se ha obtenido en un reactor nuclear. Se presenta en forma de granos o cilindros de 1 [mm] a 2 [mm] de diámetro. La doble soldadura de la fuente es fundamental para evitar fugas de radiación.

1.1.2.4.1.2 Cabezal

Se encarga de alojar a la fuente radioactiva. Éste puede encontrarse en dos posibles posiciones:

- **Off:** cuando la fuente se encuentra en el interior del blindaje.
- **On:** cuando la fuente se expone para el tratamiento de los pacientes (en posición de irradiación).

Con este sistema se consigue que fuera del momento del tratamiento, la fuente esté oculta dentro del blindaje, de forma que las personas que tengan que acceder al búnker donde se encuentra la máquina de cobaltoterapia (técnicos, enfermeros, médicos, etc.), así como el propio paciente, no reciban dosis de radiación que puedan causar daños en sus organismos.

Los dos tipos de cabezales más utilizados hoy en día son:

⁸A la unidad de medida de la actividad de una fuente radiactiva se denomina Curie [Ci]

- **Theratrón:** el desplazamiento de la fuente se lleva a cabo dentro de un cilindro horizontal por la acción de un pistón. Es el modelo más comercializado en la actualidad.

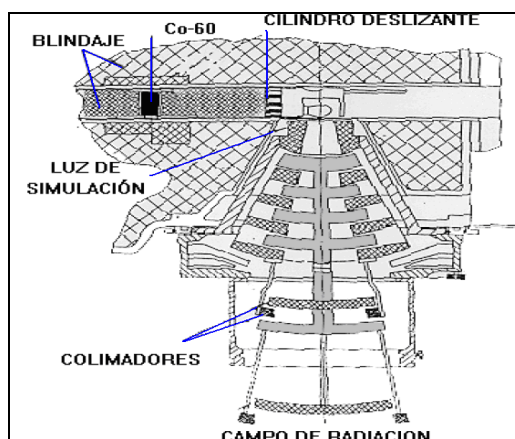


Figura 1.7: Corte transversal de un Theratrón⁹

- **Alcyón:** aquí la fuente se encuentra alojada en una rueda metálica y con un giro de 180° pasa de la posición de “off” a la de “on” en el momento del tratamiento.

1.1.2.4.1.3 Brazo o Gantry

Es el que determina hacia donde se dirige el haz de radiación. Por un extremo se encuentra sujeto a un soporte fijo y en el otro extremo se encuentra el cabezal con la fuente, el sistema de colimación y un porta-accesorios.

El colimador determina el tamaño del campo de tratamiento y según su función se distinguen dos tipos:

- **Colimador Primario:** da el tamaño máximo del haz de radiación que permite la fuente. Es fijo y el radioterapeuta no lo puede modificar.
- **Colimador Secundario:** da la forma y tamaño del haz de radiación, requeridos para un determinado paciente. Consiste en dos pares de

⁹Fuente: Instituto Balseiro (Argentina), Área de Protección Radiológica.

bloques que se mueven de manera independiente y ortogonal entre sí. Cada par se mueve de forma sincrónica y paralela. Estos bloques están compuestos de un material de elevado número atómico. Los campos que se obtienen pueden ser cuadrados o rectangulares.

Por otra parte, el sistema de porta-accesorios se encuentra en la zona inferior del cabezal y en él se introducen modificadores del haz de radiación (cuñas, protecciones, etc.).

Lo característico del brazo es su rotación isocéntrica; es decir, el brazo gira alrededor de un eje horizontal y su intersección con el eje del haz da lugar a un punto llamado isocentro.

1.1.2.4.1.4 Mesa de Tratamiento

Es donde se sitúa el paciente para recibir el tratamiento. Debe cumplir con ciertos requisitos para conseguir que el paciente adopte a diario la misma posición y que el campo de tratamiento sea así reproducible en cada sesión. Sus principales características son:

- Facilidad de movimientos para posicionar al paciente correctamente.
- Es rígida.
- Presenta un manejo práctico.
- Permite añadir accesorios para mantener una postura adecuada del paciente durante su tratamiento.
- Es resistente a grandes pesos.

1.1.2.4.1.5 Panel de Control

Se encuentra fuera del búnker donde se realizan las terapias y desde él se seleccionan ciertos parámetros muy importantes para el tratamiento (energía, tiempo de exposición, movimientos, etc.).

El panel de control permite también interrumpir el tratamiento en caso de una situación de emergencia y a través de él se puede detectar cualquier tipo de falla que pudiera presentarse durante la operación del equipo.

Junto al panel de control se encuentra un sistema cerrado de televisión y de interfonía (intercomunicadores), que sirven para tener vigilado al paciente en todo momento y poder tener comunicación con él, respectivamente, si fuera necesario.

En la Figura 1.8 se muestra el esquema de una unidad de cobaltoterapia en la que se indican sus principales partes constitutivas, en tanto que en la Figura 1.9 se muestra una habitación (búnker) en la que se administra radioterapia a pacientes que necesitan de la misma y finalmente, en la Figura 1.10 se pueden ver los movimientos que pueden tener cada uno de los componentes de un equipo de cobaltoterapia para facilitar la irradiación mayoritariamente sobre la zona corporal que adolece de alguna patología oncológica, causando de esta manera un daño mínimo en los tejidos sanos.

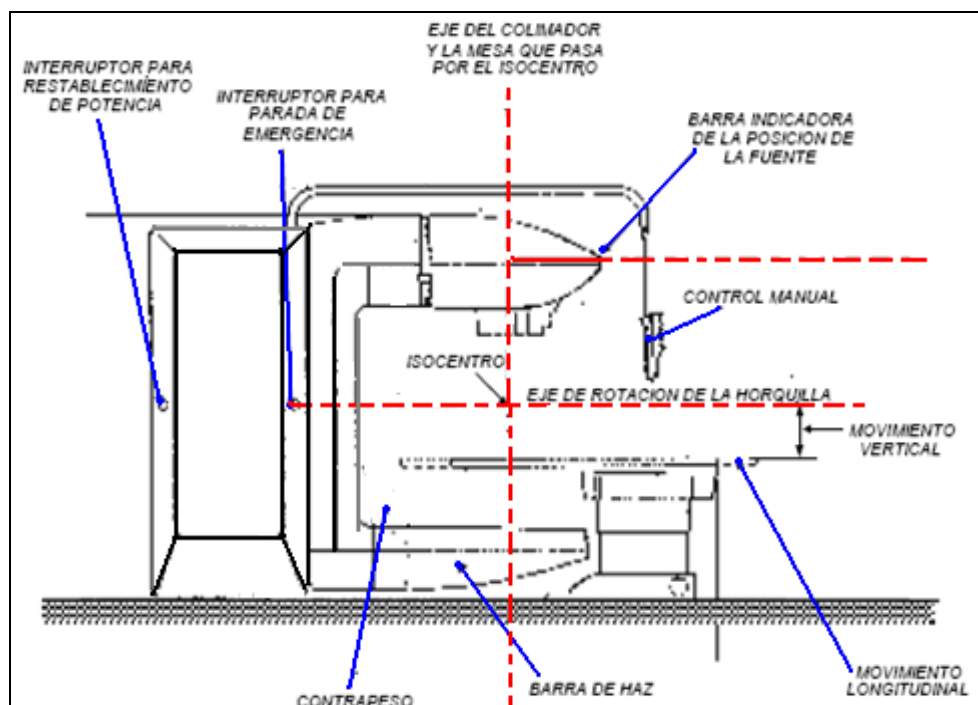


Figura 1.8: Esquema de un equipo de cobaltoterapia¹⁰

¹⁰**Fuente:** Instituto Balseiro (Argentina), Área de Protección Radiológica.



Figura 1.9: Búnker con un equipo de cobaltoterapia¹¹

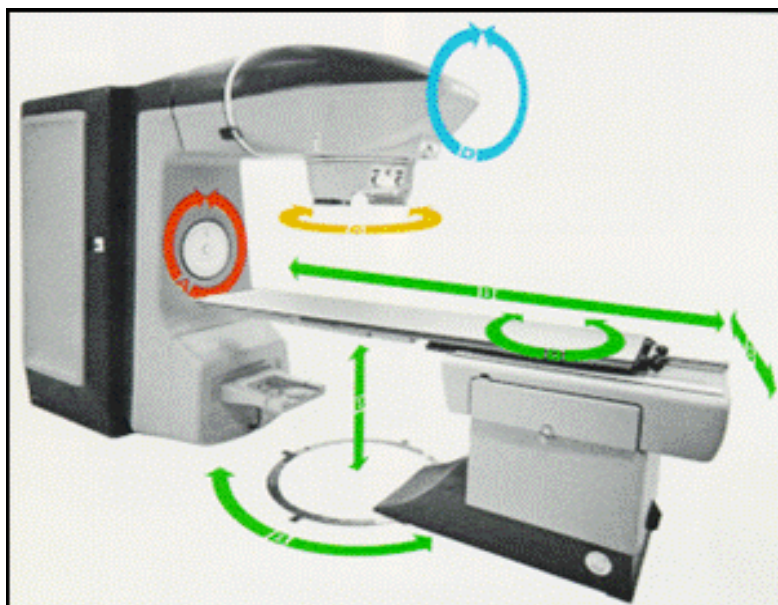


Figura 1.10: Movimientos que tiene cada parte de un equipo de cobaltoterapia¹²

¹¹**Fuente:** Escuela de Medicina Nuclear de Argentina

¹²**Fuente:** Comisión Argentina de Energía Atómica (www.cnea.gov.ar)

1.1.2.4.2 Patologías que se Tratan con Cobaltoterapia

En la actualidad la cobaltoterapia se emplea para el tratamiento de patologías tumorales y/o cancerosas localizadas en:

- Cabeza y cuello
- Pared costal
- Linfomas
- Tratamientos paliativos (metástasis óseas, compresión medular, metástasis cerebrales, cáncer de cerviz, cáncer de mamas, etc.).

1.1.3 CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN EQUIPOS DE RADIOTERAPIA

En radioterapia existen dos tipos de dosimetrías: la física y la clínica. La dosimetría física es la que se realiza en el acondicionamiento del equipo y consiste en la calibración de éste, la determinación de perfiles de dosis y curvas de isodosis. La dosimetría clínica consiste en el cálculo de la mejor distribución de dosis de radiación para el tratamiento de tumores y/o cáncer, para lo cual el especialista usa a las curvas de isodosis que son generadas a partir de los perfiles de dosis.

1.1.3.1 PERFILES DE DOSIS¹³

Los perfiles de dosis son gráficas que representan en un plano cartesiano a valores de dosis (intensidad de radiación acumulada durante un período de tiempo) en función de la posición, generalmente en función de la profundidad que coincide con la dirección del eje central del haz, la cual en la mayoría de veces y para mayor precisión se suele expresar en milímetros.

¹³**Fuente:** Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Podgorsak E., International Atomic Energy Agency (IAEA), Capítulo 6, Pag: 185.

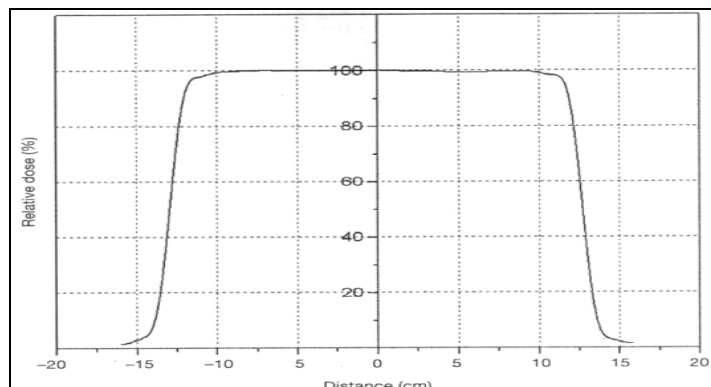


Figura 1.11: Forma de un perfil de dosis

1.1.3.2 CURVAS DE ISODOSIS¹⁴

Las curvas de isodosis son gráficas en las que se juntan los puntos de un plano que tienen los mismos valores de dosis. Éstas pueden ser representadas en unidades de dosis en función de la posición o se pueden también llevar a porcentaje (normalización a 100%), en este caso la gráfica junta los puntos de un plano que tienen el mismo porcentaje de dosis (Figura 1.12).

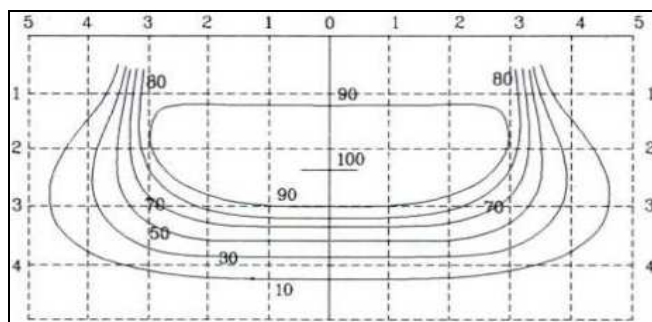


Figura 1.12: Ejemplo de curvas de isodosis expresadas en porcentaje

1.1.3.3 MATERIALES EMPLEADOS PARA DETERMINAR LAS CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

Para determinar las curvas de distribución de dosis en un equipo de cobaltoterapia se necesitan como mínimo los siguientes materiales:

¹⁴**Fuente:** Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Podgorsak E., International Atomic Energy Agency (IAEA), Capítulo 7, Pag: 241.

- Cámara de Ionización calibrada en un laboratorio de dosimetría certificado por la autoridad reguladora¹⁵.
- Dosímetro compatible con la cámara de ionización a utilizar y previamente calibrado en un laboratorio de patrones secundarios certificado por la autoridad reguladora.
- Maniquí de agua para calibración y verificaciones (fantoma de agua).
- Cables adecuados para conectar las diferentes unidades a utilizar.

1.1.3.3.1 Cámara de Ionización

Una cámara de ionización es un instrumento construido para medir el número de iones dentro de un tubo lleno de gas, entre dos placas de metal conductoras, separadas entre sí una distancia aproximada de 5 [mm]. Se aplica un voltaje (llamado corriente de calibración) entre ambas placas, lo que limpia los electrones, de forma que el dispositivo no se sature. Cuando el gas entre los electrodos se ioniza por emisiones radioactivas, los iones se mueven hacia los electrodos de signo opuesto, creando así una corriente de ionización que puede ser medida por un electrómetro o un dosímetro.

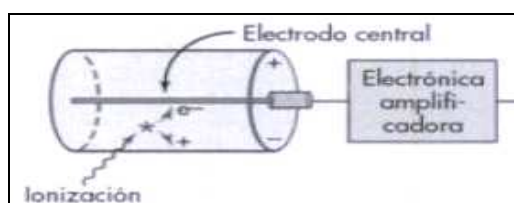


Figura 1.13: Estructura interna de una cámara de ionización¹⁶

1.1.3.3.2 Dosímetro

Es un dispositivo que mide la intensidad de radiación acumulada en una cierta región del espacio y durante un período de tiempo dado. Utiliza como sensor a

¹⁵Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEA) para el caso del Ecuador.

¹⁶**Fuente:** Manual de Radiología para Técnicos, Bushong Stewart, Capítulo V, Pag: 574.

una cámara de ionización, cuya señal primero la amplifica y luego de acondicionar la misma a los niveles adecuados procede a su cuantificación. También debe generar el voltaje apropiado para polarizar la cámara de ionización.

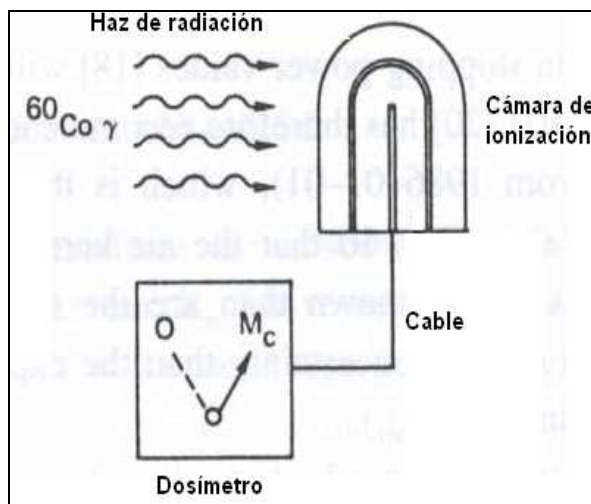


Figura 1.14: Diagrama de conexión entre un dosímetro y una cámara de ionización

1.1.3.3.3 Fantoma¹⁷

Un fantoma es un instrumento usado para simular el tejido humano. Para radioterapia, en la mayoría de las veces sólo interesa distinguir entre tejido muscular, pulmonar y óseo, en los cuales se deben analizar las formas de distribución y absorción de la radiación. Felizmente la mayor parte de órganos del cuerpo humano pueden ser analizados como músculos (la piel, el cerebro, el hígado, etc.), los cuales a su vez se pueden simular a través de agua, debido a que es el elemento más abundante en el cuerpo humano y además por tener número atómico y densidad más próximos a los del tejido humano. Por su forma, básicamente existen dos tipos de fantomas:

- Geométricos
- Antropomórficos

¹⁷**Fuente:** Sumário del Protocolo de calibração IAEA TRS # 277, Del Vigna Filho, Eugenio, Capítulo V, Pags: 187 y 188, Brasil

1.1.3.3.1 Fantomas Geométricos

Son aquellos que reproducen con bastante exactitud las propiedades de interacción del tejido humano con la radiación, pero reduciendo la complejidad de la anatomía humana a formas cúbicas o cilíndricas, es decir, simulan las propiedades de los tejidos y órganos, pero no la forma de los mismos.

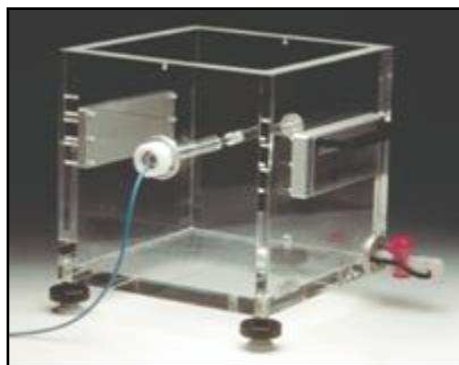


Figura 1.15: Fotografía de un fantoma geométrico¹⁸

1.1.3.3.2 Fantomas Antropomórficos

Son aquellos que reproducen tanto la anatomía humana como las propiedades de interacción de los tejidos y órganos con la radiación ionizante.

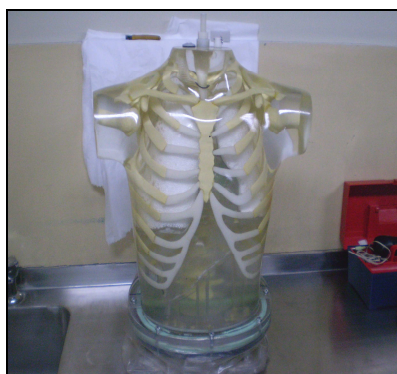


Figura 1.16: Fotografía de un fantoma antropomórfico¹⁹

¹⁸**Fuente:** Optimization of protection in External Beam Radiotherapy: Practical Exercise, OIEA.

El fantoma más versátil y comúnmente usado para calibración de haces de radiación es un cubo de agua de 50x50x50 [cm³], cuyas paredes están hechas de acrílico y cuyo espesor oscila entre 2 [mm] y 5 [mm].

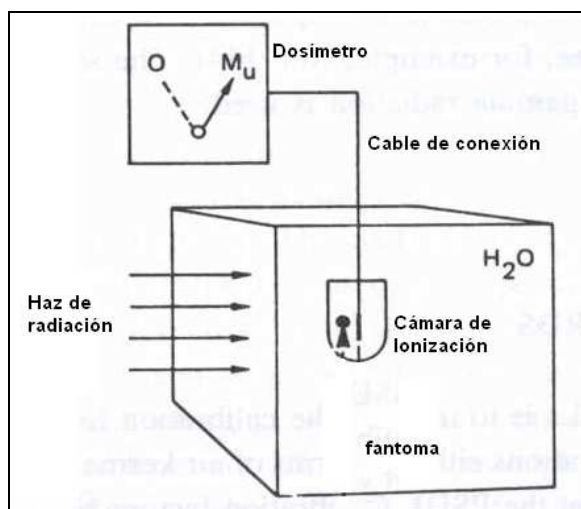


Figura 1.17: Esquema de uso de un fantoma, un dosímetro y una cámara de ionización

1.1.3.4 PROCEDIMIENTO PARA DETERMINAR LAS CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

El Organismo Internacional de Energía Atómica a través de la Colección de Informes Técnicos N° 398, recomienda los procedimientos a seguir para obtener las curvas de distribución de dosis, los cuales están resumidos a continuación:

- a) Colocar el fantoma de agua sobre la mesa de tratamiento.
- b) Sujetar la cámara de ionización al mecanismo de inmersión del fantoma. Verificar que la cámara se pueda sumergir en agua o bien que esté acondicionada para este efecto.
- c) Nivelar y alinear el fantoma en la unidad de cobaltoterapia.
- d) Sumergir la cámara de ionización y colocarla en el punto efectivo de medición²⁰.

¹⁹**Fuente:** Escuela de Medicina Nuclear de Argentina.

²⁰Se refiere a la parte de la cámara de ionización que es sensible a la radiación.

- e) Ajustar la distancia fuente-cámara de ionización a la recomendada por el fabricante de dicha fuente (típicamente 80 [cm] o 100 [cm]) y seleccionar un campo de medición (plano de medición) de una determinada superficie (por ejemplo 10x10 [cm²]).
- f) Esperar un tiempo prudente para que el sistema llegue a su equilibrio térmico (se recomienda una hora).
- g) Ajustar el dosímetro a una escala apropiada y configurar los demás parámetros del mismo.
- h) Irradiar el fantoma con el equipo de cobaltoterapia.
- i) Realizar una o más mediciones de dosis a una determinada profundidad y anotar sus valores.
- j) Mover una cierta distancia la cámara de ionización (sólo en profundidad para el caso de los perfiles de dosis o dentro del campo de medición para las curvas de isodosis).
- k) Repetir los pasos h, i y j para diferentes profundidades o posiciones dentro del campo de medición, dependiendo si se desean obtener perfiles de dosis o curvas de isodosis.
- l) Con los datos obtenidos graficar los valores de dosis en función de la profundidad (perfiles de dosis) o a través de curvas de nivel graficar los puntos que tengan el mismo valor de dosis dentro del plano de medición (curvas de isodosis).

La ejecución del paso j para diferentes puntos de medición, demanda de mucho tiempo, debido a que antes de ingresar a la sala de tratamientos a cambiar de posición a la cámara de ionización dentro del fantoma, es necesario que se suspenda la irradiación, además la medición de la distancia entre los puntos de medición de dosis se lo tiene que hacer manualmente a través de una regla, luego de lo cual la persona que esté ejecutando este procedimiento debe abandonar la sala de tratamiento para nuevamente irradiar el fantoma y obtener las demás mediciones requeridas; por otro lado, una vez que se han completado todas las mediciones, tanto los perfiles de dosis como las curvas de isodosis tienen que ser graficados manualmente o ingresar estos datos a un computador para mediante algún software obtener dichas gráficas, procedimiento que también contribuye a

incrementar en unos cuantos minutos el tiempo total de medición. Por todo lo anotado se hace muy necesario disponer de un sistema que, automáticamente desplace la cámara de ionización hacia los puntos requeridos para la medición, registre en un archivo tanto los valores de posición como sus correspondientes valores de dosis y al final de la medición entregue los perfiles o curvas de isodosis según los requerimientos del usuario.

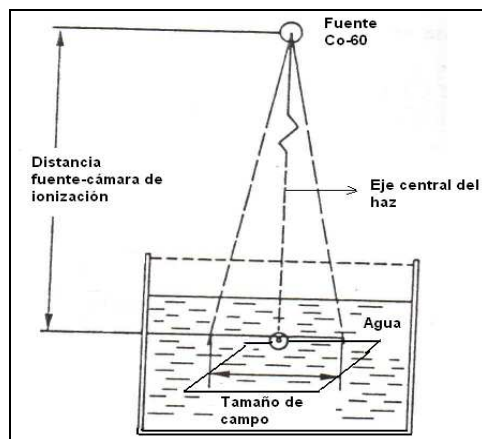


Figura 1.18: Esquema para hallar curvas de distribución de dosis

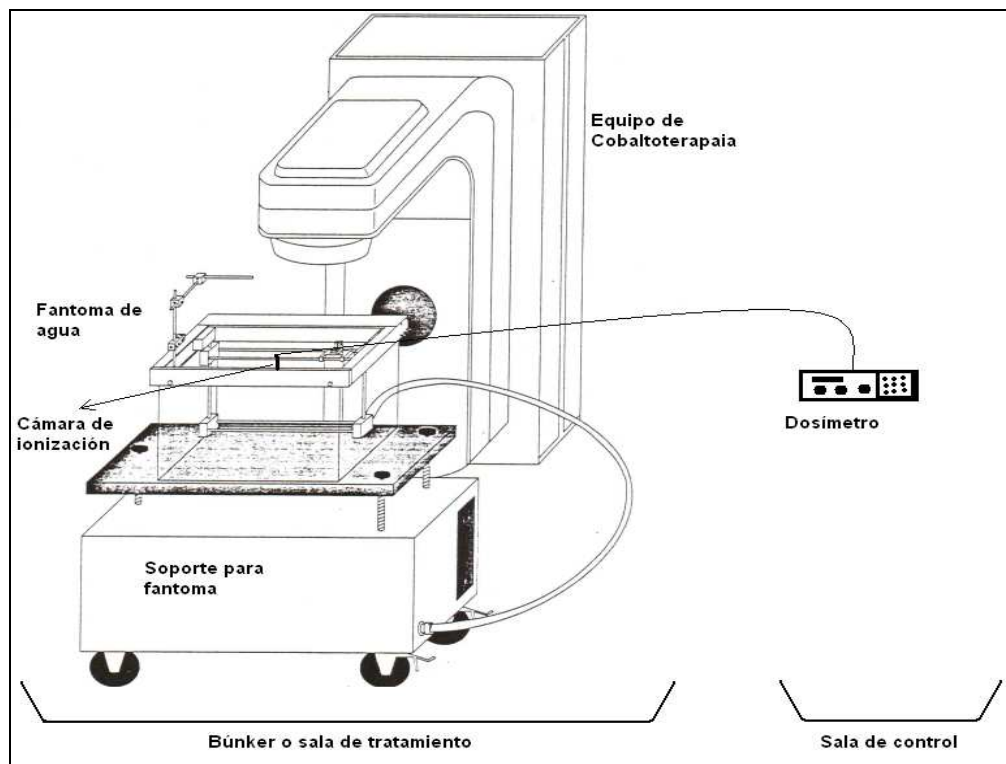


Figura 1.19: Esquema de conexión de equipos para hallar curvas de distribución de dosis

1.1.3.5 IMPORTANCIA DE LAS CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

Las curvas de distribución de dosis, sean éstas perfiles de dosis o curvas de isodosis, permiten visualizar, respectivamente, la distribución de la intensidad de radiación en función de la profundidad, así como la forma que tiene el haz de radiación dentro de un campo de medición.

El médico tratante determinará la dosis y la forma que deberá tener del haz de radiación, para tratar a un paciente que adolezca de alguna patología de tipo oncológica, en función de la información que entreguen este tipo de curvas, de tal forma que los tejidos y/u órganos sanos que estén próximos a la región del cuerpo en la que se localiza el tumor o cáncer, sufran el menor daño posible, con lo cual se maximiza el éxito de la terapia.

Por ejemplo, en un cáncer de próstata, el campo de irradiación, la dosis y la profundidad de penetración del haz de radiación, deberán estar ajustadas de tal manera que los tejidos óseos y blandos, en los que la próstata está encapsulada, reciban la menor cantidad de dosis posible, para evitar su muerte o degeneración de su material genético, con lo cual los únicos tejidos que se destruyen en gran medida son los que componen este órgano masculino, que justamente corresponden a la parte que posee el cáncer. Esto último se consigue exponiendo el tejido a tratar desde varios ángulos de irradiación.

El conocimiento de la variación de la intensidad de radiación con la profundidad, así como la forma que tiene el haz de radiación para un campo de medición determinado, contribuyen a establecer el ángulo de irradiación, la distancia a la que se ubica al paciente con respecto de la posición de la fuente y el tiempo de exposición del tejido en el que se localiza la patología cancerosa, para lograr el éxito en el tratamiento de la misma.

CAPÍTULO II

INTRODUCCIÓN

Para cuantificar la intensidad de radiación ionizante emitida por una fuente de Co-60, se emplean algunos dispositivos que por sus características y área en la que se los utiliza, se les denomina “Equipos de Instrumentación Nuclear”, los cuales son utilizados en procedimientos de dosimetría.

Dado que el propósito del presente trabajo es diseñar y construir un Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis y considerando que el mismo en su estructura empleará a algunos equipos de instrumentación nuclear existentes en la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEAA), es necesario describir las características más importantes que presentan cada uno de ellos, haciendo especial énfasis en el detalle de las partes mecánicas y electrónicas de los mismos, que servirán para diseñar y construir el sistema automático antes mencionado.

En la parte inicial del presente capítulo se describe tanto el uso como las características generales, electrónicas, de funcionamiento y de salida de datos que presenta el dosímetro Farmer 2570, que es el que se utilizará para la realización del presente proyecto, luego de lo cual también se mencionan las principales características generales que presenta la cámara de ionización Farmer 2571, que junto al dosímetro antes indicado, serán los encargados de detectar y cuantificar, respectivamente, los valores de dosis que emite un equipo de radioterapia.

Posteriormente se describen las características más importantes del fantoma de agua, instrumento destinado a simular el comportamiento tanto de órganos como de tejidos humanos, cuando son irradiados con radiación gamma, especialmente para analizar sus características de absorción de la misma, utilizando para este propósito a los campos de medición.

Finalmente se presenta un detalle completo de las diferentes partes, así como del funcionamiento de las mismas para el brazo mecánico Therados, instrumento a través del cual se podrá mover y obtener la posición de la cámara de ionización en el interior del fantoma con agua, con lo cual y después de varias mediciones, se obtendrán en tiempo real tanto perfiles de dosis como curvas de isodosis para el equipo de radioterapia en el que se esté efectuando la medición. En esta parte se pone especial énfasis en la descripción y estudio de los mecanismos tanto de movimiento como de los que sirven para medir los desplazamientos en cada eje del brazo mecánico, debido a que estas partes serán controladas y monitoreadas a través de una Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD) que se diseñará en el siguiente capítulo.

2.1 EQUIPOS DE INSTRUMENTACIÓN NUCLEAR A SER UTILIZADOS EN EL SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

Los equipos de instrumentación nuclear que se emplearán en el diseño y construcción del “Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis” son los siguientes:

- Dosímetro Farmer 2570
- Cámara de ionización Farmer 2571
- Fantoma
- Brazo mecánico Therados

2.1.1 DOSÍMETRO FARMER 2570

El dosímetro Farmer 2570 de Nuclear Instruments Limited (Figura 2.1) es el instrumento destinado a cuantificar la corriente eléctrica que recibe de la cámara de ionización Farmer 2571, en valores de dosis proporcionales tanto a la intensidad de radiación que recibe de dicha cámara de ionización, así como al tiempo en que se efectuó la medición.



Figura 2.1: Dosímetro Farmer 2570 ²¹

2.1.1.1 Características Generales

Las características generales del dosímetro Farmer 2570 se resumen en la siguiente tabla:

Característica	Tipo o Valor
Dimensiones	150x305x270 [mm ³]
Peso total	5 [Kg]
Conector para la cámara de ionización	TNC triaxial
Conector para impresora	DB9 hembra
Material de la carcasa	madera
Alimentación eléctrica	2 baterías de 1.5 [V]
Temperatura ideal de trabajo	20 [°C]
Cantidad de error en las mediciones	Menos de ± 0.2 [%]
Rango de energía en el que puede medir valores de dosis	1 [Mev] a 35 [Mev]

Tabla 2.1: Características generales del dosímetro Farmer 2570

En la Figura 2.2 se puede observar el panel frontal del dosímetro Farmer 2570 que contiene los controles que permiten operar manualmente el mismo.

²¹**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

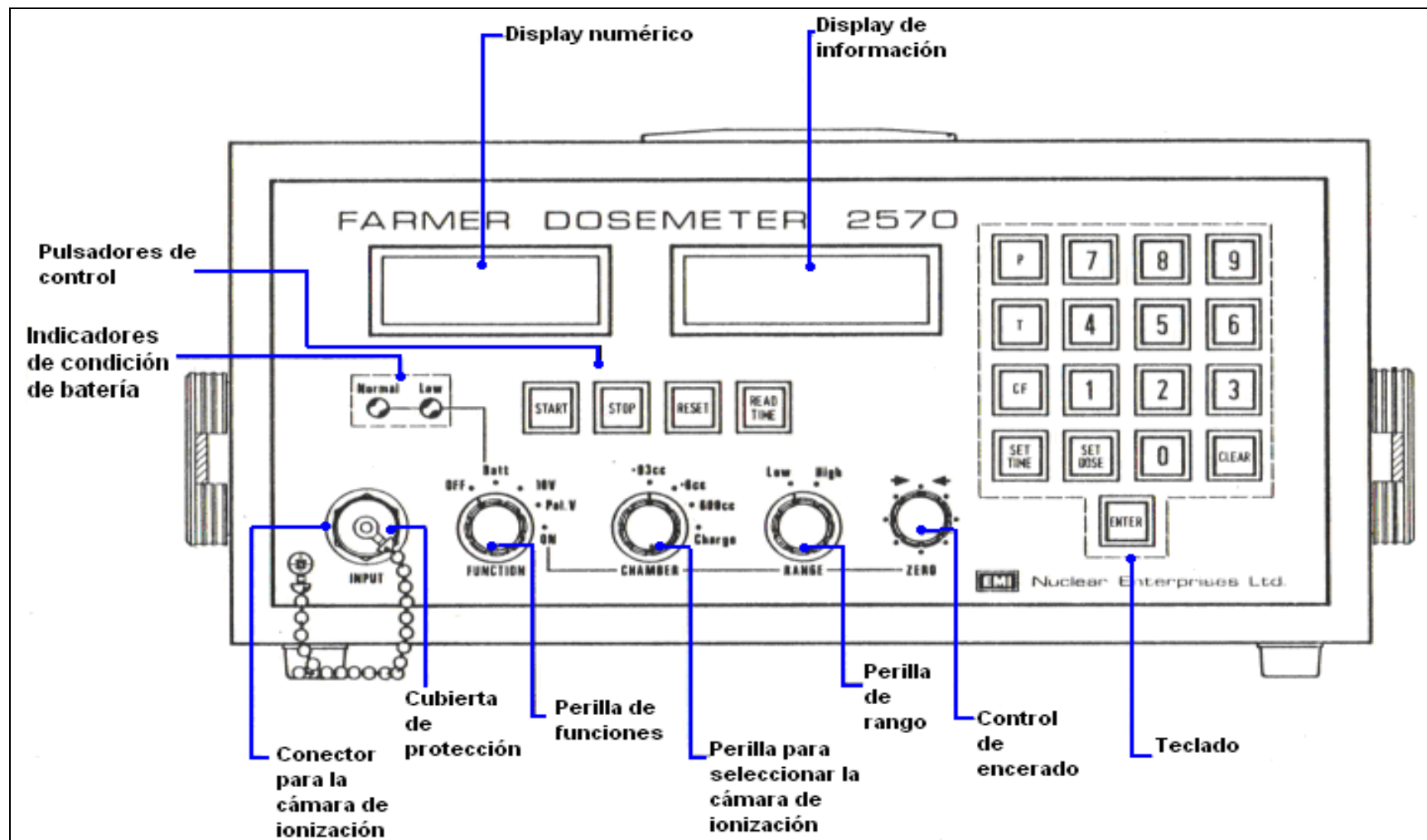


Figura 2.2: Controles del dosímetro Farmer 2570²²

²²Fuente: Instruction Manual for 2570A and 2570B Farmer Dosemeter, Nuclear Enterprises Limited, Fig. 3.

2.1.1.2 Arquitectura Electrónica

La arquitectura electrónica del dosímetro Farmer 2570 se muestra en la Figura 2.3, en la cual se puede observar entre otras cosas, la sección de salida de datos, cuya estructura interesa analizar, debido a que esta parte permitirá obtener en forma digital los valores de dosis con sus correspondientes unidades, los mismos que serán procesados por un software instalado en un computador.

2.1.1.2.1 Circuito de Salida de Datos

El circuito de salida de datos del dosímetro Farmer 2570 (Figura 2.4) consta de dos acopladores ópticos, los mismos que toman la señal de un buffer que está conectado al microprocesador, el cual a su vez le envía las señales de datos y control para su operación. Tanto el buffer como el microprocesador emplean para su operación niveles TTL de voltaje (lógica transistor a transistor); es decir, 0 [V] para cero lógico y 5 [V] para uno lógico.

A continuación de uno de los acopladores ópticos se tiene un circuito que permite acondicionar la señal para que la misma pueda ser tomada por una impresora, para lo cual dicho circuito requiere de la aplicación de un voltaje externo de polarización, el cual puede oscilar entre 8 [V] y 20 [V], con una corriente de 25 [mA]. El segundo acoplador óptico está libre para ser polarizado externamente con un voltaje que puede variar entre -3 [V] hasta 20 [V] y una corriente máxima de 20 [mA]. Toda la anterior circuitería termina en un conector DB9 hembra.

2.1.1.2.2 Circuito de los Pulsadores de Control

Los pulsadores de control son cuatro (start, stop, reset y read time) y están conectados directamente al bus de control (Figura 2.5). Son los encargados de enviar al microprocesador la acción que el usuario desea activar para el funcionamiento del dosímetro, las cuales pueden ser: iniciar medición, parar medición, resetear o configurar el tiempo de medición. Cuando se activa uno de estos pulsadores se envía un cero lógico al microprocesador.

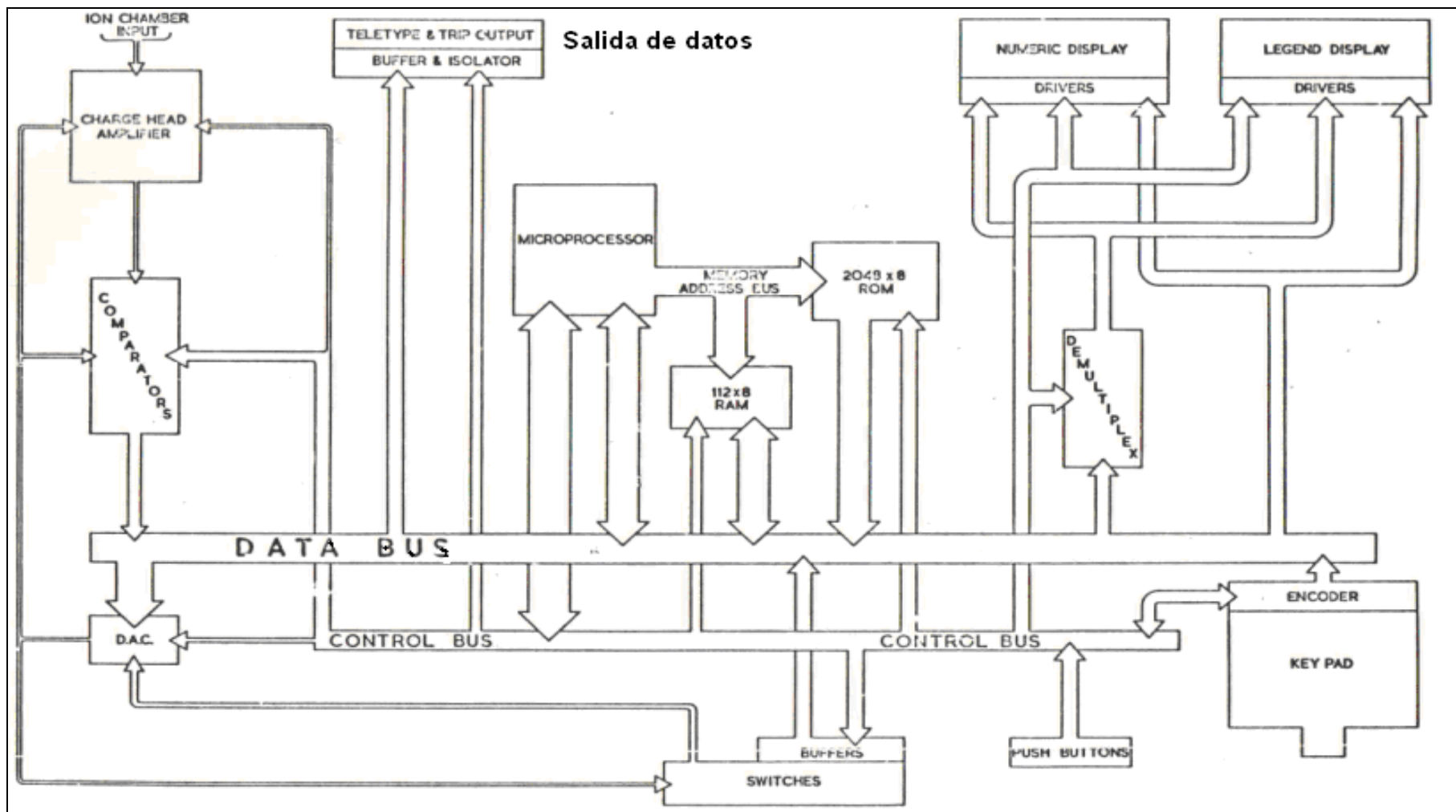


Figura 2.3: Arquitectura electrónica del dosímetro Farmer 2570 ²³

²³Fuente: Instruction Manual for 2570A and 2570B Farmer Dosimeter, Nuclear Enterprises Limited, Fig. 7.

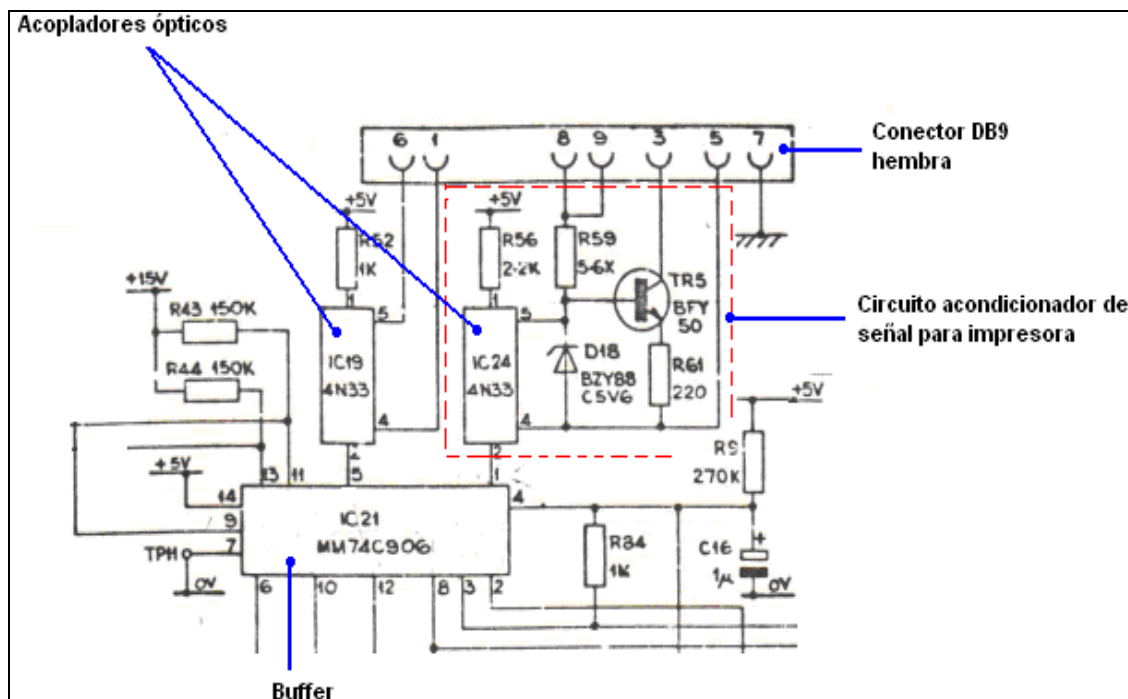


Figura 2.4: Circuito de salida de datos del dosímetro Farmer 2570²⁴

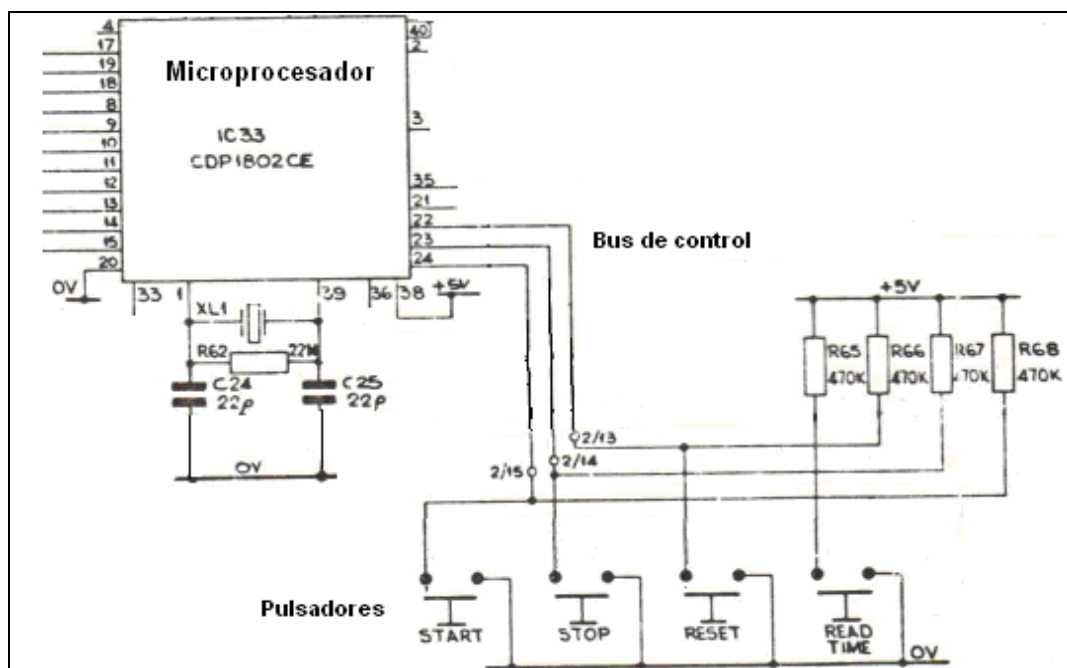


Figura 2.5: Circuito de los pulsadores de control del dosímetro Farmer 2570²⁵

²⁴**Fuente:** Instruction Manual for 2570A and 2570B Farmer Dosemeter, Nuclear Enterprises Limited, Fig. 9.

²⁵**Fuente:** Instruction Manual for 2570A and 2570B Farmer Dosemeter, Nuclear Enterprises Limited, Fig. 9.

2.1.1.3 Funcionamiento

Para ejecutar mediciones con el dosímetro se tiene que aplicar el siguiente procedimiento:

- a) Conectar el cable de extensión de la cámara de ionización a su respectivo conector del dosímetro.
- b) Si se desea imprimir las mediciones, conectar una impresora al conector DB9 hembra, la cual deberá cumplir con las características descritas en la sección 2.1.1.2.1 del presente capítulo.
- c) Encender el dosímetro colocando la “perilla de funciones” en la opción “on”.
- d) Con la “perilla de selección del tipo de cámara de ionización” escoger la opción más apropiada según el tipo de cámara que se vaya a emplear en la medición (“0.6 cc” por ejemplo).
- e) Con la “perilla de control de encendido” encender el dosímetro si es necesario.
- f) Pulsar el botón “reset”.
- g) Pulsar el botón “read time” si se quiere programar un tiempo de medición, el cual deberá ser ingresado a través del teclado, caso contrario ejecutar el siguiente paso.
- h) Pulsar el botón “start” para iniciar la medición.
- i) Si se ejecutó el paso g, esperar hasta que se cumpla el tiempo programado de medición²⁶, luego de lo cual automáticamente se activará la opción “stop”; caso contrario, manualmente pulsar el botón “stop”, luego de que haya transcurrido el tiempo requerido para la medición.
- j) Observar el “display numérico” para ver el valor de dosis y el “display de información” para ver su correspondiente unidad. En caso de que se haya conectado una impresora al dosímetro, en este punto ésta imprimirá la lectura realizada.
- k) Si se desea ejecutar otra medición repetir este procedimiento desde el paso f.

²⁶El tiempo de medición normalmente es de 5 [seg], pero puede aumentar dependiendo de la actividad que tenga la fuente de Co-60 con la que se esté trabajando

2.1.1.4 Formato de Salida de Datos

Inmediatamente después de que ya sea manual o automáticamente se activa el botón “stop”, el dosímetro entrega con transmisión asincrónica, en código ASCII y a una velocidad de 110 [bps] el valor de dosis con su correspondiente unidad a través del circuito de salida de datos descrito en la sección 2.1.1.2.1 del presente capítulo, siguiendo el siguiente formato:

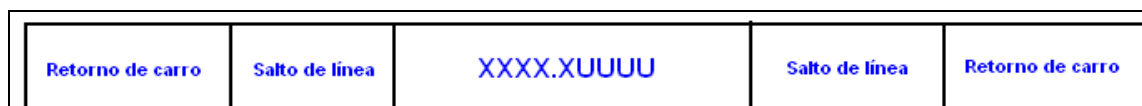


Figura 2.6: Formato de los datos que entrega el dosímetro por cada medición²⁷

Donde:

“XXXX.X” representa el valor de dosis con el punto decimal correctamente posicionado según el valor de la medición.

“UUUU” representa la abreviación en mayúsculas para la unidad en la que se haya medido la dosis más los espacios requeridos hasta completar siempre cuatro caracteres.

Cada caracter del formato que se muestra en la Figura 2.6 está formado por 8 bits de datos, un bit de inicio, un bit de parada y cero bits de paridad.

2.1.1.5 Unidades de Medición

La unidad en la que el dosímetro puede entregar un valor de dosis dependerá de la posición en la que se encuentre la “perilla para seleccionar el tipo de cámara de ionización”. La unidad de medición no cambiará, a menos que manualmente se mueva dicha perilla cuando el dosímetro esté ejecutando una medición. En la Tabla 2.2 se muestran las posibles unidades en las que el dosímetro puede

²⁷**Fuente:** Instruction Manual for 2570A and 2570B Farmer Dosemeter, Nuclear Enterprises Limited, Fig. 9.

expresar un valor de dosis, según la posición de la “perilla para seleccionar el tipo de cámara de ionización”.

Posición de la “perilla de selección del tipo de cámara de ionización”	Unidad	Abreviación del dosímetro
0.3 cc	Roentgen	R
0.6 cc y 600 cc	Mili Roentgen	MR
Charge	Nano Columbio	NC

Tabla 2.2: Unidades en las que el dosímetro puede expresar un valor de dosis

2.1.2 CÁMARA DE IONIZACIÓN FARMER 2571

La cámara de ionización Farmer 2571 de Nuclear Instruments Limited (Figura 2.7) es el sensor que sirve para convertir la intensidad de radiación emitida por una fuente radiactiva de Co-60 (unidad de cobaltoterapia) en corriente eléctrica proporcional al valor de radiación. Dicha corriente es cuantificada por el dosímetro Farmer 2570, el cual también le suministra a la cámara de ionización el voltaje de polarización necesario para su funcionamiento.



Figura 2.7: Cámara de ionización Farmer 2571 ²⁸

2.1.2.1 Características Generales

Las características generales que presenta la cámara de ionización Farmer 2571 se resumen en la siguiente tabla:

²⁸**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

Característica	Tipo o Valor
Forma	cilíndrica
Diámetro	15.1 [mm]
Material del electrodo interno	aluminio
Material del electrodo externo	grafito
Conector para cable de extensión	TNC triaxial
Punto efectivo de medición ²⁹	13 [mm] medidos desde la punta del grafito a lo largo del cilindro
Voltaje nominal de polarización	250 [V]

Tabla 2.3: Características generales de la cámara de ionización Farmer 2571

2.1.3 FANTOMA DE AGUA

Es una caja cuyas paredes son transparentes (Figura 2.8). En su interior se pone agua para simular órganos y tejidos humanos y de esta manera analizar sus características de absorción de fotones de alta frecuencia y energía, emitidos por una fuente de Co-60.



Figura 2.8: Fantoma de agua³⁰

²⁹Se refiere a la parte de la cámara de ionización que es sensible a la radiación.

³⁰**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

2.1.3.1 Características Generales

Las características generales del fantoma de agua se resumen en la siguiente tabla:

Característica	Tipo o Valor
Dimensiones	560x435x565 [mm ³]
Grosor de las paredes	10 [mm]
Material de las paredes	acrílico

Tabla 2.4: Características generales del fantoma de agua

Es importante anotar que cuando el haz de radiación es vertical, éste no tiene ningún obstáculo para penetrar en el agua; en cambio para haces de radiación horizontales, las paredes del fantoma se convierten en barreras que atenúan la radiación. Para evitar este problema el fantoma tiene en sus paredes laterales unos cortes (uno horizontal y otro vertical), sobre los cuales está pegada una lámina muy fina de plástico (de aproximadamente 1 [mm] de espesor) que evita que el agua escape, atenuando en una mínima cantidad la radiación (Figura 2.9).

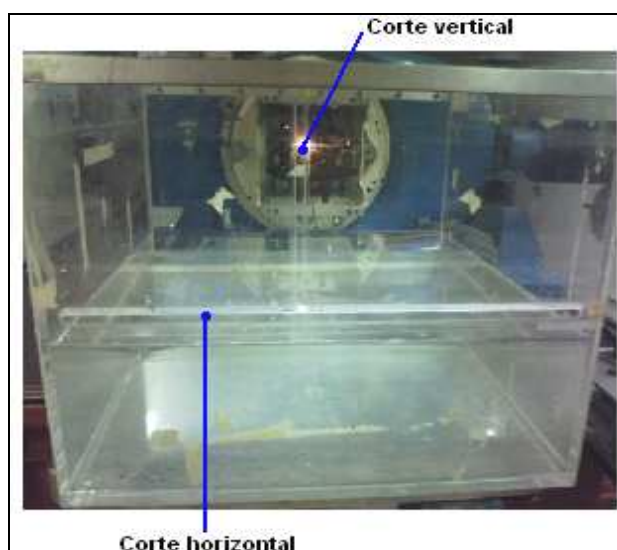


Figura 2.9: Cortes de las paredes del fantoma³¹

³¹**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

2.1.4 BRAZO MECÁNICO

El brazo mecánico Therados está hecho en su mayor parte de aluminio. Es el instrumento que se monta sobre el fantoma lleno de agua y al cual va sujeta la cámara de ionización (Figura 2.10), permitiendo su movimiento en dos ejes; es decir, permite posicionar a la misma en cualquier punto dentro de un campo de medición, que dependiendo de los requerimientos del proceso de medición puede ser cuadrado o rectangular.

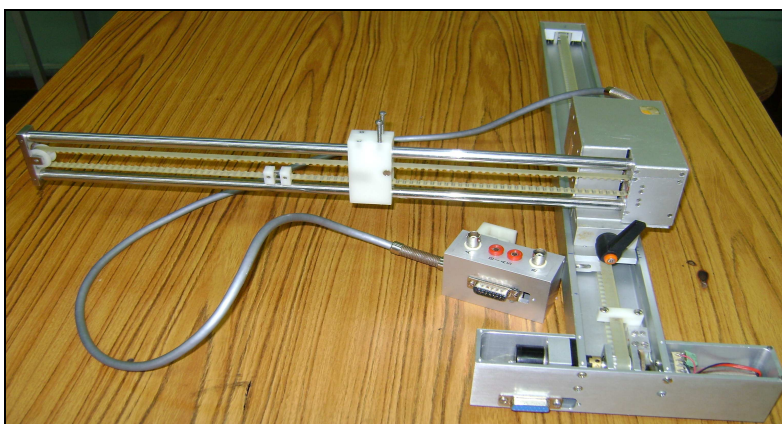


Figura 2.10: Fotografía del brazo mecánico Therados³²

2.1.4.1 Características Mecánicas

Para conseguir mover la cámara de ionización dentro de un campo de medición, el brazo mecánico posee dos ejes (Figura 2.11), los cuales son desmontables para facilitar su traslado, por lo tanto se podrán escoger campos de medición cuyas dimensiones no sobrepasen la longitud de cada eje del brazo. Dependiendo de la forma en que se coloque el brazo mecánico sobre el fantoma, éste puede servir para posicionar la cámara de ionización tanto en planos horizontales como en planos verticales.

En la Figura 2.11 se puede apreciar que los ejes del brazo mecánico tienen en su estructura dos motores de corriente continua (uno por cada eje), los cuales

³²**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

mediante ruedas dentadas permiten mover unas bandas inextensibles, a una de las cuales va sujetado el un eje del brazo mecánico y a la banda de éste en cambio, va atado el mecanismo que permite sujetar la cámara de ionización. La banda del primero de estos ejes puede desplazarse una distancia máxima de 415 [mm], en tanto que en el segundo como máximo se puede desplazar 385 [mm], tal como se muestra en la Figura 2.12.

El eje de 415 [mm] es un canal, en cuyas paredes laterales existen una especie de hendiduras, por las cuales recorren unas ruedas metálicas que están empotradas al mecanismo que permite sujetar el eje de 385 [mm], lo cual sirve para facilitar el movimiento de la banda de dicho eje, disminuyendo al máximo la fricción, pero a su vez evitando los deslizamientos. En cambio el eje de 385 [mm] está formado por dos varillas de hierro muy lisas, que buscan reducir al mínimo la resistencia que presenta el agua a su movimiento y por las cuales recorre el mecanismo que permite sujetar la cámara de ionización.

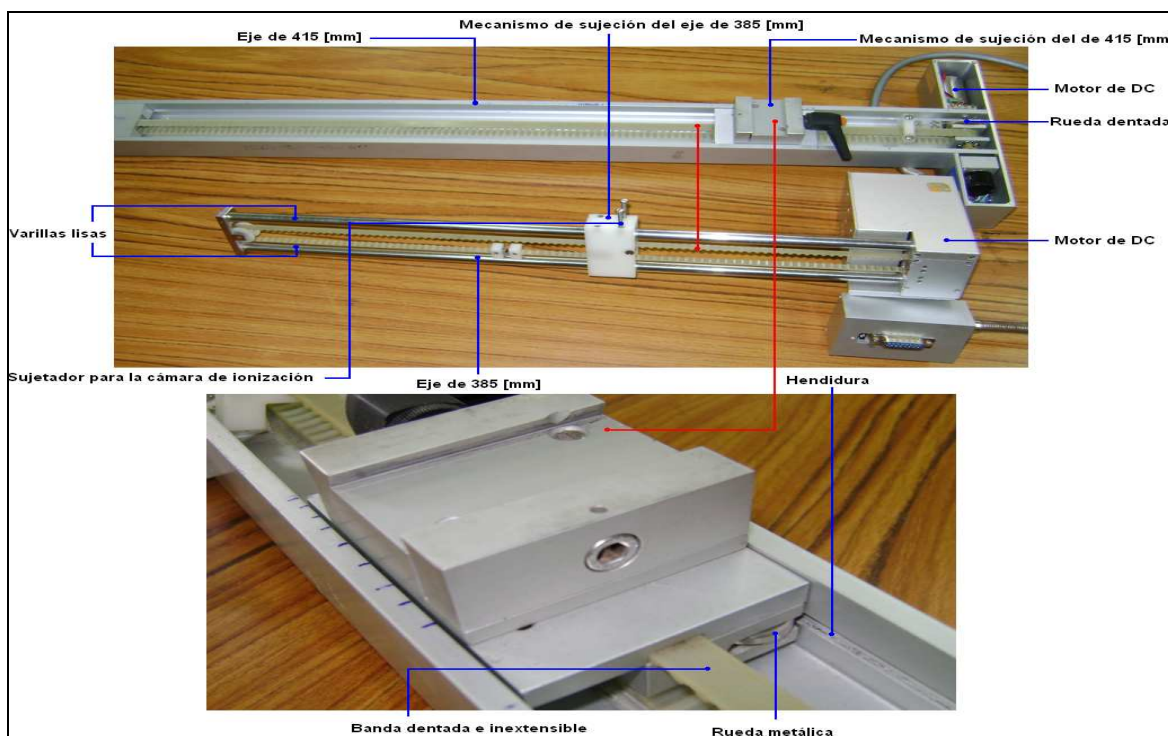


Figura 2.11: Partes mecánicas del brazo mecánico Therados³³

³³**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

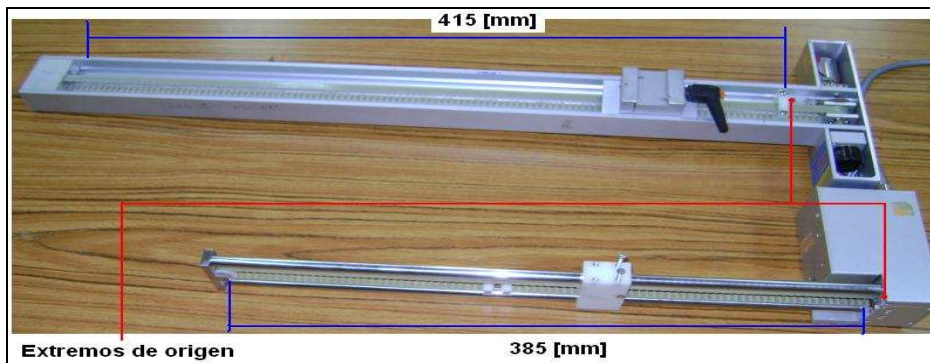


Figura 2.12: Dimensiones de los ejes del brazo mecánico³⁴

2.1.4.2 Características Electrónicas

A parte de los mecanismos de movimiento, el brazo mecánico también posee dos potenciómetros de valor nominal 10 [k Ω], uno en cada eje, los cuales están conectados con los ejes de los rotores de cada motor (Figura 2.13). Los potenciómetros junto a circuitería externa adicional (fuente, convertidor analógico digital, etc.) permiten determinar la distancia recorrida por cada banda de los ejes, a través de lo cual se puede conocer la posición de la cámara de ionización dentro del campo de medición escogido en el interior del fantoma con agua.

En los extremos que se consideran como origen de los ejes (Figura 2.12), se encuentran ubicados dos pulsadores, uno en cada eje, los cuales sirven para detectar el instante en el que llegan al origen los mecanismos de sujeción que están atados a las bandas de cada uno de dichos ejes, mediante los cuales se puede cortar inmediatamente la corriente suministrada al motor del eje en el cual se activó el pulsador y como consecuencia de ello detener el movimiento de su respectivo mecanismo de sujeción, con lo cual se evitan averías en la estructura del brazo mecánico (rotura de las bandas).

Finalmente, cada eje tiene su respectivo conector DB15 (macho para el eje de 385 [mm] y hembra para el eje de 415 [mm]), a cuyos pines van conectados tanto

³⁴**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

los terminales del motor como los del potenciómetro que posee cada eje del brazo mecánico. Se utilizan conectores de 15 pines no por el número de entradas o salidas que se necesitan, sino por el tamaño de éstos, que sirve para sujetarlos en las ranuras que se disponen para el efecto en cada eje del brazo mecánico (Figura 2.14).

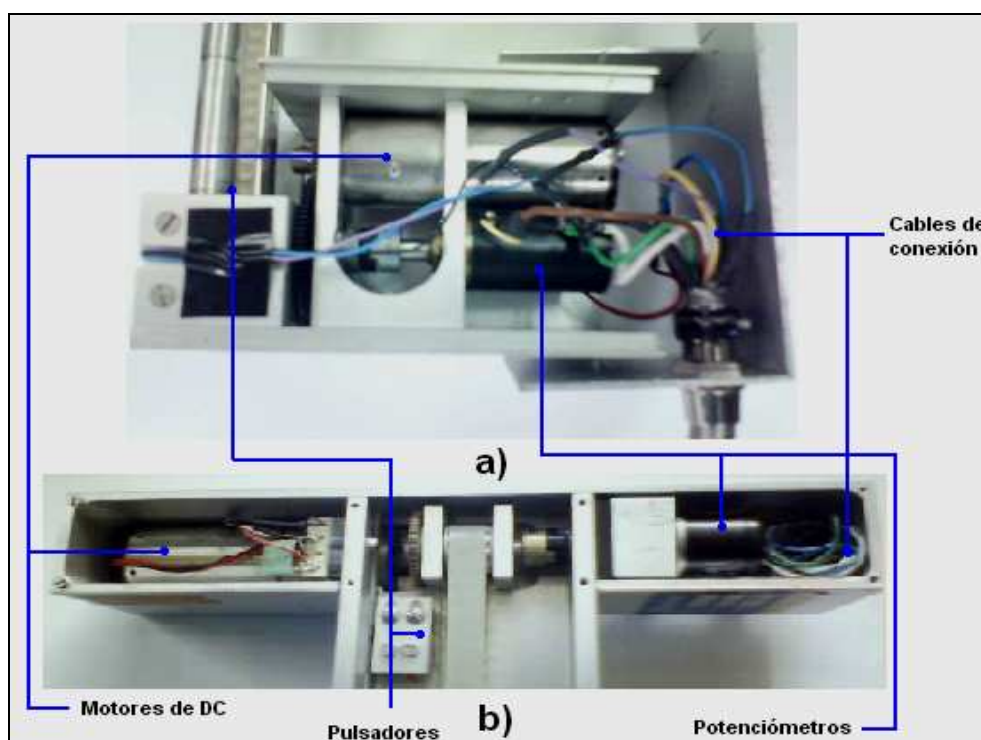


Figura 2.13: Partes electrónicas del a) eje de 385 [mm] y b) eje de 415 [mm]³⁵

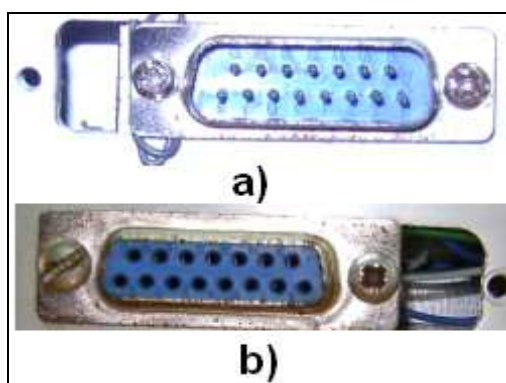


Figura 2.14: Conectores DB15 del a) eje de 385 [mm] y b) eje de 415 [mm]

³⁵**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

Pin	Eje de 385 [mm]	Eje de 415 [mm]
1	pulsador del origen	motor DC (+)
2	sin conexión	motor DC (-)
3	GND	pulsador del origen
4	motor DC (+)	GND
5	motor DC (-)	potenciómetro (extremo max.)
6	potenciómetro (extremo max.)	potenciómetro (variable)
7	potenciómetro (variable)	potenciómetro (extremo de 0)
8	potenciómetro (extremo de 0)	sin conexión
9, 10, 11, 12, 13, 14 y 15	sin conexión	sin conexión

Tabla 2.5: Función de cada pin de los conectores DB15 de los ejes del brazo mecánico

2.1.4.3 Montaje del Brazo Mecánico Sobre el Fantoma

Para ubicar el brazo mecánico sobre el fantoma, se dispone de dos sujetadores, los cuales permiten poner al brazo mecánico tanto en posición horizontal para trabajar con haces de radiación verticales como en posición vertical para trabajar con haces horizontales (Figura 2.15).

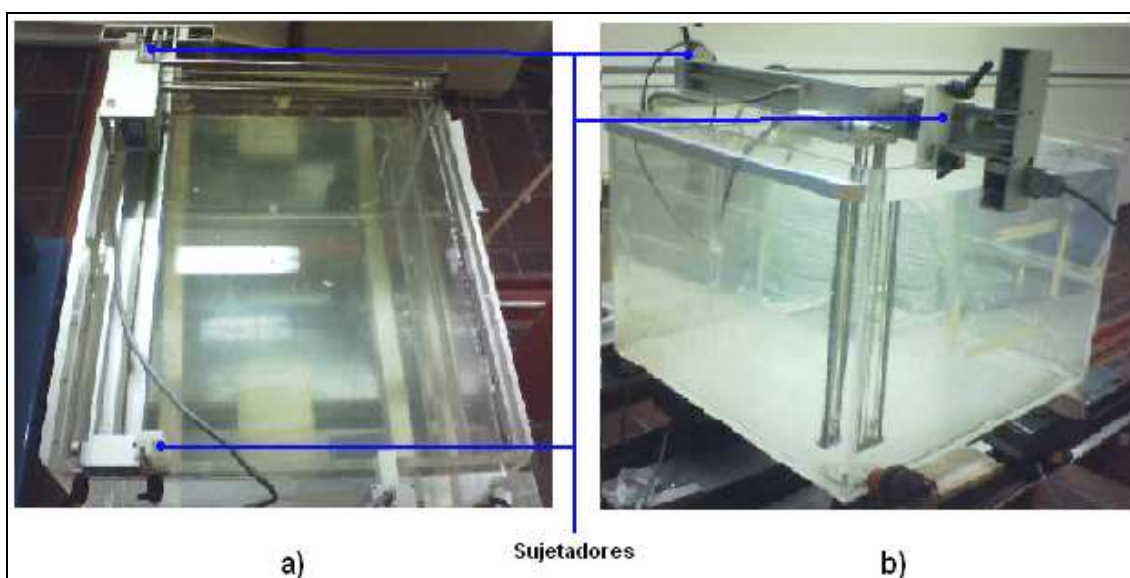


Figura 2.15: Montaje del brazo mecánico en el fantoma con agua a) en posición horizontal y b) en posición vertical³⁶

³⁶**Fuente:** Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica.

2.1.4.4 Determinación de la Velocidad de los Motores de Cada Eje

Dado que las bandas de los dos ejes del brazo mecánico son desplazadas gracias a la acción de dos motores de corriente continua, se hace necesario determinar sus velocidades tangenciales de rotación, que corresponden a la misma velocidad con la que se desplazan los mecanismos de sujeción que están atados a cada una de dichas bandas, para de esta forma poder relacionar el tiempo que se necesita aplicar un determinado voltaje a los terminales de cada motor, para recorrer la distancia requerida en cada eje y así posicionar a la cámara de ionización dentro del fantoma con agua en el lugar deseado para la medición de dosis.

2.1.4.4.1 Criterios a Tomar en Cuenta para Escoger un Voltaje de Alimentación Adecuado para los Motores del Brazo Mecánico en Función de su Velocidad

La velocidad de desplazamiento de las bandas de cada eje no debe ser muy grande, debido a que una alta velocidad ocasionaría que en el momento en que se corte el voltaje de alimentación de los motores, éstos sigan girando debido a su inercia rotacional, con lo cual las bandas de los ejes sufrirían deslizamientos, especialmente cuando se coloque al brazo en posición vertical; además, debido a que para mediciones en planos verticales, el eje de 385 [mm] va sumergido en el agua, una alta velocidad haría que aumente la resistencia de ésta al desplazamiento del mecanismo de sujeción de dicho eje, con lo cual la cámara de ionización no se ubicaría en la posición requerida. Por el contrario, una muy baja velocidad haría que los desplazamientos de las bandas sean muy lentos y en consecuencia el tiempo total de medición aumente sustancialmente.

De varias pruebas realizadas se observó que alimentando los motores de cada eje con un voltaje de 9 [V], se obtenían las velocidades más adecuadas, con lo cual se reduce al mínimo los efectos de los problemas descritos en el párrafo anterior y en consecuencia para determinar la velocidad de cada motor de los dos ejes del brazo mecánico se trabajará de aquí en adelante con el voltaje anteriormente mencionado.

2.1.4.4.2 Procedimiento para Determinar la Velocidad de los Motores del Brazo Mecánico

Para determinar la velocidad de los motores del brazo mecánico, a cada uno de éstos se le aplicará por diferentes intervalos de tiempo un voltaje de 9 [V] y luego se procederá a medir los desplazamientos de su respectiva banda para el tiempo dado. Las mediciones serán hechas despreciando la resistencia del agua al movimiento de las bandas de los ejes del brazo mecánico (por lo descrito en el punto anterior) y colocando al mismo tanto en posición horizontal como en posición vertical, luego de lo cual se promediarán los valores para obtener uno solo por cada intervalo de tiempo en que se haya medido.

2.1.4.4.3 Determinación de la Velocidad del Motor del Eje de 415 [mm]

Una vez aplicado el procedimiento descrito en el punto anterior al eje de 415 [mm] del brazo mecánico, se obtuvieron los resultados que se muestran en la siguiente tabla:

Tiempo (t) [seg]	Distancia Promedio (d) [mm]
0	0
0.07	1
0.1	1.5
0.5	7
1	14
3	42.5
6	83.8
10	141.2
15	212
20	283
27	383.3

Tabla 2.6: Datos de tiempo y distancia para el eje de 415 [mm]

Llevando a un gráfico los datos de la tabla anterior se obtiene la siguiente figura:

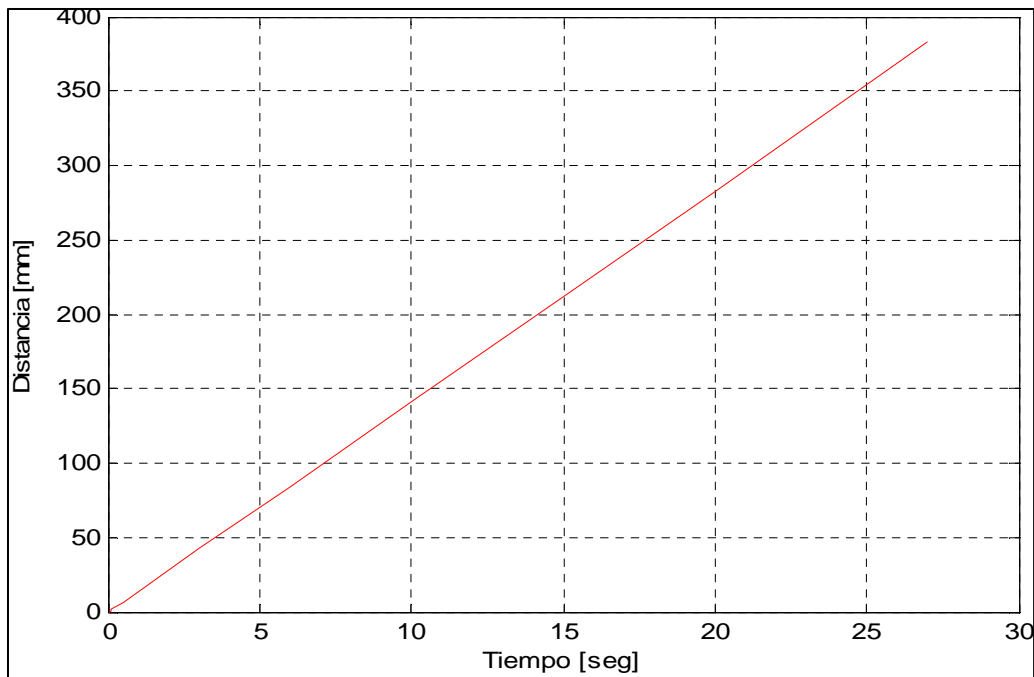


Figura 2.16: Gráfico de la distancia en función del tiempo para el eje de 415 [mm]

Aplicando las ecuaciones a.2, a.3, a.4 y a.5 del análisis de regresión (sección A.1 del ANEXO A) a los datos de la Tabla 2.6 se tiene:

$$S_{xy} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (t_i - \bar{t})(d_i - \bar{d}) = 1.25 \times 10^3 \text{ [mm} \cdot \text{seg]}$$

$$S_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (t_i - \bar{t})^2} = 9.38 \text{ [seg]}$$

$$S_y = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2} = 132.92 \text{ [mm]}$$

$$r = \frac{S_{xy}}{S_x S_y} = \frac{1.25 \times 10^3}{(9.38)(132.92)} = 1.003$$

Dado que $r = 1.003$ y observando la Figura 2.16, se concluye que la relación entre los datos de las variables de la Tabla 2.6 es lineal; por lo tanto, el tiempo de aplicación de un voltaje de 9 [V] al motor del eje de 415 [mm] se relaciona de forma lineal con el desplazamiento de la banda provocado por su rotación, en consecuencia la función que relaciona dichas variables debe ser de primer grado de la forma:

$$d = c_0 + c_1 t \quad (2.1)$$

Donde:

- d representa la distancia recorrida por la banda del eje de 415 [mm].
- t representa el tiempo de aplicación de un voltaje de 9 [V] al motor del eje de 415 [mm].
- c_1 representa la velocidad de desplazamiento de la banda del eje de 415 [mm].

Planteando la ecuación matricial a partir de la ecuación a.14 del análisis de regresión (sección A.1 del ANEXO A), que permita obtener los coeficientes de la función que mejor se ajuste a los datos de la Tabla 2.6 (ecuación 2.1) se tiene:

$$\begin{pmatrix} 0.0110 & 0.0827 \\ 0.0827 & 1.5003 \end{pmatrix} \times 10^3 \begin{pmatrix} c_0 \\ c_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.1169 \\ 2.1249 \end{pmatrix} \times 10^4$$

De donde:

$$c_0 = -0.25 [mm]$$

$$c_1 = 14.18 [mm/seg] \quad (\text{Velocidad})$$

Con lo cual:

$$d = -0.25 + 14.18.t \rightarrow [mm], \quad t \rightarrow [seg] \quad (2.2)$$

De la ecuación anterior se elimina el término independiente porque para $t = 0 [seg]$, d (distancia recorrida) debe valer también $0 [mm]$, con lo cual:

$$d = 14.18.t \rightarrow [mm] \quad (2.3)$$

Despejando t de esta ecuación se tiene:

$$t = \frac{d}{14.18} 1000 \rightarrow [mseg] \quad (2.4)$$

Comparando los resultados de la Tabla 2.6 con los que se obtienen empleando la ecuación 2.3 se tiene:

Tiempo [seg]	Distancia medida [mm]	Distancia calculada [mm]	Error ³⁷ [%]
0	0	0	-----
0.07	1	0.99	1
0.1	1.5	1.42	5.33
0.5	7	7.09	1.29
1	14	14.18	1.29
3	42.5	42.53	0.07
6	83.8	85.06	1.50
10	141.2	141.77	0.40
15	212	212.66	0.31
20	283	283.55	0.19
27	383.3	382.79	0.13

Tabla 2.7: Comparación entre los valores medidos y los valores calculados

Graficando sobre el mismo plano los datos de la Tabla 2.6 y los que se calculan a través de la ecuación 2.3 se obtiene la siguiente figura:

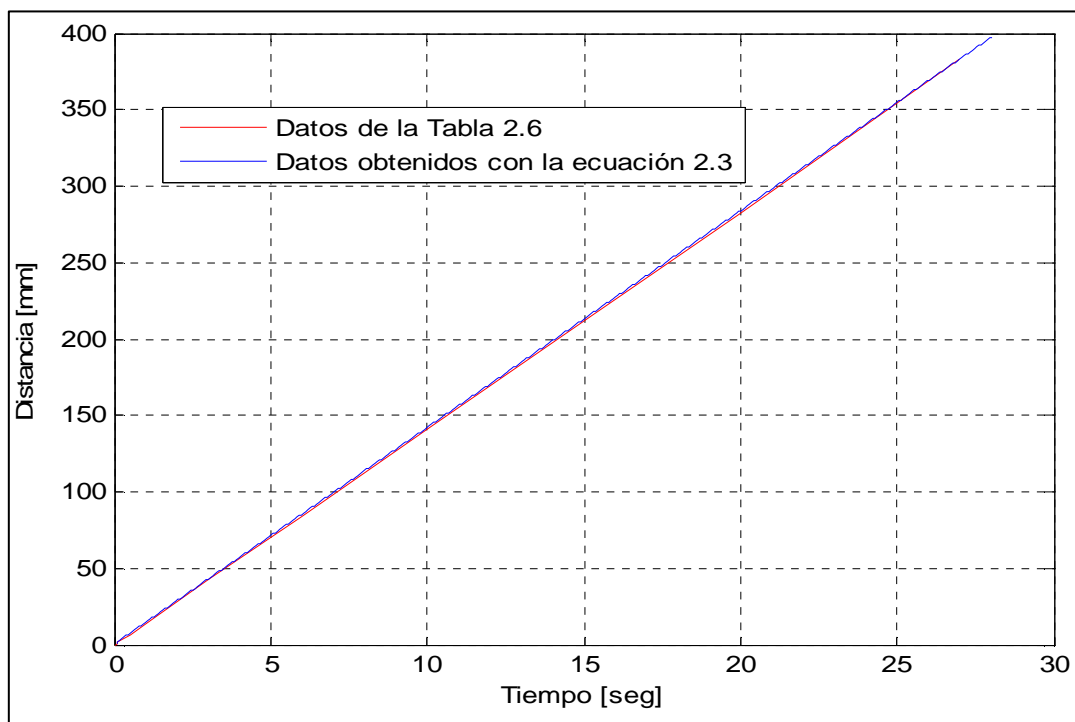


Figura 2.17: Gráfico de la distancia en función del tiempo para el eje de 415 [mm]

³⁷Se calculan empleando la ecuación a.15 de la sección A.1 del ANEXO A

Observando tanto la columna de error de la Tabla 2.7 y las rectas de la Figura 2.17, se puede concluir que las ecuaciones 2.3 y 2.4 se ajustan con bastante exactitud al comportamiento del motor del eje de 415 [mm] del brazo mecánico, además se deduce que el desplazamiento de la banda de dicho eje sigue un “Movimiento Rectilíneo Uniforme”; por lo tanto, estas ecuaciones se emplearán para el cálculo del tiempo requerido para lograr el desplazamiento del mecanismo de sujeción de este eje a la distancia que se desea, aplicando al motor un voltaje de 9 [V].

2.1.4.4.4 Determinación de la Velocidad del Motor del Eje de 385 [mm]

Aplicando el procedimiento descrito en la sección 2.1.4.4.2 del presente capítulo al eje de 385 [mm], se obtienen los resultados que se muestran en la siguiente tabla:

Tiempo (t) [seg]	Distancia Promedio (d) [mm]
0	0
0.1	1.4
0.5	6.8
1	13
3	39.6
6	79.1
10	132.2
15	197.8
20	262.8
27	352.5

Tabla 2.8: Datos de tiempo y distancia para el eje de 385 [mm]

Llevando a un gráfico los datos de la Tabla 2.8 se obtiene la Figura 2.18, en la cual se puede apreciar que la línea que une los puntos de distancia y tiempo es una recta, lo cual se confirmará más adelante aplicando un análisis de regresión a los datos de la tabla anterior.

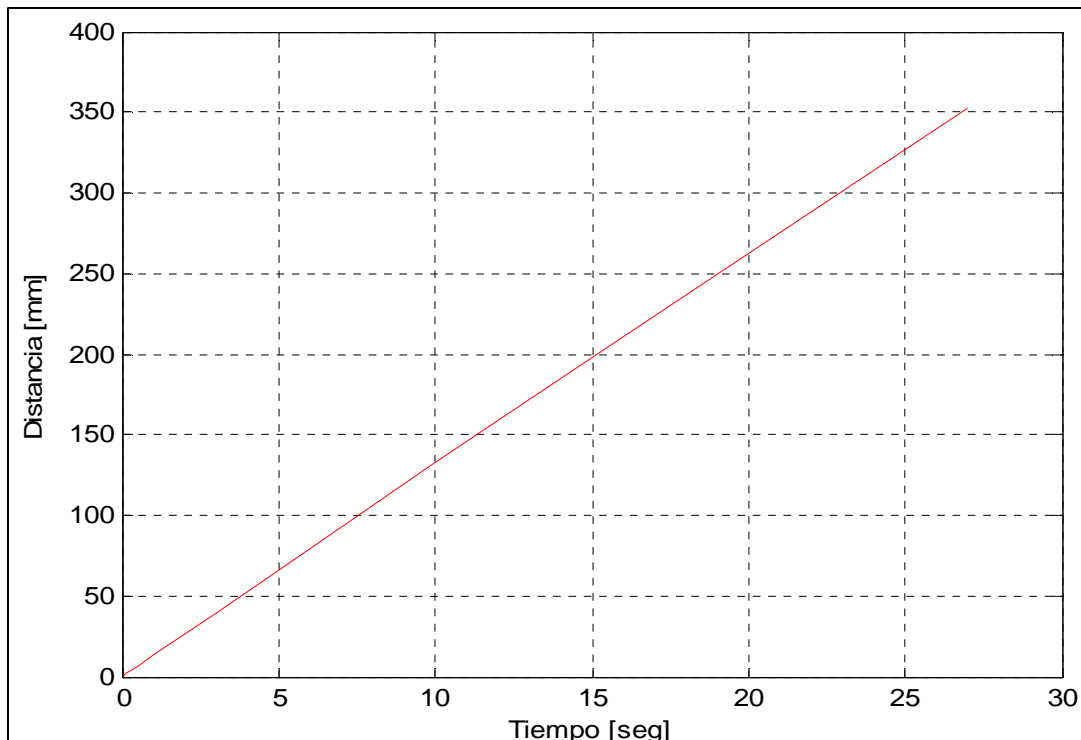


Figura 2.18: Gráfico de la distancia en función del tiempo para el eje de 385 [mm]

Aplicando las ecuaciones a.2, a.3, a.4 y a.5 del análisis de regresión (sección A.1 del ANEXO A) a los datos de la Tabla 2.8 se tiene:

$$S_{xy} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (t_i - \bar{t}) (d_i - \bar{d}) = 1.19 \times 10^3 \text{ [mm*seg]}$$

$$S_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (t_i - \bar{t})^2} = 9.53 \text{ [seg]}$$

$$S_y = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2} = 124.81 \text{ [mm]}$$

$$r = \frac{S_{xy}}{S_x S_y} = \frac{1.19 \times 10^3}{(9.53)(124.81)} = 1.00$$

Dado que $r = 1$ y observando la Figura 2.18, se concluye que la relación entre los datos de las variables de la Tabla 2.8 es lineal, al igual que en el caso del eje de 415 [mm]; por lo tanto, el tiempo de aplicación de un voltaje de 9 [V] al motor del eje de 385 [mm] y el desplazamiento del mecanismo de sujeción provocado por

su giro son directamente proporcionales entre sí, y en consecuencia la función que relaciona dichas variables debe tener la misma forma de la ecuación 2.1.

Para este caso, la constante c_0 de la ecuación 2.1, al igual que para el caso anterior, debe valer cero, porque si no se aplica ningún voltaje al motor de este eje, como consecuencia no debe haber ningún desplazamiento de su mecanismo de sujeción, por lo tanto el único valor a calcular es el del coeficiente c_1 , que corresponde justamente a la velocidad de desplazamiento de dicha banda. Planteando la ecuación que permite calcular c_1 a partir de la ecuación a.14 del análisis de regresión (sección A.1 del ANEXO A) se tiene:

$$1.5 c_1 = 19.7$$

De donde:

$$c_1 = 13.13 [mm / seg] \quad (\text{Velocidad})$$

Remplazando los valores de los coeficientes c_0 y c_1 en la ecuación 2.1 se tiene:

$$d = 13.13t \rightarrow [mm], \quad t \rightarrow [seg] \quad \mathbf{(2.5)}$$

Despejando t de la ecuación anterior queda:

$$t = \frac{d}{13.13} 1000 \rightarrow [mseg] \quad \mathbf{(2.6)}$$

Aplicando la ecuación 2.5 se obtienen los resultados que se muestran en la tercera columna de la Tabla 2.9, además en la cuarta columna de la misma tabla se calculan los errores que existen entre los valores calculados y los valores que se obtuvieron mediante medición, pudiéndose notar a través de éstos, que los coeficientes de las ecuaciones 2.5 y 2.6 están determinados con bastante exactitud, razón por la cual los valores obtenidos con la ecuación 2.5 presentan errores muy pequeños.

Tiempo [seg]	Distancia medida [mm]	Distancia calculada [mm]	Error [%]
0	0	0	-----
0.1	1.4	1.3	7.14
0.5	6.8	6.6	2.94
1	13	13.1	0.77
3	39.6	39.4	0.51
6	79.1	78.8	0.38
10	132.2	131.3	0.68
15	197.8	197	0.40
20	262.8	262.6	0.08
27	352.5	354.5	0.57

Tabla 2.9: Comparación entre los valores medidos y los valores calculados

Graficando sobre el mismo plano cartesiano los datos de la Tabla 2.8 y los que se calcularon a través de la ecuación 2.5, se obtiene la Figura 2.19, a través de la cual y revisando también la columna de error de la Tabla 2.9, se puede notar que el desplazamiento de la banda del eje de 385 [mm] sigue un “Movimiento Rectilíneo Uniforme”, cuya velocidad es de $13.13 [mm/seg]$, la cual permitirá calcular el tiempo necesario para que aplicando un voltaje de 9 [V], se pueda desplazar al mecanismo de sujeción de dicho eje a la distancia requerida.

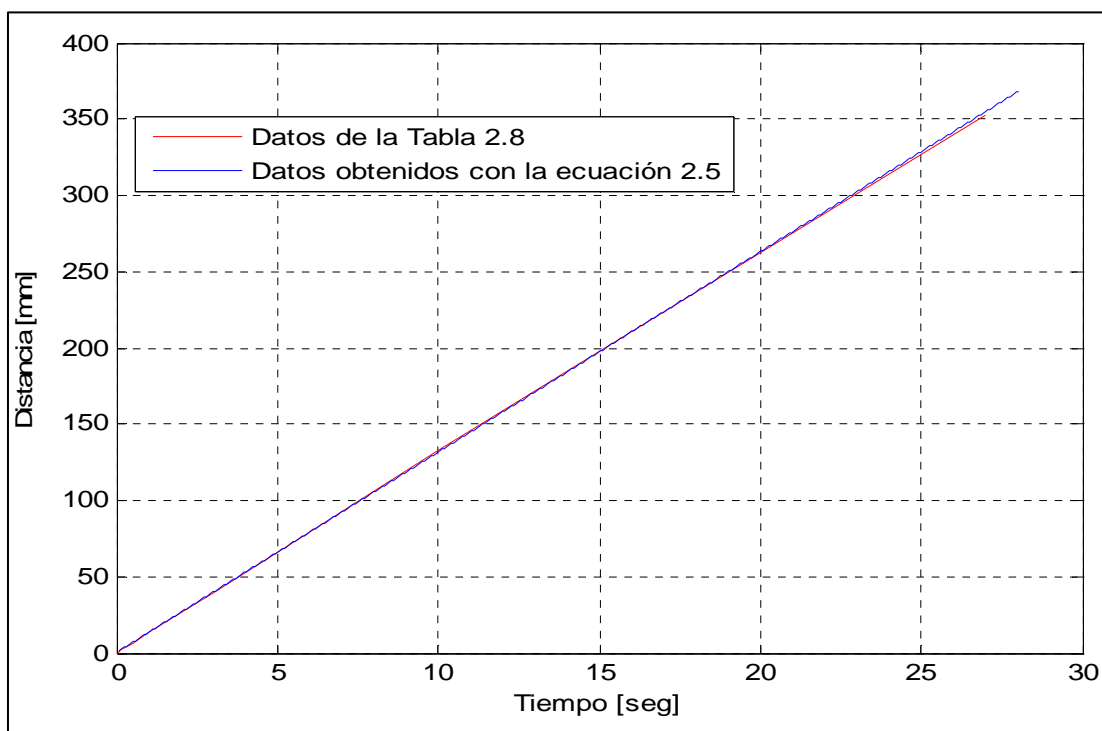


Figura 2.19: Gráfico de la distancia en función del tiempo para el eje de 385 [mm]

2.1.4.5 Análisis de Linealidad de los Potenciómetros de los Ejes del Brazo Mecánico

Como ya se mencionó en la sección 2.1.4.2 del presente capítulo, cada eje del brazo mecánico posee un potenciómetro cuya resistencia varía en función del desplazamiento que haya sufrido su respectivo mecanismo de sujeción; por lo tanto, es importante determinar si la variación de la resistencia de los potenciómetros es o no directamente proporcional al desplazamiento de dichos mecanismos de sujeción, lo cual también indicaría implícitamente si los potenciómetros son o no de característica lineal.

2.1.4.5.1 Procedimiento

Para realizar el análisis de linealidad de los potenciómetros, lo que se hará es fijar en cada banda un punto de referencia. Para el caso de la banda del eje de 415 [mm], se usará como referencia a su mecanismo de sujeción del eje de 385 [mm] y para este último se tomará como referencia a su mecanismo de sujeción de la cámara de ionización, luego de lo cual se desplazarán dichos mecanismos de sujeción una cierta distancia, la cual se medirá desde el punto donde estuvo la referencia de cada banda, cuando los mecanismos de sujeción topan los pulsadores de origen, hasta el nuevo punto donde se encuentra dicha referencia. También con un multímetro se procederá a medir el valor de resistencia que presenta el potenciómetro del eje con el que se esté trabajando entre su terminal de 0 y su terminal variable y se asociarán estos valores con las distancias medidas para cada uno de los puntos.

2.1.4.5.2 Análisis de Linealidad del Potenciómetro del Eje de 415 [mm]

Aplicando el procedimiento anterior para el eje de 415 [mm] se obtuvieron los datos que se muestran en la Tabla 2.10 y aplicando las ecuaciones a.2, a.3, a.4 y a.5 del análisis de regresión (sección A.1 del ANEXO A) a los datos de esta tabla se tiene:

$$S_{xy} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (R_i - \bar{R}) (d_i - \bar{d}) = 437.64 \text{ [k}\Omega * \text{mm]}$$

$$S_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (R_i - \bar{R})^2} = 2.92 [k\Omega]$$

$$S_y = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2} = 149.82 [mm]$$

$$r = \frac{S_{xy}}{S_x S_y} = \frac{437.64}{(2.92)(149.82)} = 1.00$$

Dado que $r = 1.00$ se concluye que la variación de la resistencia del potenciómetro del eje de 415 [mm] con relación a la variación de la distancia recorrida por la banda de este eje es lineal.

Distancia (d) [mm]	Resistencia (R) [kΩ]
0	1.55
5	1.65
10	1.74
50	2.53
100	3.53
150	4.53
200	5.51
225	6.01
250	6.51
300	7.49
350	8.48
400	9.28
415	9.57

Tabla 2.10: Datos de distancia y resistencia para el potenciómetro del eje de 415 [mm]

2.1.4.5.3 Análisis de Linealidad del Potenciómetro del Eje de 385 [mm]

Siguiendo el procedimiento descrito en la sección 2.1.4.5.1 del presente capítulo para el eje de 385 [mm], se obtuvieron los datos que se muestran en la Tabla 2.11 y aplicando las ecuaciones a.2, a.3, a.4 y a.5 del análisis de regresión (sección A.1 del ANEXO A) a los datos de esta tabla se tiene:

$$S_{xy} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (R_i - \bar{R})(d_i - \bar{d}) = 376.08 [k\Omega * mm]$$

$$S_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (R_i - \bar{R})^2} = 2.74 [k\Omega]$$

$$S_y = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2} = 137.26 [mm]$$

$$r = \frac{S_{xy}}{S_x S_y} = \frac{376.08}{(2.74)(137.26)} = 1.00$$

Dado que $r = 1.00$ se concluye que la variación de la resistencia del potenciómetro del eje de 385 [mm] con relación a la variación de la distancia recorrida por la banda de este eje, al igual que en el caso anterior, es lineal.

Distancia (d) [mm]	Resistencia (R) [kΩ]
0	0.06
5	0.15
10	0.23
50	1.03
100	2.03
150	3.03
200	4.04
225	4.53
250	5.05
300	6.03
350	7.02
385	7.73

Tabla 2.11: Datos de distancia y resistencia para el potenciómetro del eje de 385 [mm]

2.1.4.6 Determinación de la Función que Permita Obtener la Distancia Recorrida por los Mecanismos de Sujeción de los Ejes del Brazo Mecánico Mediante el Uso de Potenciómetros

Una vez que se ha determinado que el valor de resistencia de los dos potenciómetros de los ejes del brazo mecánico varía de forma lineal con el desplazamiento de sus respectivas bandas, lo que resta es encontrar las funciones que permitan determinar la distancia para cada eje, a través del valor

de resistencia que presenten dichos potenciómetros para el punto donde se desea conocer el espacio recorrido por cada banda.

A continuación se describirán dos posibilidades que se tiene para determinar la distancia que recorre cada banda en su respectivo eje del brazo mecánico y luego comparando estas opciones se procederá a escoger, en función de algunos criterios, la mejor de ellas.

2.1.4.6.1 Primera Opción: Determinación de la Distancia Mediante un Método Indirecto

Con esta opción se determinará la distancia que recorren los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico, mediante una función que relacione este parámetro con el valor de resistencia medido indirectamente con un convertidor analógico digital (CAD); por lo tanto si se aplicara un análisis de regresión a los datos de distancia y resistencia de cualquiera de las dos tablas anteriores (Tabla 2.10 o 2.11), se obtendría una función cuya forma sería:

$$R_1 = R_0 + k_1 d \quad (2.7)$$

Donde:

- R_1 es el valor de resistencia del potenciómetro de cualquiera de los ejes del brazo mecánico.
- R_0 es el valor de resistencia que presenta el potenciómetro cuando la banda está en el origen de su respectivo eje.
- d es la distancia que recorre la banda de cualquier eje desde su respectivo origen.

Por otro lado, si a un potenciómetro de cualquiera de los dos ejes se le aplicara un voltaje V_{cc} entre sus terminales fijos, y si se considera que éste presenta una resistencia R_1 entre el extremo de 0 y el terminal variable, tal como se muestra en la Figura 2.20.

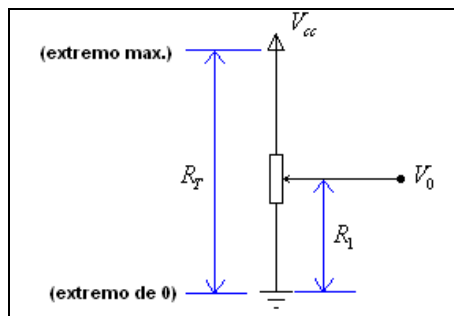


Figura 2.20: Esquema de un potenciómetro de uno de los ejes del brazo mecánico

Aplicando el concepto de divisor de voltaje, la tensión que caería en el tramo de resistencia R_1 del potenciómetro de la Figura 2.20 sería:

$$V_0 = \frac{R_1 V_{cc}}{R_T} \quad (2.8)$$

Reemplazando en la fórmula anterior la ecuación 2.7 se tiene:

$$V_0 = \frac{(R_0 + k_1 d) V_{cc}}{R_T} \quad (2.9)$$

Si se pusiera un convertidor analógico digital (CAD) lineal, que tenga una resolución de n bits al terminal variable del potenciómetro mostrado en la Figura 2.20, entonces el valor de conversión entregado por el CAD será:

$$ADC = \frac{V_0}{V_{ref}} (2^n - 1) \quad (2.10)$$

Donde:

- ADC es el valor decimal de conversión que entrega el CAD.
- V_0 es voltaje que cae entre el terminal de 0 y el terminal variable del potenciómetro.
- V_{ref} es el voltaje de referencia usado por el CAD.

Reemplazando la fórmula anterior en la ecuación 2.9 y despejando d de la ecuación resultante se tiene:

$$d = -\frac{R_0}{k_1} + \frac{R_T V_{ref}}{(2^n - 1) V_{cc} k_1} ADC \quad (2.11)$$

Donde el único término variable será ADC , que indirectamente indica a través del voltaje que entra al CAD, el valor de la resistencia R_1 que presenta el potenciómetro, cuando la banda con la que éste trabaja se encuentra en la posición en la que se quiere medir la distancia.

Los valores de R_T , V_{cc} y V_{ref} son datos conocidos, en tanto que k_1 y R_0 son valores que se obtendrán mediante análisis de regresión.

2.1.4.6.2 Segunda Opción: Determinación de la Distancia Mediante un Método Directo

Esta opción permitirá determinar la distancia que recorren los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico, mediante una función que relacione directamente este parámetro con los valores entregados por un convertidor analógico digital (CAD); por lo tanto si a través del circuito mostrado en la Figura 2.21, se obtuvieran los valores que entrega un CAD para cada desplazamiento que experimenta la banda de cualquier eje del brazo mecánico, respecto a su origen, entonces se podría realizar un análisis de regresión sobre estos datos, para determinar una función que relacione directamente la distancia recorrida por dichas bandas con el valor que entregue un CAD para el eje con el que se esté trabajando, cuya forma sería:

$$d = d_0 + k_2 ADC \quad (2.12)$$

Donde:

- d es la distancia que se ha desplazado la banda de un eje respecto a su origen.

- d_0 es la distancia inicial que se obtiene a través del análisis de regresión.
- ADC es el valor que entrega el CAD para el punto donde se ha desplazado la banda de un eje.

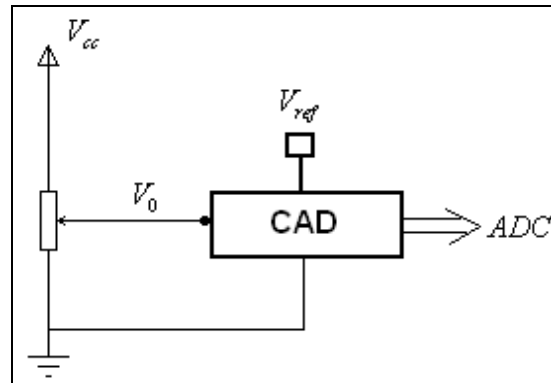


Figura 2.21: Esquema de conexión de un CAD a un potenciómetro

En este caso solo habría que hacer un número suficiente de mediciones utilizando el circuito mostrado en la figura anterior para cada eje del brazo mecánico, con el objetivo de obtener los datos de distancia y valores del CAD, necesarios para realizar el análisis de regresión y de esta manera obtener las funciones de distancia para cada eje.

2.1.4.6.3 Selección de la Mejor Opción

Haciendo una comparación entre las ecuaciones 2.11 y 2.12, se puede notar que existe una similitud entre las mismas, debido a que los términos d_0 y k_2 de la

ecuación 2.12 equivalen, respectivamente a $-\frac{R_0}{k_1}$ y $\frac{R_T V_{ref}}{(2^n - 1)V_{cc} k_1}$ de la ecuación

2.11; por lo tanto, en cuanto a la forma de los resultados no hay ninguna diferencia entre las dos opciones, entonces lo que resta es analizar en cuál de los dos métodos hay mayor posibilidad de cometer errores.

La ecuación 2.11 tiene algunas constantes, cuyos valores deben ser determinados mediante medición directa de los mismos (R_0, R_T, V_{ref} y V_{cc}) o a

través de la aplicación de un análisis de regresión (para determinar k_1) a valores de resistencia y distancia obtenidos a través de diferentes mediciones, proceso en el cual pueden introducirse errores, especialmente cuando se tenga que medir la resistencia de los potenciómetros, debido a que en este procedimiento se tiene que utilizar un óhmetro, el cual debe ser bastante preciso para entregar sus lecturas con mínimo error; además, éstos datos deberán ser procesados a través de un análisis de regresión, cuyos cálculos también podrían introducir algún error, principalmente por redondeo.

Por otro lado, el empleo de la ecuación 2.12 demanda de un análisis de regresión (para determinar los valores de d_0 y k_2) a datos de distancia y sus correspondientes valores que entregue el CAD, proceso en el cual también se pueden introducir errores, ya sea en la medida de la distancia y/o en los valores que entregue el CAD, pero es importante anotar que los resultados que arroje la ecuación 2.11, a parte de los parámetros ya mencionados anteriormente, también dependen del valor que entregue el CAD, por lo tanto, el empleo de esta ecuación demanda la realización de más mediciones y cálculos que los requeridos por la ecuación 2.12, dejando abierta la posibilidad de cometer mayor cantidad de errores. En consecuencia, para el cálculo de la distancia se empleará la ecuación 2.12.

El circuito que se empleará para el uso del CAD se diseñará en el siguiente capítulo y a través de éste se determinarán los valores de las constantes d_0 y k_2 de la ecuación 2.12.

CAPÍTULO III

INTRODUCCIÓN

El presente capítulo trata sobre el diseño de las diferentes partes constitutivas del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, tanto a nivel de hardware como a nivel de software, partiendo de la información descrita en los dos capítulos anteriores.

En la primera parte de este capítulo se aborda sobre la estructura y las consideraciones generales que se tendrán en cuenta, para el diseño de las diferentes partes que conforman el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, para lo cual se incluye un diagrama de bloques que indica la forma en la que trabajarán cada uno de sus componentes.

Luego se explica el diseño del hardware que conforma la Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD), para lo cual se incluyen los diferentes circuitos que forman parte de ésta, así como también se hace una descripción de la función que cumplen cada uno de ellos dentro del circuito total. En la parte final de este punto se incluye un análisis matemático, en base a los datos obtenidos con el circuito diseñado, mediante el cual se determina el valor de las constantes que se utilizarán para calcular el valor de la posición, a la que se encuentran cada uno de los mecanismos de sujeción de los dos ejes del brazo mecánico, con respecto de sus correspondientes orígenes, en base a la combinación que entregue el respectivo convertidor analógico digital (CAD) al que esté conectado.

A continuación se describe, mediante diagramas de flujo, los diferentes procedimientos que ejecuta el software que trabaja en el microcontrolador de la UCMAD, el cual le permite a ésta cumplir con las órdenes que le son dadas por parte del Sistema Informático (SI), ya sea para controlar el movimiento de los ejes

del brazo mecánico y/o para adquirir datos desde el dosímetro y luego enviarlos hacia el SI.

En la parte final de este capítulo, se aborda sobre la implementación del SI, describiendo las utilidades que presenta la interfaz gráfica de éste, al momento de interactuar con el usuario. Se explica la función que desempeña cada una de las pestañas implementadas, con sus correspondientes opciones, la función de cada uno de los cuadros de la interfaz gráfica, el formato de los archivos de Excel en los que se almacenan los resultados de una medición y finalmente se describen los diferentes mensajes de error, recomendación y aviso que puede desplegar el SI durante su operación.

3.1 DISEÑO DEL SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

El Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis está integrado por los siguientes componentes de hardware y software:

- Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD)
- Dosímetro con su correspondiente cámara de ionización
- Fantoma scanner, constituido por el fantoma de agua junto con el brazo mecánico
- Sistema Informático (SI)

Estas unidades deberán trabajar de manera ordenada y sincronizada, cumpliendo a cabalidad con las órdenes programadas por el usuario según su necesidad.

3.1.1 ESTRUCTURA DEL SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

La estructura y la forma en la que trabajarán los diferentes componentes del Sistema Automático de Medición de Distribución de dosis se puede ver a través

del esquema que se muestra en la Figura 3.1, en el cual se muestra la relación que habrá entre cada uno de ellos, en lo que se refiere principalmente al envío y recepción de datos.

3.1.2 CONSIDERACIONES GENERALES PARA EL DISEÑO

3.1.2.1 CONSIDERACIONES DE TIEMPO

Todas las unidades del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis deberán ejecutar la acción que les corresponda en tiempo real, evitando realizar acciones innecesarias que incrementen el tiempo total de medición.

3.1.2.2 CONSIDERACIONES PARA LA OPERACIÓN ENTRE EL COMPUTADOR Y LA UCMAD

Debido a que se ejecutarán simultáneamente dos programas, uno en un computador (Sistema Informático) y otro en un microcontrolador que formará parte de la Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD), se deberán crear puntos de sincronización en ambos programas, que permitan que éstos mantengan comunicación, a través de la cual, el un software informará al otro que está listo para recibir datos, si es el caso, o ejecutar alguna acción, luego de lo cual, deberá también informar que ha terminado de recibir dichos datos, o que ha finalizado la ejecución de la tarea que se le ordenó, con lo que se garantiza que si uno de ellos se ejecuta más rápido que el otro, no existan desfases de tiempo entre los mismos y sobre todo que el software que se ejecuta más rápido, espere al otro para que el sistema no presente fallas durante el funcionamiento.

Considerando que el envío de datos y la ejecución de acciones no son tareas exclusivas de uno de los programas, sino más bien que deberán ser realizadas por ambos códigos, la comunicación anteriormente mencionada, deberá ser bidireccional e iniciará con el llamado que haga el Sistema Informático (SI) al software del microcontrolador presente en la UCMAD.

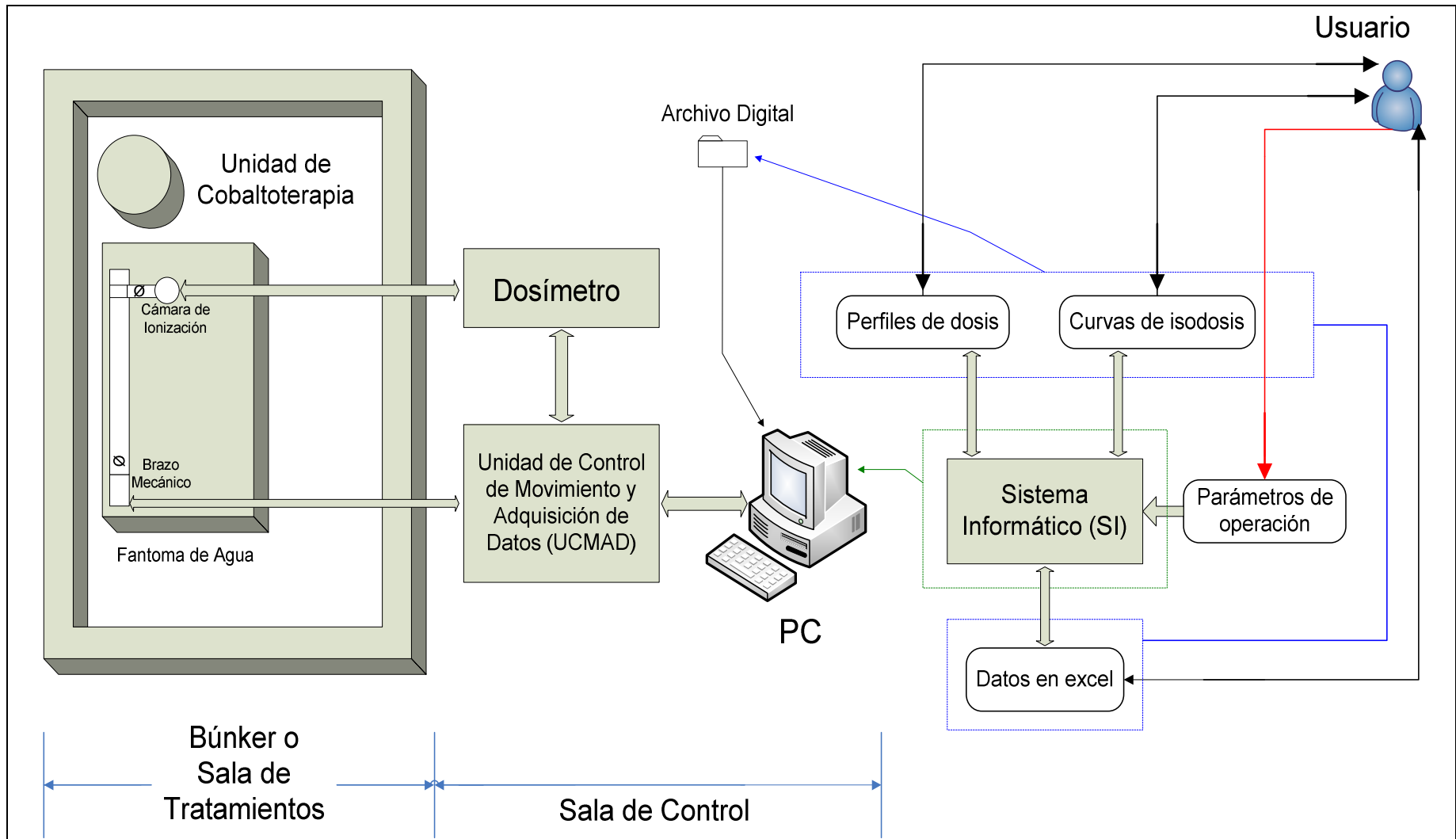


Figura 3.1: Diagrama de Bloques del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis

Por lo expuesto al inicio de esta sección, la modalidad en la que trabajará el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis será la de maestro–esclavo, donde el maestro será el computador a través del Sistema Informático (SI) que opere en el mismo, en tanto que el esclavo será la UCMAD, la cual por sí sola no podrá ejecutar ninguna tarea, sino que deberá esperar a que el computador le envíe alguna orden con sus correspondientes datos, para luego ejecutar la misma, al final de la cual deberá confirmarle al SI que terminó de realizar dicha tarea.

A través de la modalidad de trabajo maestro–esclavo, se asegura que los dos componentes más importantes para la operación del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, como son el computador con el Sistema Informático (SI) y la UCMAD, trabajen de manera sincronizada, con lo cual se garantiza el correcto funcionamiento de este sistema.

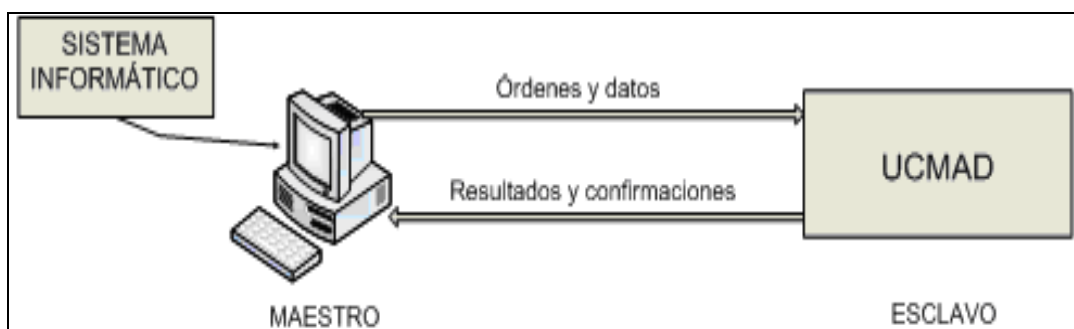


Figura 3.2: Esquema de trabajo entre el computador y la UCMAD

3.1.2.3 CONSIDERACIONES PARA LA ALIMENTACIÓN ELÉCTRICA DE LA UCMAD

En lo que se refiere a la alimentación eléctrica de la UCMAD, ésta deberá ser la que se dispone en la red normal de energía eléctrica; es decir, 120 [V] a 60 [Hz] de frecuencia; por lo tanto, esta unidad deberá contar con un circuito para transformar dicha señal a los niveles apropiados de voltaje en corriente continua (DC), que se necesiten para el funcionamiento de cada uno de sus componentes.

3.1.2.4 CONSIDERACIONES PARA LA FORMA DE COMUNICACIÓN ENTRE LAS UNIDADES QUE TRABAJARÁN EN LA SALA DE TRATAMIENTOS Y LAS QUE ESTARÁN EN LA SALA DE CONTROL

Debido a que el espesor de las paredes del búnker o sala de tratamientos donde se efectuarán las mediciones oscila entre 0.8 y 1 [m] y sumando a esto el hecho de que sólo se dispone de un pequeño orificio inclinado, en la pared que da a la sala de control, para la entrada del cableado que conecta a las diferentes partes de la unidad de cobaltoterapia con su panel de control que está fuera del búnker (ver la sección 1.1.2.4.1.5 del capítulo I), entonces la entrada y salida de datos entre los dispositivos que están dentro del búnker y los que se encuentren fuera de éste, en la sala de control, deberá hacerse mediante cables, debido a que un enlace inalámbrico en estas condiciones, no funcionaría adecuadamente y en este caso lo que se requiere es que la comunicación entre dichas unidades se dé en el momento en que se necesite de la misma y durante un proceso de medición, no deberá presentar interrupciones.

3.1.3 DISEÑO DE LA UNIDAD DE CONTROL DE MOVIMIENTO Y ADQUISICIÓN DE DATOS (UCMAD)

3.1.3.1 DISEÑO DEL HARDWARE

3.1.3.1.1 Acciones que Cumplirá la UCMAD

A través del diagrama de bloques mostrado en la Figura 3.1, se puede ver que la UCMAD deberá contar con elementos que realicen las siguientes funciones:

- Recibir y enviar datos en forma serial desde y hacia el Sistema Informático (SI) que está en un computador.
- Operar los motores de corriente continua (sentido y tiempo de rotación) que tiene el brazo mecánico, a través los cuales se mueven las bandas de sus

respectivos ejes, con el objetivo de posicionar la cámara de ionización en el punto requerido para la medición de dosis.

- Medir de forma indirecta el valor de resistencia que presenten los potenciómetros del brazo mecánico, para enviar este dato al SI, el cual servirá para conocer la posición de la cámara de ionización, respecto del origen del brazo mecánico.
- Operar de manera automática los controles que tiene el dosímetro para ejecutar mediciones, en función de los parámetros de medición que haya ingresado el usuario a través de la interfaz gráfica del SI.
- Recibir del dosímetro en forma digital el valor de dosis con su correspondiente unidad y enviar estos datos hacia el SI del computador.
- Reportar al SI de las tareas que haya realizado.
- Reportar al SI si los ejes del brazo mecánico y/o el dosímetro están o no conectados a sus respectivos puertos, antes de ejecutar una orden dada por el usuario.

3.1.3.1.2 Arquitectura Electrónica de la UCMAD

La arquitectura electrónica de la Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD) se muestra en la Figura 3.3, en la cual se puede observar a cada uno de sus componentes y su forma de interacción (comunicación).

3.1.3.1.3 Selección del Microcontrolador para la UCMAD

En el esquema mostrado en la Figura 3.3, se puede ver que el microcontrolador es el dispositivo que comandará la operación de cada uno de los demás elementos que tiene la UCMAD, por lo tanto se requiere que éste cumpla los siguientes requerimientos mínimos:

- El espacio de memoria de programa (ROM o flash) deberá tener un tamaño mínimo de 3500 [B] (71% más que el tamaño de la memoria ROM del dosímetro), que se utilizará para almacenar el código que tendrá que ejecutar para el funcionamiento de la UCMAD.

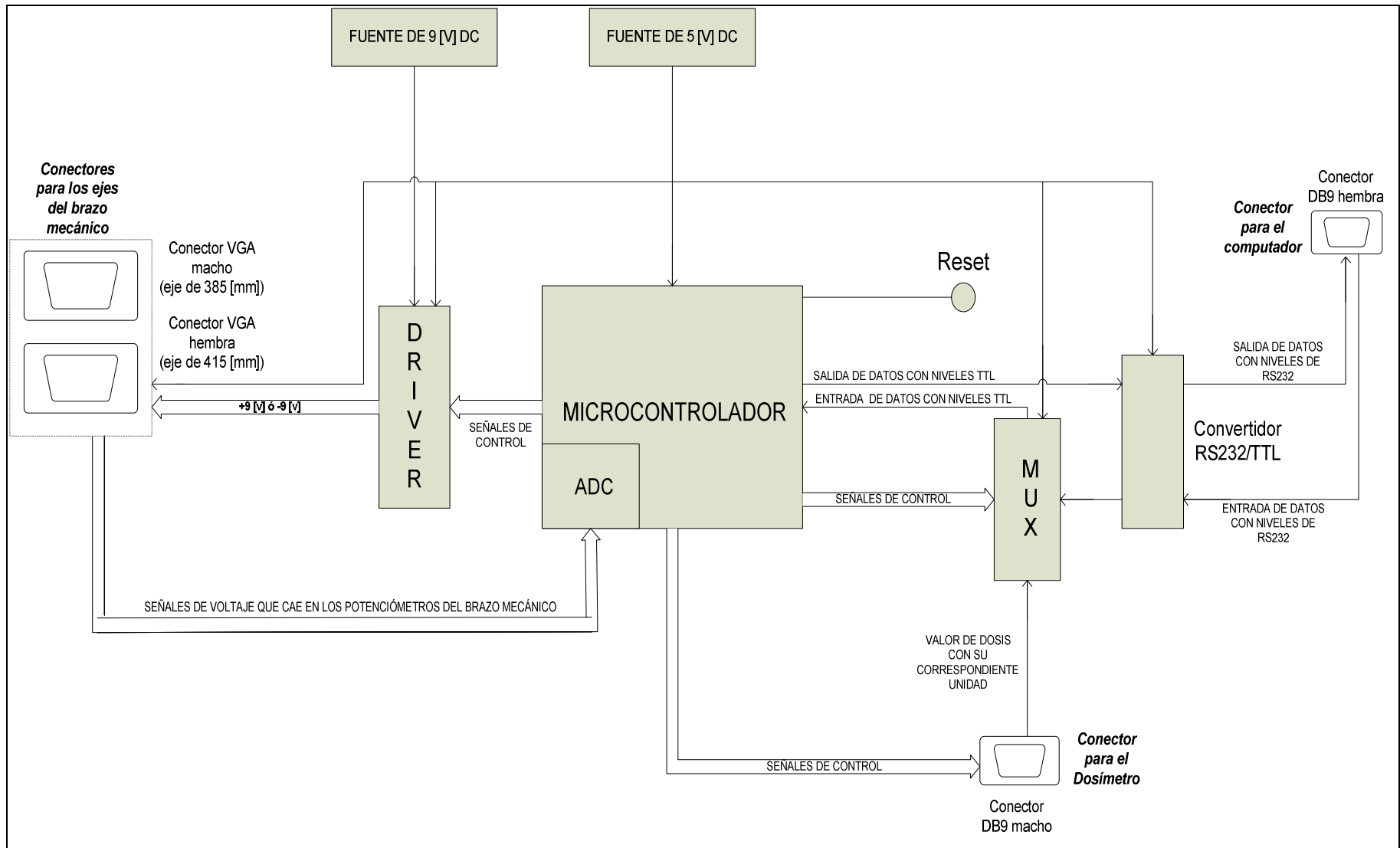


Figura 3.3: Arquitectura electrónica de la Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD)

- El espacio de memoria para datos (RAM) deberá ser de por lo menos 104 [B], lo cual se utilizará para los propósitos que se resumen a través de la siguiente tabla:

Ítem	Cantidad [B]
Buffer para almacenar los datos de una medición	14
Variables que actúan como contadores	10
Buffer para almacenar los datos que envía el SI	20
10 variables de propósito general de formato corto (2 [B/variable])	20
10 variables de propósito general de formato largo (4 [B/variable])	40
Total	104

Tabla 3.1: Detalle del requerimiento mínimo de memoria RAM del microcontrolador

- Debido a que el microcontrolador tiene conexión con los demás elementos de la UCMAD para controlar su operación, éste deberá contar con al menos 20 pines para entrada y salida de datos, cuyo detalle se muestra en la Tabla 3.2, a través de los cuales pueda enviar señales de control o recibir señales de datos, si es el caso, para controlar el funcionamiento adecuado de los mismos o recibir algún tipo de información, respectivamente. Por lo menos 8 de estos pines, mediante software, deberán permitir activar y desactivar sus resistencias internas de pull-up, lo cual servirá entre otras cosas para verificar si los periféricos de la UCMAD están o no conectados a sus respectivos puertos.

Ítem	Función	Cantidad de Pines
Comunicación serial	Transmisión (O)	1
	Recepción (I)	1
Control y operación del brazo mecánico	Recepción de las señales de los potenciómetros de los ejes (I)	2
	Conexión con los pulsadores de los ejes (I)	2
	Verificación de conexión de los ejes con la UCMAD (I)	2
Control y operación del dosímetro	Manejo de las señales de operación (reset, start, stop) (O)	3
	Verificación de conexión con la UCMAD (I)	1
Operación del multiplexor	Manejo de las líneas de control (O)	3
Operación del driver	Manejo de las líneas de control (O)	4
Operación de un led	Encendido y apagado (O)	1
Total		20
(I)	Indica los pines que actúan como entrada de datos	
(O)	Indica los pines que actúan como salida de datos	

Tabla 3.2: Detalle del requerimiento mínimo de pines del microcontrolador

- Debido a que la UCMAD tendrá que recibir y enviar datos desde y hacia el computador con el que esté trabajando y además dado que también tendrá que recibir el valor y unidad de dosis desde el dosímetro, el microcontrolador que forme parte de ésta, deberá tener en su estructura un puerto para comunicación serial, cuya velocidad pueda controlarse (modificar su valor) desde software, debido a que la velocidad de comunicación con la computadora, no será la misma velocidad con la que reciba los datos desde el dosímetro, debido a que ésta es muy baja (sección 2.1.1.4 del capítulo II).
- Para evitar el uso de circuitería adicional y reducir el tamaño del circuito total de la UCMAD, el microcontrolador deberá tener incorporado a su estructura al menos dos convertidores analógico digitales (CADs), cada uno con una resolución de mínimo 10 [b] (Tabla 3.3), los cuales se utilizarán para cuantificar el voltaje que caiga en el potenciómetro de cada uno de los ejes del brazo mecánico, con lo cual se podrá determinar la distancia recorrida por cada uno de sus mecanismos de sujeción.

Resolución del CAD [b]	Precisión para el eje de 415 [mm] [mm/Combinación]	Precisión para el eje de 385 [mm] [mm/Combinación]
8	1.62	1.5
9	0.81	0.75
10	0.41	0.38
11	0.20	0.19
12	0.10	0.09
13	0.05	0.05

Tabla 3.3: Precisión que ofrecen los CADs en función de sus bits de resolución para determinar la distancia recorrida por cada mecanismo de sujeción del brazo mecánico

- Finalmente, considerando lo mencionado en los puntos 2.1.1.2.1 y 2.1.1.2.2 del capítulo anterior y tomando en cuenta que los demás elementos que integran la UCMAD tendrán interfaces tipo TTL (lógica transistor a transistor), el microcontrolador a utilizar también deberá estar construido con este tipo de tecnología, con lo cual se evitará tener conflictos, especialmente con los niveles de señal (voltaje) que manejen los

mismos en sus interfaces durante su operación. Se utilizarán elementos fabricados con tecnología TTL, debido a que éstos tienen la ventaja de soportar cargas estáticas que pudieran introducirse por los pórticos que conectan la UCMAD con sus periféricos.

Considerando lo anteriormente expuesto, se seleccionó al microcontrolador AVR ATmega 16 de ATMEL, cuyas características se ajustan a los mínimos requerimientos antes mencionados y respecto de la cuales se hace un resumen, que se presenta en la sección B.1 del ANEXO B.

3.1.3.1.4 Diseño del Circuito para la Comunicación Serial entre el PC y la UCMAD

Dado que la mayoría de computadores presentan, entre las varias opciones de puertos para conectar periféricos, al puerto serial y tomando en cuenta que éste funciona con las características del interfaz RS232 ³⁸, entonces es necesario diseñar un circuito que convierta los niveles de voltaje de RS232 (de -3 [V] a -25 [V] para uno lógico y de +3 [V] a +25 [V] para cero lógico) a niveles TTL (de 0.2 [V] a 0.8 [V] para un cero lógico y de 2.4 [V] a 5.25 [V] para un uno lógico), cuando la información va desde el computador hacia la UCMAD y de niveles TTL a niveles de RS232, cuando la información va en sentido contrario. Este circuito deberá ser polarizado con +5 [V] de corriente directa y de ninguna manera deberá alterar o cambiar la información que pase a través de éste (Figura 3.4).

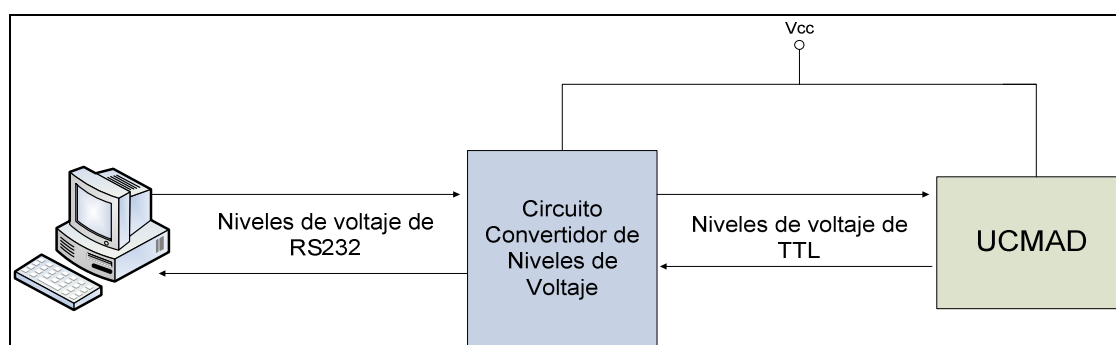


Figura 3.4: Esquema del circuito para la comunicación entre el PC y la UCMAD

³⁸Este interfaz da una norma para el intercambio de datos binarios en forma serial entre un DTE (Equipo terminal de datos) y un DCE (Equipo de comunicación de datos).

La forma de comunicación entre el computador y la UCMAD deberá ser null-módem³⁹, con lo cual se evita usar equipos adicionales de comunicación, puesto que la distancia entre estos dos dispositivos como máximo será de un par de metros.

El dispositivo que se utilizará para cambiar los niveles de señal de TTL a los niveles de RS232 y viceversa es el MAX232E (sección B.2 del ANEXO B). Tomando en cuenta las recomendaciones dadas por el fabricante de este integrado, se diseñó el siguiente circuito:

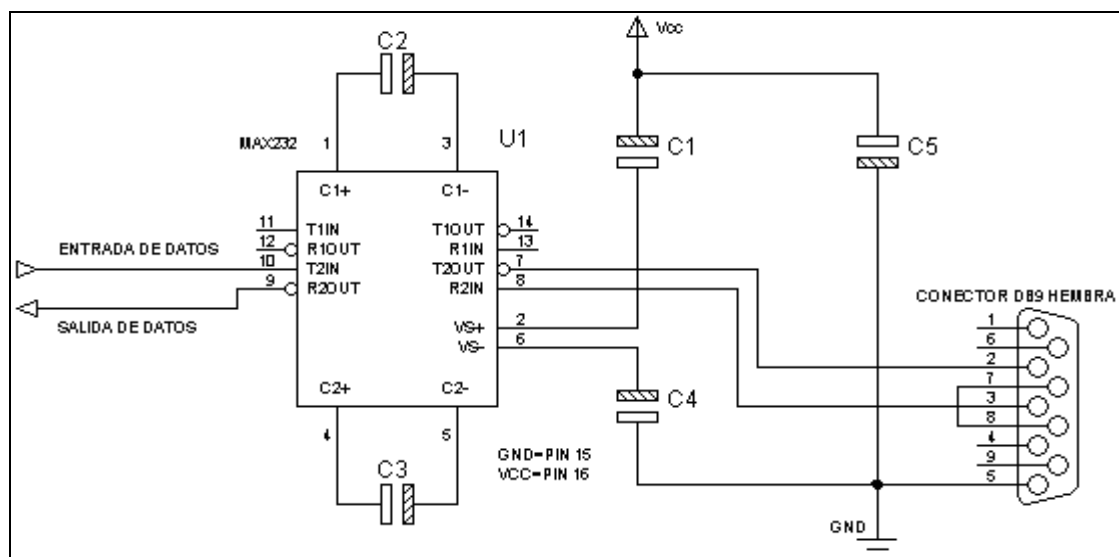


Figura 3.5: Circuito para la comunicación entre el PC y la UCMAD

Los valores de los capacitores C1, C2, C3 y C4 están dados en función de las recomendaciones dadas por el fabricante del MAX232E (sección B.2 del ANEXO B), el cual recomienda que sean capacitores electrolíticos de 1 [uF], en tanto que C5 tiene un valor de 0.1 [uF] y actúa como filtro pasivo tipo pasabajos, para evitar la interferencia de señales externas.

El conector DB9 hembra, toma algunas de las señales del puerto serial, con el interfaz RS232 de la computadora y las envía al MAX232E. Estas señales son:

³⁹Null-módem es una forma de comunicación para conectar dos terminales usando un cable serial con el interfaz RS-232. En esta forma de comunicación las líneas de transmisión y recepción están cruzadas entre sí.

TD (transmisión de datos en el pin 3), RD (recepción de datos en el pin2), GND (señal de tierra en el pin 5) y también permite unir entre sí a los pines de las señales de RTS (aviso para envío de datos en el pin 7) y CTS (aviso para recepción de datos en el pin 8), con lo cual se hace posible la comunicación null módem, es decir sin señales de handshake (control), entre el PC y la UCMAD. Además como el tipo de comunicación es asincrónica, no se requiere la transmisión de una señal de reloj.

Para el caso en que el PC con el que se esté trabajando no disponga de un puerto serial, se utilizará un adaptador RS232/USB, para lograr la conexión necesaria para el funcionamiento del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis.

3.1.3.1.5 Diseño del Circuito para Multiplexar las Señales que Ingresan por el Pin de Recepción Serial de Datos del Microcontrolador

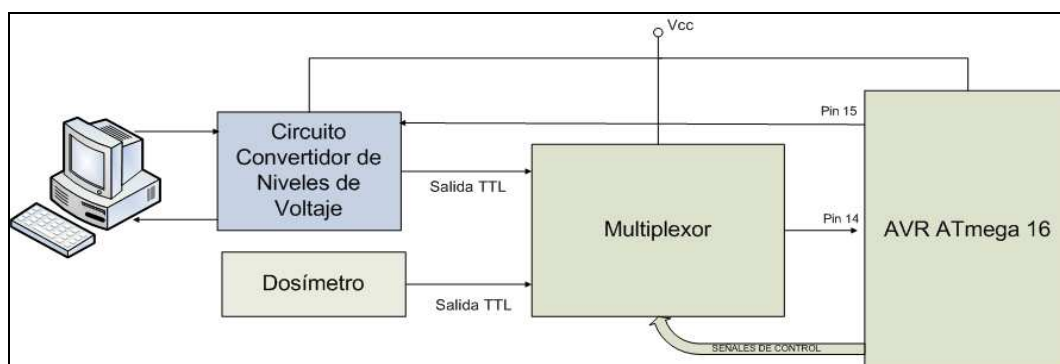


Figura 3.6: Esquema del circuito para multiplexar las señales de datos tanto del PC como del dosímetro

Dado que la UCMAD tendrá que recibir datos tanto del PC como del dosímetro, en diferentes instantes de tiempo, es necesario que estos datos sean multiplexados para que puedan ingresar al microcontrolador, a través de su pin de recepción serial de datos, es por ello que se necesita de un pequeño circuito para este propósito, el cual deberá multiplexar dos entradas en un solo canal de salida, el mismo que se conectará con el pin de recepción serial de datos del AVR ATmega 16. El esquema del circuito a diseñar se muestra en la Figura 3.6.

El multiplexor que se utilizará es el 74HC4051, que corresponde a un multiplexor analógico, cuyas características se mencionan en la sección B.3 del ANEXO B y en base al cual se diseñó el siguiente circuito:

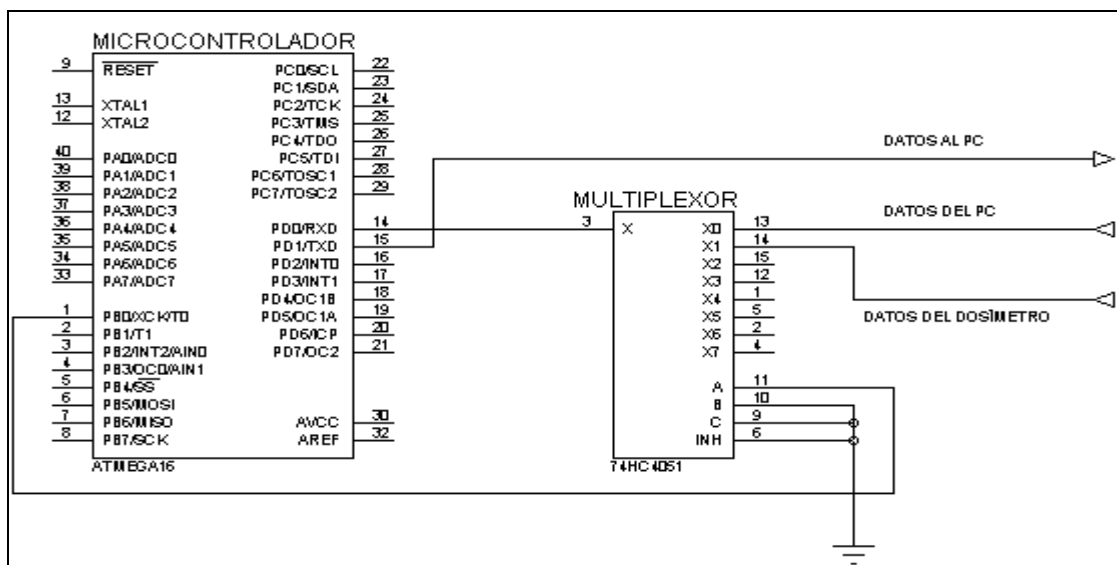


Figura 3.7: Circuito para multiplexar las señales de datos tanto del PC como del dosímetro

Pin N°	Voltaje
7 (VEE)	GND
8 (GND)	GND
16 (VCC)	5 [V]

Tabla 3.4: Conexión de los pines de alimentación eléctrica del integrado 74HC4051

En el circuito mostrado en la Figura 3.7, se conectan a tierra las dos entradas más significativas para la selección del canal a multiplexar (pines 9 y 10), debido a que el referido circuito, solamente tiene que dejar pasar una de las dos entradas que se muestran en él, la una que irá conectada a la salida de datos del circuito convertidor de niveles de voltaje y la otra que irá conectada al circuito de salida de datos del dosímetro, por lo tanto y según la tabla de verdad del circuito integrado 74HC4051 (Tabla b.8 de la sección B.3 del ANEXO B), para este propósito se requiere que sólo cambie de estado el pin 11, que corresponde a la entrada menos significativa, la cual mientras reciba un cero lógico, permitirá que en el pin

de salida del multiplexor (pin 3), esté la señal que entra por el canal X0 (pin 13), en tanto que cuando reciba un uno lógico, permitirá el paso de la señal que entra por el canal X1 (pin 14). Para controlar el estado del pin 11 del multiplexor, se conecta éste al pin 1 del AVR, el cual mediante software cambiará de estado, según se requiera multiplexar la señal de datos del PC o la señal de datos del dosímetro.

En lo que se refiere a la alimentación eléctrica del circuito integrado 74HC4051, ésta está dada tal como se muestra en la Tabla 3.4, con lo cual se cumple con las recomendaciones dadas por el fabricante, para la alimentación eléctrica de éste (sección B.3 del ANEXO B).

3.1.3.1.6 Circuito de Salida de Datos del Dosímetro

En la sección 2.1.1.2.1 del capítulo II, se describió el circuito que el dosímetro tiene para la salida de datos y en esta parte lo que se hará es escoger un punto de dicho circuito, del cual se pueda tomar la señal para enviarla hacia el microcontrolador de la UCMAD, a través del circuito de multiplexación diseñado en el punto anterior.

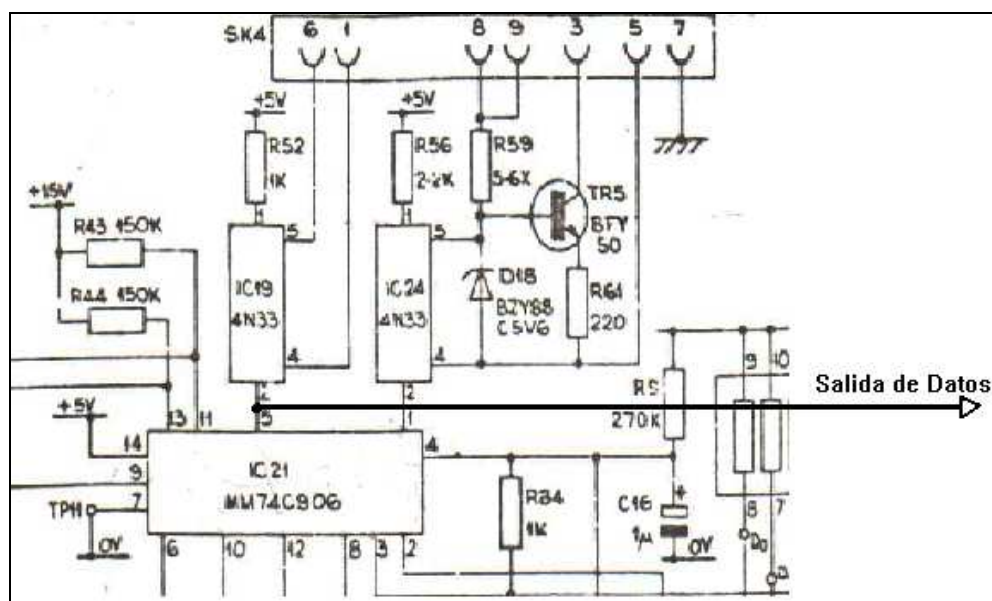


Figura 3.8: Circuito de salida de datos del dosímetro

El punto de donde se tomará la señal de datos del dosímetro, es el pin 5 del circuito integrado MM74C906 (sección B.4 del ANEXO B), el cual corresponde a un grupo de seis buffers, que para el circuito descrito en la sección 2.1.1.2.1 del capítulo II, operan con niveles TTL de voltaje. Estos buffers están ubicados antes de los acopladores ópticos de salida (integrados 4N33), con lo cual se evita poner circuitería adicional para hacer funcionar los mismos. El circuito de salida de datos del dosímetro es el que se muestra en la Figura 3.8.

3.1.3.1.7 Diseño del Circuito para Operar Automáticamente los Controles de Medición del Dosímetro

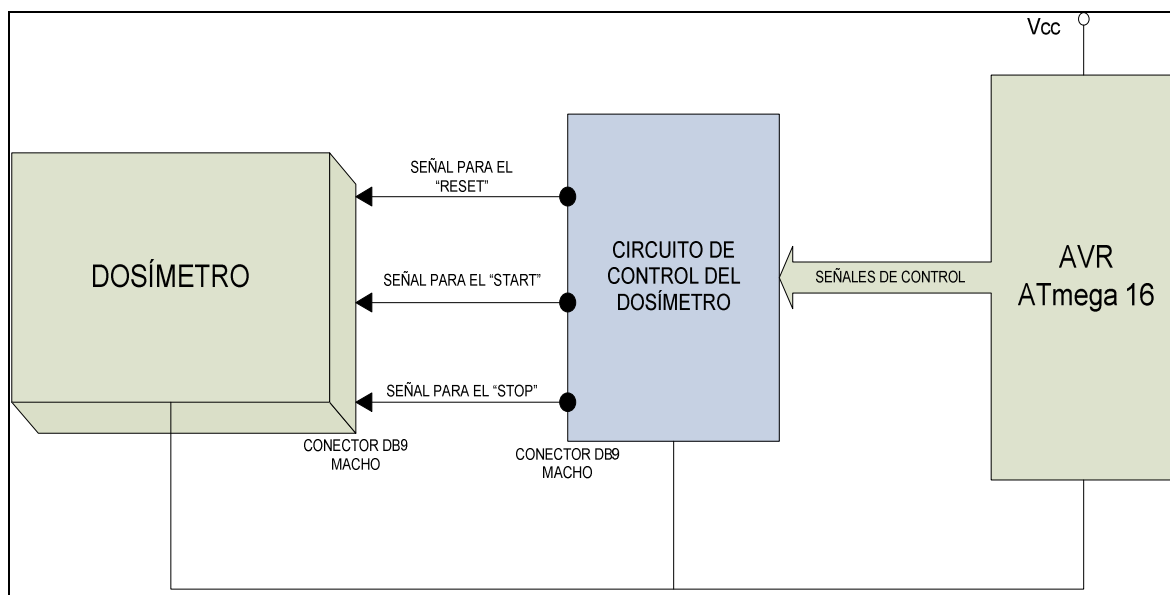


Figura 3.9: Esquema del circuito de la UCMAD para controlar el dosímetro

En la sección 2.1.1.2.2 del capítulo anterior, se describió acerca de los pulsadores de control que dispone el dosímetro para su operación, así como también se mostró el circuito a través del cual operan los mismos. En este punto lo que se hará es diseñar la parte de la UCMAD, que permita operar automáticamente dichos controles, sin necesidad de que el usuario tenga que pulsar los mismos, para de esta manera en cualquier instante de tiempo, poder ejecutar a través de software, el procedimiento descrito en la sección 2.1.1.3 del capítulo antes mencionado, especialmente desde el punto f del mismo.

El esquema del circuito a diseñar se muestra en la Figura 3.9. Cabe destacar que de ninguna manera este circuito debe impedir que los controles del dosímetro puedan activarse de forma manual, especialmente cuando se requiera utilizar a éste, independientemente del resto de componentes del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis.

Los controles del dosímetro sobre los cuales actuará el circuito de control a diseñar son: “reset”, “start” y “stop”, los cuales permiten respectivamente, borrar de la memoria la última lectura tomada, empezar una nueva medición y parar dicho proceso, después de que ha transcurrido el tiempo deseado para la dicha medición, mediante lo cual se podrá obtener una serie de lecturas para diferentes puntos, con lo cual se graficarán tanto los perfiles de dosis como las curvas de isodosis.

El circuito diseñado se muestra en la Figura 3.10, el cual para activar cualquiera de los controles del dosímetro, sobre los cuales tiene acceso, lo único que hace es poner a través de software, un cero lógico en el pin del AVR, al cual está conectado dicho control, procedimiento que es equivalente a cuando manualmente se activa alguno de los pulsadores, para que la corriente vaya a tierra y con ello tener un cero lógico a la entrada del microprocesador del dosímetro, gracias a lo cual se activa la función que controla dicho pulsador.

El papel de cada uno de los diodos presentes en el circuito, es evitar que cuando se esté ejecutando un proceso de medición con el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis y el usuario activa por error alguno de los controles del dosímetro, tenga que forzosamente el pin del AVR al cual está conectado dicho control ponerse en cero lógico, cuando mediante software se ha puesto un uno lógico para no activar dicho control, con lo cual se elimina la posibilidad de causar daños en los pines del AVR que intervienen en el funcionamiento de este circuito. Las conexiones hechas, de ninguna manera afectan o alteran el funcionamiento normal del dosímetro y además tampoco consumen energía proveniente del mismo.

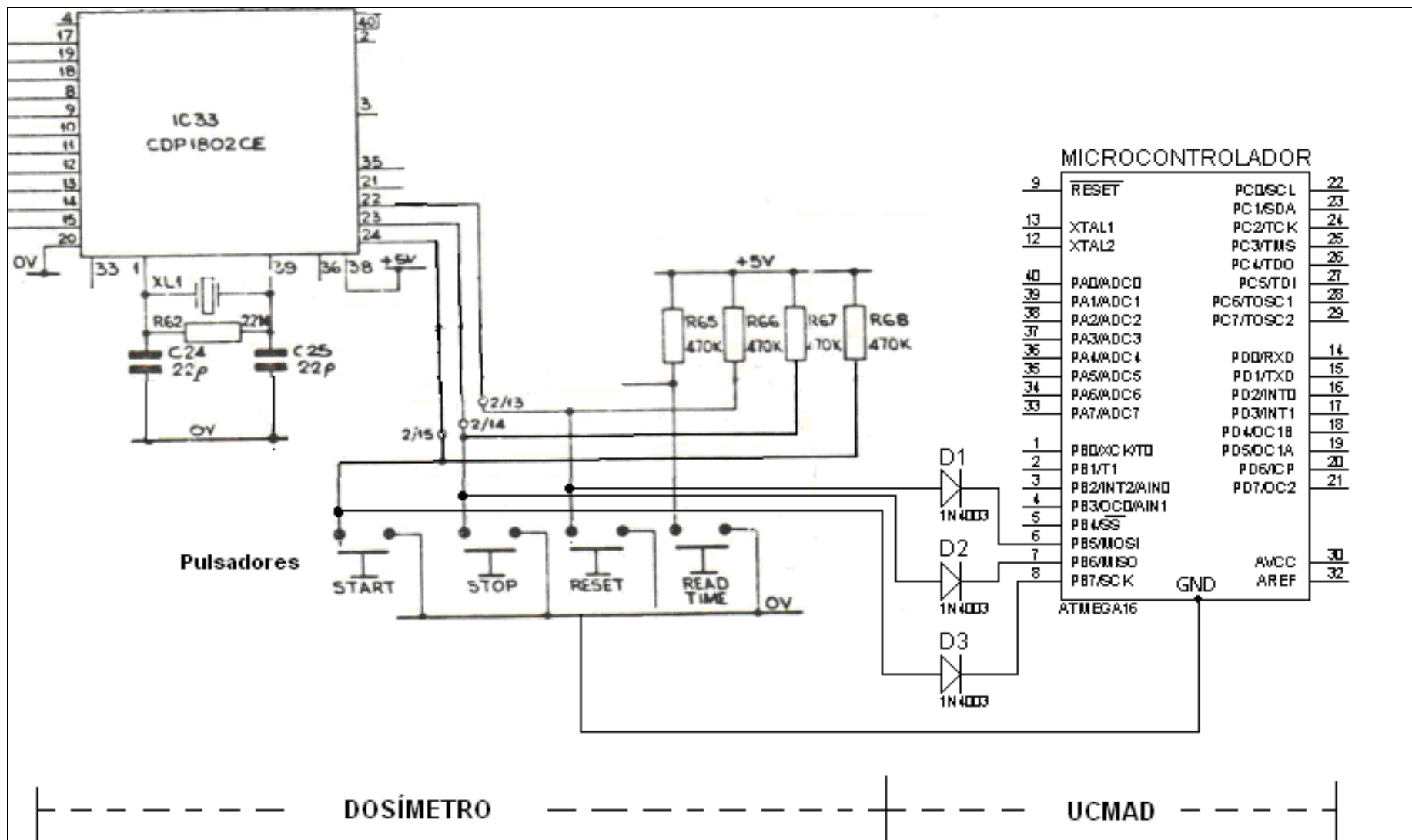


Figura 3.10: Circuito de la UCMAD para controlar el dosímetro

Para el circuito anterior se seleccionó a los diodos 1N4003, debido a que su voltaje de barrera es de 0.3 [V], lo cual está dentro del rango que TTL utiliza para considerarlo como un cero lógico y como consecuencia de ello, cuando éstos entran en conducción; es decir, cuando se quiere activar automáticamente uno de los controles del dosímetro, lo que en realidad recibe su microprocesador no es 0 [V] sino 0.3 [V].

Para facilitar el transporte de los diferentes componentes del Sistema Automático de Dosimetría, tanto la UCMAD como el dosímetro terminan sus conexiones en conectores DB9 machos, los cuales están unidos entre sí a través de un cable de extensión de 1 [m] de longitud (Figura 3.11).

El conector DB9 macho de la UCMAD permite conectar a ésta con el dosímetro y presenta la siguiente distribución de pines:

Pin N°	Función
1	control para el "Reset"
2	control para el "Stop"
3	entrada de datos
4	no conectado
5	control para el "Start"
6	GND
7	control de conexión
8	control de conexión
9	no conectado

Tabla 3.5: Distribución de pines del conector DB9 macho de la UCMAD para controlar el dosímetro

Como ya se mencionó en la parte final de la sección 2.1.1.2.1 del capítulo anterior, el dosímetro tiene un conector DB9 macho, cuya distribución de pines se puede ver en la Figura 2.4 del capítulo antes mencionado; lo que se hizo es reemplazar dicho conector por otro de similares características, a cuyos pines van conectadas las entradas o salidas del dosímetro que necesitan ser controladas o por las cuales se va a extraer datos por parte de la UCMAD.

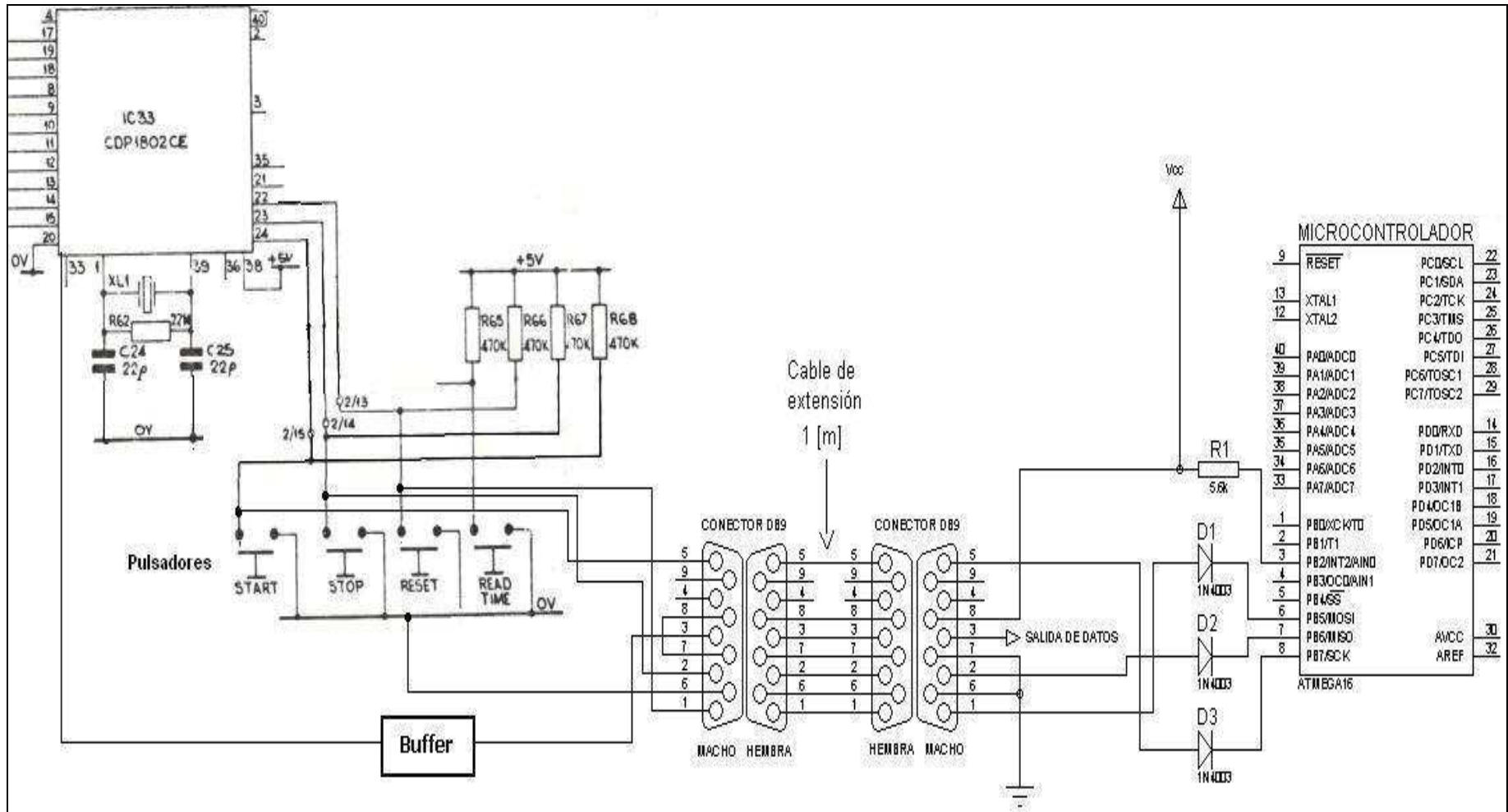


Figura 3.11: Circuito de la UCMAD para controlar el dosímetro (con cable de extensión)

La distribución de pines del nuevo conector DB9 macho que se instaló en el dosímetro es:

Pin	Función
1	control para el "Reset"
2	control para el "Stop"
3	salida de datos
4	no conectado
5	control para el "Start"
6	GND
7	conectado al pin 8
8	conectado al pin 7
9	no conectado

Tabla 3.6: Distribución de pines del conector DB9 macho del dosímetro

Finalmente, en el circuito mostrado en la Figura 3.11, se incluye una parte que actúa como dip-switch, la cual servirá para verificar antes de realizar un proceso de medición, que efectivamente el dosímetro está conectado a la UCMAD, en cuyo caso entrará un cero lógico al pin 3 del AVR, debido a que en el conector DB9 del dosímetro, los pines 7 y 8 están unidos entre sí, y éstos a su vez, mediante un cable de extensión, estarán conectados con el pin 7 del conector DB9 del circuito de la Figura 3.11, el cual está puesto a tierra; caso contrario lo que se tendrá en el pin 3 del microcontrolador es un uno lógico, lo cual indicará que el cable de extensión está averiado o desconectado ya sea de la UCMAD y/o del dosímetro, hecho que será reportado al SI del computador, el cual a su vez le avisará al usuario de lo ocurrido, para que éste tome medidas al respecto.

3.1.3.1.8 Diseño del Circuito para Controlar el Movimiento de los Ejes del Brazo Mecánico

La UCMAD entre sus varias funciones, deberá controlar el movimiento de los ejes del brazo mecánico a la posición requerida para realizar una medición, así como también deberá cuantificar el valor de voltaje que caiga en los potenciómetros de

dichos ejes, a través de los convertidores analógicos digitales que el microcontrolador AVR ATmega 16 dispone para el efecto, valores que luego serán enviados hacia el SI del computador, para que sean traducidos a valores de distancia. El diagrama de bloques del circuito a diseñar para cumplir con este propósito es el siguiente:

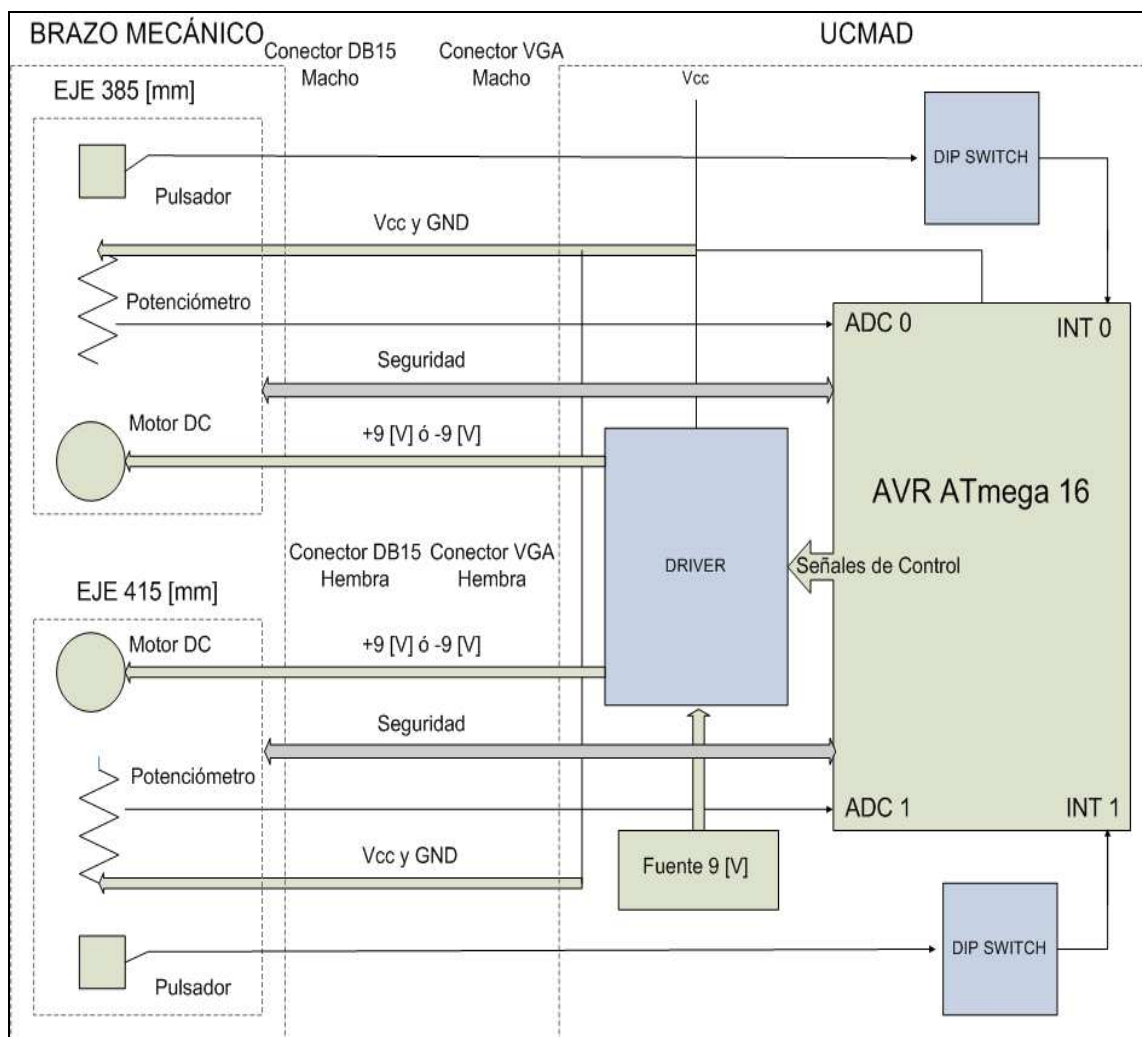


Figura 3.12: Esquema del circuito de la UCMAD para controlar el movimiento de los ejes del brazo mecánico

El anterior diagrama de bloques muestra a las partes de cada uno de los ejes del brazo mecánico que se van a controlar a través de la UCMAD, así como también a las partes de las cuales se van a extraer datos, tanto para saber si cada uno de los ejes está o no en el origen (pulsadores), así como para medir la posición en la

que se encuentran dichos ejes, respecto del origen del brazo mecánico (potenciómetros), lo cual fue descrito en la sección 2.1.4.2 del capítulo anterior.

Al igual que en el punto anterior, también se incluye por cada eje del brazo mecánico un circuito de seguridad, el cual permitirá conocer antes de iniciar una medición, si dichos ejes están conectados a la UCMAD, caso contrario ésta última reportará este hecho al SI del computador, para que éste a su vez le informe al usuario de dicha anomalía, con el objetivo de que éste manualmente pueda solucionar el problema.

El sentido de giro de los motores se controla mediante un driver, a través del cual se cambia la polaridad del voltaje de alimentación de los mismos, con lo cual pueden avanzar o retroceder según se requiera, procedimiento que es controlado por la combinación binaria que reciba dicho driver desde el microcontrolador.

Los pulsadores del brazo mecánico, están conectados mediante un circuito de dip-switch a los dos pines de interrupción externa que tiene el AVR, lo cual indica que el mecanismo de movimiento del eje en el que se activó el pulsador, llegó al origen del mismo, punto en el que se debe suspender la alimentación eléctrica del motor de dicho eje, para evitar daños en el mismo.

El circuito diseñado para cumplir con los anteriores requerimientos es el que se muestra en la Figura 3.13, en el cual está presente el driver L293D, cuyas características se presentan en la sección B.5 del ANEXO B. Los pines del driver L293D que no están numerados en el circuito de la Figura 3.13 son:

Pin N°	Conexión
4	GND
5	GND
12	GND
13	GND

Tabla 3.7: Pines de conexión a “GND” del driver L293D

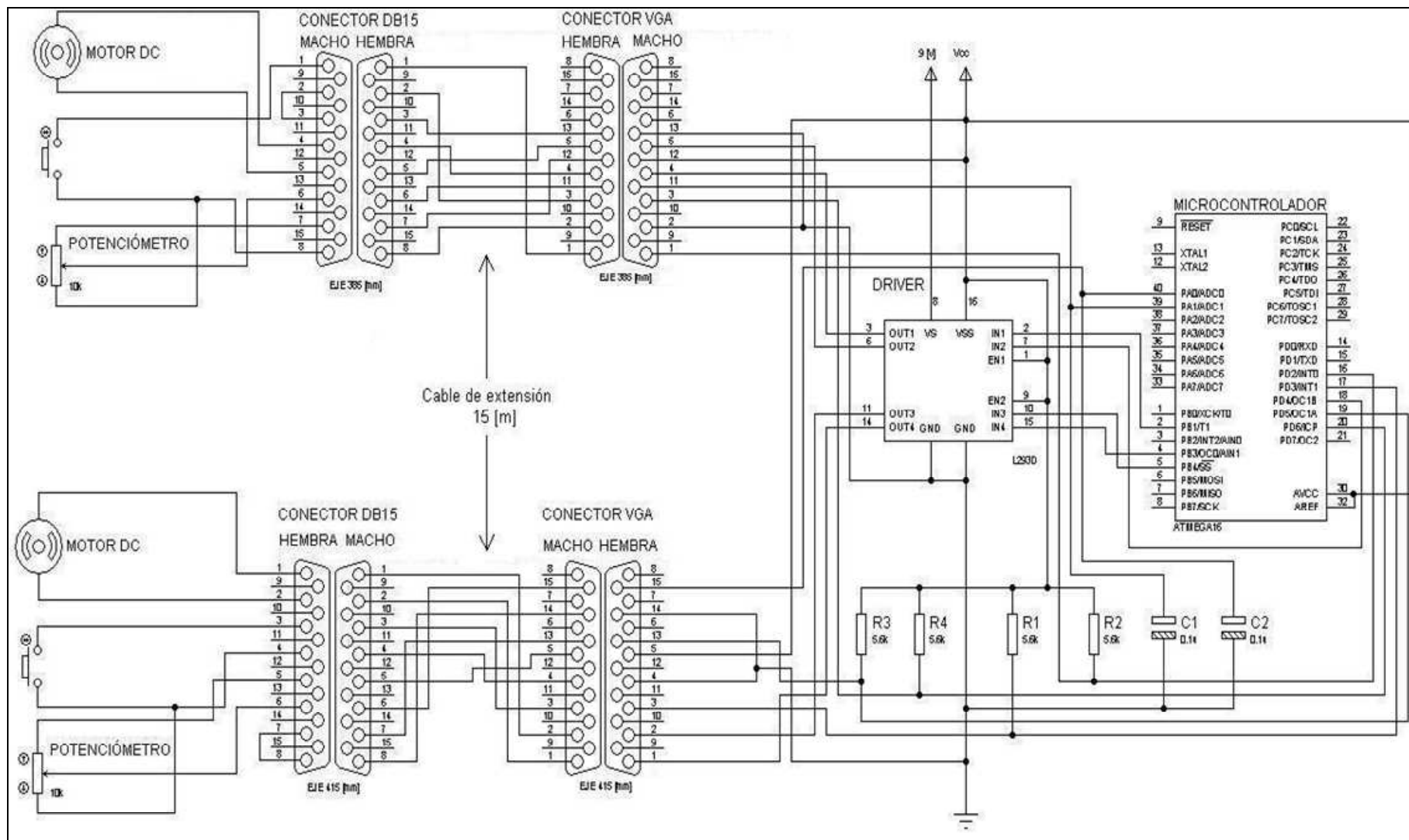


Figura 3.13: Circuito de la UCMAD para controlar el movimiento de los ejes del brazo mecánico

En el circuito anterior se incluyen los capacitores C1 y C2, los mismos que actúan como filtros pasivos tipo pasabajos con frecuencia de corte 530.5 [kHz]^{40} , para filtrar la señal que entra a cada uno de los convertidores analógico digitales del AVR, con lo cual se consigue disminuir el ruido que por efectos del cable de extensión se puede introducir en los mismos.

El cable que se utiliza para extensión es el UTP, categoría 5E, que fue escogido porque tiene un número de pares suficiente (cuatro) para las conexiones requeridas. Es necesario anotar que en dicho cable no se presentan efectos de interferencia entre cada uno de sus pares, debido a que las señales que viajan por los mismos son señales de tipo DC.

Los conectores que poseen tanto el brazo mecánico como la UCMAD, están ubicados de tal manera, que el usuario no pueda cometer ninguna equivocación al conectar cada eje del brazo mecánico con la UCMAD, debido a que cada eje tiene un conector específico, el cual permite conectarlo, mediante el cable de extensión, al puerto que le corresponde en la UCMAD y no a ningún otro que posee la misma. La distribución de pines de los conectores DB15 del brazo mecánico, se muestra en la Tabla 2.5 del capítulo anterior, en tanto que la distribución de pines de los conectores VGA de la UCMAD es la siguiente:

Pin	Función
1	indicador de origen del eje (pulsador)
2	GND
3	indica si el cable está o no conectado en cada extremo
4	alimentación eléctrica para el motor de DC
5	alimentación eléctrica para el motor de DC
6, 7, 8, 9, 10	no son utilizados
11	Entrada del CAD 1 del AVR
12	Vcc = 5 [V]
13	GND
14 y 15	no son utilizados

Tabla 3.8: Distribución de pines del conector VGA macho de la UCMAD

⁴⁰ $f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 3\Omega * 0.1\mu F} = 530.5 \text{ [kHz]}$, *R es la resistencia del cable de extensión*

Pin	Función
1	alimentación eléctrica para el motor de DC
2	alimentación eléctrica para el motor de DC
3	indicador de origen del eje (pulsador)
4	GND
5	Vcc = 5 [V]
6, 7, 8, 9, 10, 11 y 12	no son utilizados
13	indica si el cable está o no conectado en cada extremo
14	GND
15	Entrada del CAD 0 del AVR

Tabla 3.9: Distribución de pines del conector VGA hembra de la UCMAD

Los pines 30 (AVCC) y 32 (AREF) del Atmega 16, que corresponden respectivamente, al pin de alimentación eléctrica para el funcionamiento de los CADs y al pin de entrada del voltaje de referencia que utilizan los mismos en cada conversión, están conectados a $V_{cc} = 5$ [V]. Se utiliza 5 [V] como voltaje de referencia para el funcionamiento de los CADs, debido a que la distancia entre los 1024 niveles de cuantización que ofrece cada una de ellos, es bastante pequeña, con lo cual se tiene una mayor precisión al momento de determinar la posición en la que se encuentra cada eje del brazo mecánico respecto de su origen, lo cual se corrobora al observar la ecuación 2.10 citada en el capítulo anterior $\left(ADC = \frac{V_0}{V_{ref}} (2^n - 1) \right)$, en la cual si aumenta V_{ref} , disminuye el valor de ADC , que se obtiene en cada conversión.

3.1.3.1.8.1 Determinación de las Constantes que Permiten Calcular la Distancia Recorrida por los Mecanismos de Movimiento de los Ejes del Brazo Mecánico

En la sección 2.1.4.6 del capítulo anterior se propusieron dos alternativas para determinar la distancia recorrida por el mecanismo de movimiento que tiene cada eje del brazo mecánico, de las cuales se escogió la opción que se plantea en la sección 2.1.4.6.2 de dicho capítulo, la cual utiliza a la ecuación $d = d_0 + k_2 ADC$,

en la que se debe determinar el valor de las constantes d_0 y k_2 , que permitirán calcular la distancia recorrida por el mecanismo de movimiento de cada eje del brazo mecánico.

El valor de las constantes anteriormente mencionadas se determinará en base a la utilización del circuito diseñado en el punto 3.1.4.1.8 del presente capítulo, el cual servirá para conocer el valor que entregue el CAD, al que esté conectado cada mecanismo de sujeción de los ejes del brazo mecánico, y a su vez también se procederá a medir la posición de dicho mecanismo respecto a su origen, con lo cual se construirá una tabla, en la que se registren los datos antes mencionados, a los cuales se les aplicará un análisis de regresión para determinar el valor de las constantes d_0 y k_2 , para cada eje del brazo mecánico.

3.1.3.1.8.1.1 Constantes para el Eje de 415 [mm]

En la Tabla 3.10 se muestran los datos de distancia y valores de conversión, con los cuales y aplicando la ecuación a.14 del análisis de regresión (ANEXO A) se tiene:

$$\begin{pmatrix} 0.0054 & 3.23 \\ 3.23 & 2237.5 \end{pmatrix} * 10^4 \begin{pmatrix} d_0 \\ k_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.0116 \\ 8.4716 \end{pmatrix} * 10^6$$

Resolviendo la ecuación matricial anterior se tiene:

$$\begin{aligned} d_0 &= -77.9147 [mm] \\ k_2 &= 0.4911 [mm / combinación] \end{aligned}$$

De donde la ecuación que se utilizará en el SI para determinar la distancia recorrida por el mecanismo de sujeción del eje de 415 [mm], con relación de su respectivo origen es:

$$d = -77.9147 + 0.4911 * CAD \quad [mm] \quad \mathbf{(3.1)}$$

Distancia (d) [mm]	Valor del CAD (CAD)
0	158,5
2	164
4,5	167
6,5	172
8,8	174,5
11	182,5
20	200,5
40	242
60,5	282,5
80,8	324
100	360,75
101	360
110	384
120	403,5
130	421
140,5	444,5
150	464,5
160,5	485
170,5	506,5
181	528
191	547,5
198,5	564,5
199,8	566,5
202	570,5
203	572
204,8	576
206	579
207	583
208	584
210	584,5
211	588,5
220	602
230	624
240	647,5
250	667,5
260	689
270	711
281	729,5
291	750,5
301	771
311	791,5
321	813,5
331,5	833,5
341,5	853,5
351,5	876
361,5	895,5
372	916,5
382	937
392	956,5
398	969
402	977
403,5	979
408,5	991
413,5	1001

Tabla 3.10: Datos de distancia con su correspondiente valor de CAD (eje de 415 [mm])

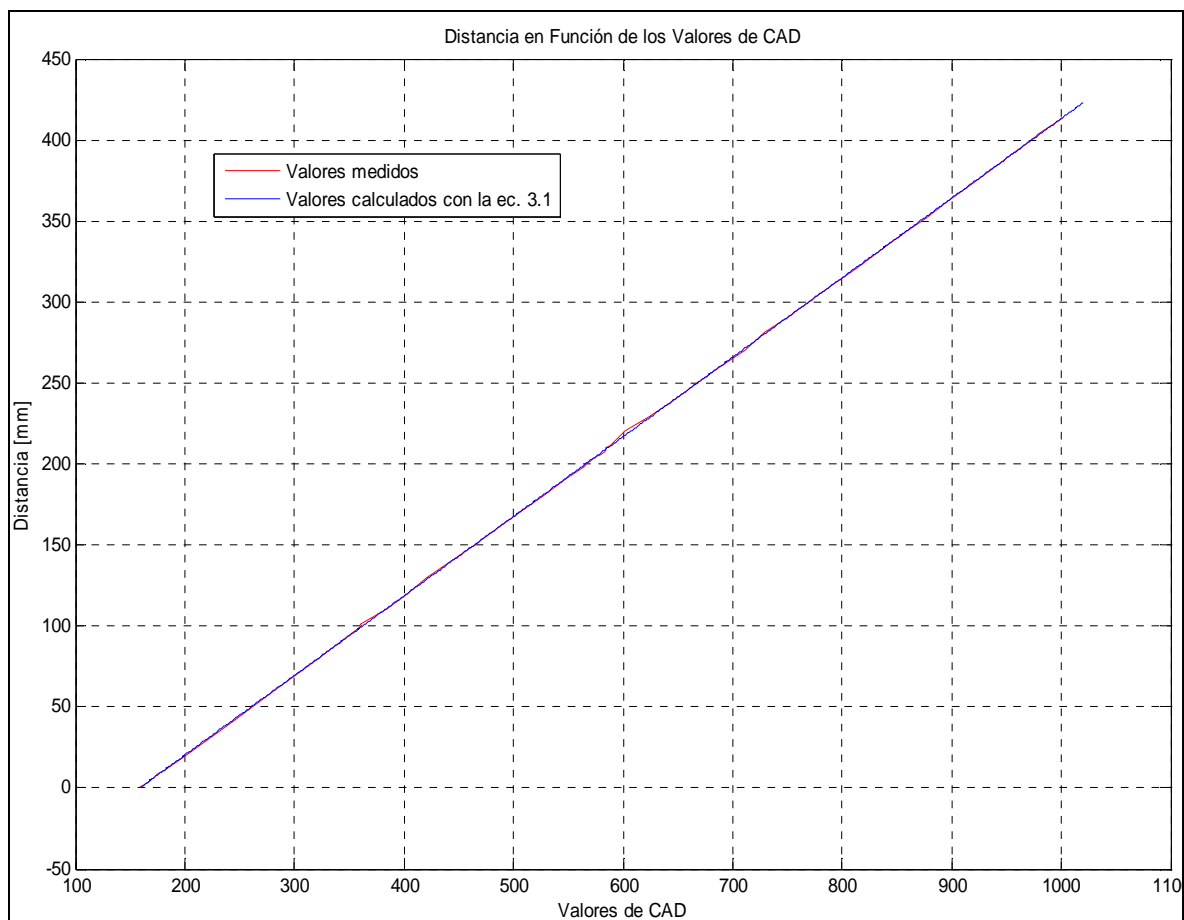


Figura 3.14: Distancias para el eje de 415 [mm] en función de los valores de su CAD

El valor de k_2 indica que la precisión que se tendrá en el cálculo de la posición para el eje de 415 [mm] es de 0.4911 [mm / combinación].

3.1.3.1.8.1.2 Constantes para el Eje de 385 [mm]

La Tabla 3.11 muestra los datos de distancia y valores de conversión, con los cuales, al igual que en el caso anterior, se plantea la ecuación matricial que permitirá determinar el valor de las constantes d_0 y k_2 :

$$\begin{pmatrix} 0.0058 & 2.2 \\ 2.2 & 1202.2 \end{pmatrix} * 10^4 \begin{pmatrix} d_0 \\ k_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1.056 \\ 584.0674 \end{pmatrix} * 10^4$$

Resolviendo la ecuación matricial anterior se tiene:

$$d_0 = -1.8254 [mm]$$

$$k_2 = 0.4891 [mm / combinación]$$

De donde la ecuación que se utilizará en el SI para determinar la distancia recorrida por el mecanismo de sujeción del eje de 385 [mm], con relación a su respectivo origen es:

$$d = -1.8254 + 0.4891 * CAD \quad [mm] \quad (3.2)$$

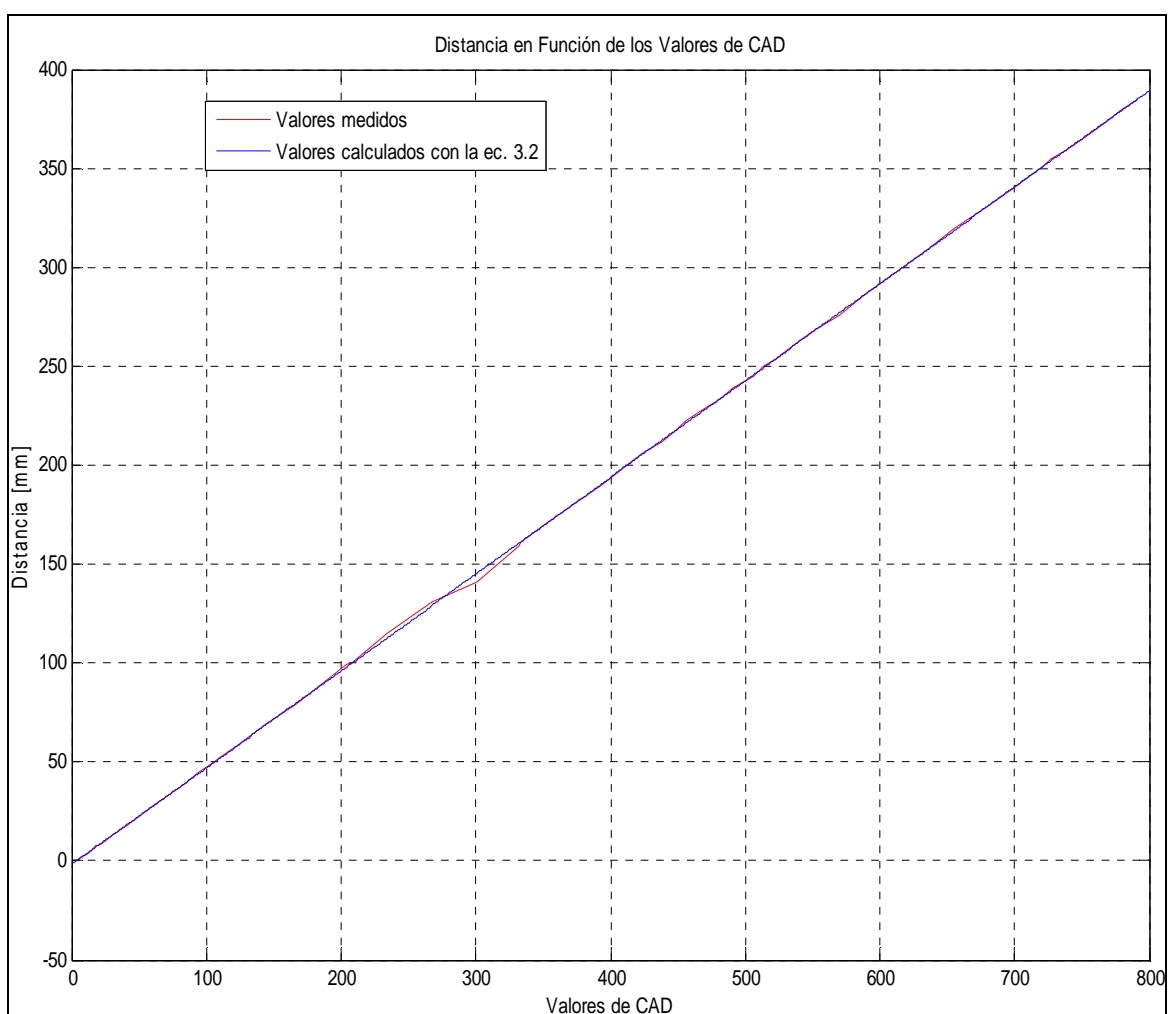


Figura 3.15: Distancias para el eje de 385 [mm] en función de los valores de su CAD

El valor de k_2 indica que la precisión que se tendrá en el cálculo de la posición para el eje de 385 [mm] es de $0.4891 [mm / combinación]$.

Distancia (d) [mm]	Valor del CAD (CAD)
0	4
2	7,5
3,5	12
5,5	15
7,5	17,5
8	19,5
9,5	24
13	29,5
18	41
28,5	61,5
38,5	83
44	93,5
49	104,5
54,5	114,5
58,5	123
60	126,5
69	145
79,5	166,5
90	187
99	204,5
100	208
115	234,5
130,5	268
140,5	300,5
159	332
161	333
170	351
180	372
190	393
201	414
206,5	425
211,5	438
217	447
222	456
228	469
233,5	481
239	491
244,5	506
249,5	513
255	525
256	526,5
267	549,5
276	570
287	590,5
298	613
309	635,5
319,5	655,5
329,5	677,5
339,5	699
349	717
349,5	719
354,5	726,5
359,5	739
365	750
370	760,5
375	770
380	779,5
385	791

Tabla 3.11: Datos de distancia con su correspondiente valor de CAD (eje de 385 [mm])

3.1.3.1.9 Circuitería Adicional para el Funcionamiento del Microcontrolador de la UCMAD

A más de los circuitos diseñados en los puntos anteriores, el microcontrolador de la UCMAD también incluye un pequeño circuito de reset, el que en presencia de cualquier anomalía, permitirá al usuario reiniciar la ejecución del programa que estará en dicho microcontrolador.

Este circuito consiste de un dip – switch, el cual resetea al microcontrolador, mediante el envío de un cero lógico al pin 9 (RESET) del mismo.

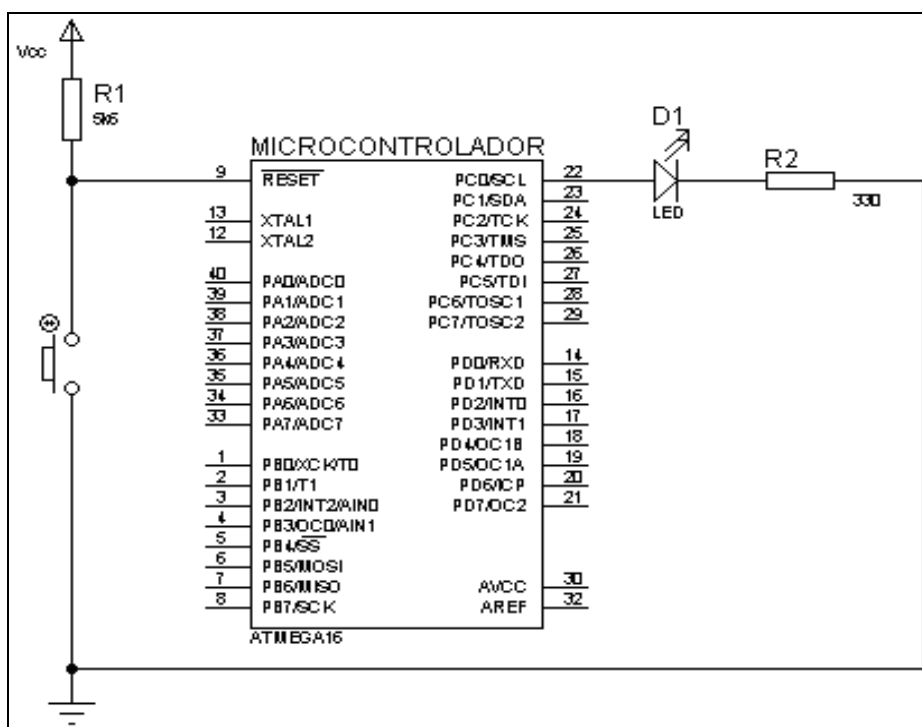


Figura 3.16: Circuito de reset del microcontrolador

También se incluye un led, conectado al pin 22 del microcontrolador, el cual se encenderá en el momento en que el dosímetro esté ejecutando una medición.

Los pines del microcontrolador que no constan en la gráfica anterior son los de alimentación eléctrica, los cuales corresponden a los pines 10 y 31 que están conectados a Vcc y el pin 11 que está conectado a GND.

3.1.3.1.10 Circuito de Alimentación Eléctrica de la UCMAD

El diagrama de bloques que se muestra en la Figura 3.17, describe el esquema del circuito que proporcionará tanto el voltaje de alimentación para los diferentes componentes electrónicos de la UCMAD ($V_{cc} = 5 \text{ [V]}$), así como el voltaje necesario para la operación de los motores de los ejes que conforman el brazo mecánico (9 [V]), en función de las consideraciones anotadas en la sección 2.1.4.4.1 del capítulo anterior.

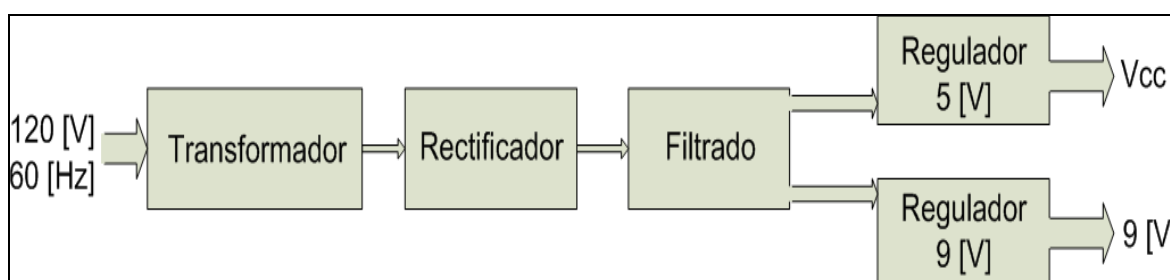


Figura 3.17: Diagrama de bloques de la fuente de alimentación eléctrica de la UCMAD

En la Figura 3.18 se muestra el circuito diseñado, el cual utiliza un transformador con toma central, para reducir el voltaje de la red eléctrica de 120 [V] a 12 [V] , entre cada terminal del transformador y su toma central. Cada uno de estos terminales está conectado a un diodo 1N4007, que desempeña el papel de rectificador. La pareja de diodos D1 y D2 forman un rectificador de onda completa, de la manera en la que están conectados en el circuito. El capacitor C1 actúa como filtro pasivo pasabajos para el resto del circuito y la resistencia R1 limita la corriente que ingresa hacia el circuito integrado LM7805, para evitar un excesivo calentamiento del mismo. Finalmente los reguladores de voltaje LM7805 y LM7809 fijan el voltaje DC de salida a valores de 5 [V] y 9 [V] , respectivamente, los cuales son filtrados mediante los capacitores C2 y C3.

El led D3 permanecerá encendido mientras el circuito de alimentación eléctrica esté funcionando, lo cual le sirve al usuario para saber si la UCMAD está o no encendida, caso contrario el usuario deberá revisar el cable de alimentación eléctrica no esté desconectado.

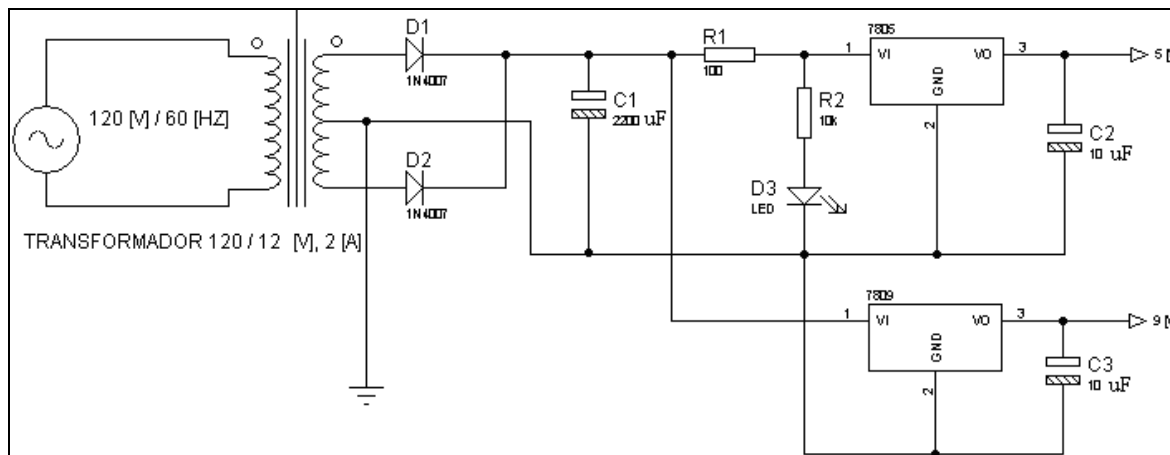


Figura 3.18: Fuente de alimentación eléctrica de la UCMAD

3.1.3.2 IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DEL MICROCONTROLADOR

El microcontrolador de la UCMAD, a través de su software, ejecutará las tareas que le sean ordenadas por el SI, luego de lo cual deberá reportar a este último el instante en el que dicha tarea se haya cumplido en su totalidad.

Las funciones generales de la UCMAD son controlar el movimiento de los dos ejes que forman parte del brazo mecánico, así como adquirir datos tanto de posición de dichos ejes con respecto de su origen como de valores de dosis, los cuales son enviados hacia el SI para su procesamiento. Para este propósito se ha implementado un código para el microcontrolador AVR ATmega 16, en lenguaje de alto nivel⁴¹, con un tamaño de 3.7 [kB], el mismo que controla y ejecuta las acciones antes mencionadas en base a las órdenes que reciba desde el SI.

3.1.3.2.1 Diagrama de Flujo General del Software del Microcontrolador

A continuación se muestra el diagrama de flujo general de los procesos que ejecuta el microcontrolador de la UCMAD, los cuales inician tanto con la declaración de variables que se utilizarán durante la ejecución del programa, así como con la configuración de los diferentes pines de los cuatro pórticos, tanto

⁴¹El programa utilizado para implementar el software del microcontrolador fue el AVR-BASCOM.

como entradas o salidas, según la función que vayan a desempeñar dentro del circuito, luego también se configuran los parámetros de operación tanto para el funcionamiento de la comunicación serial como para la operación de los dos CADs que se utilizarán para ayudar a determinar la posición de los dos ejes del brazo mecánico respecto de su origen.

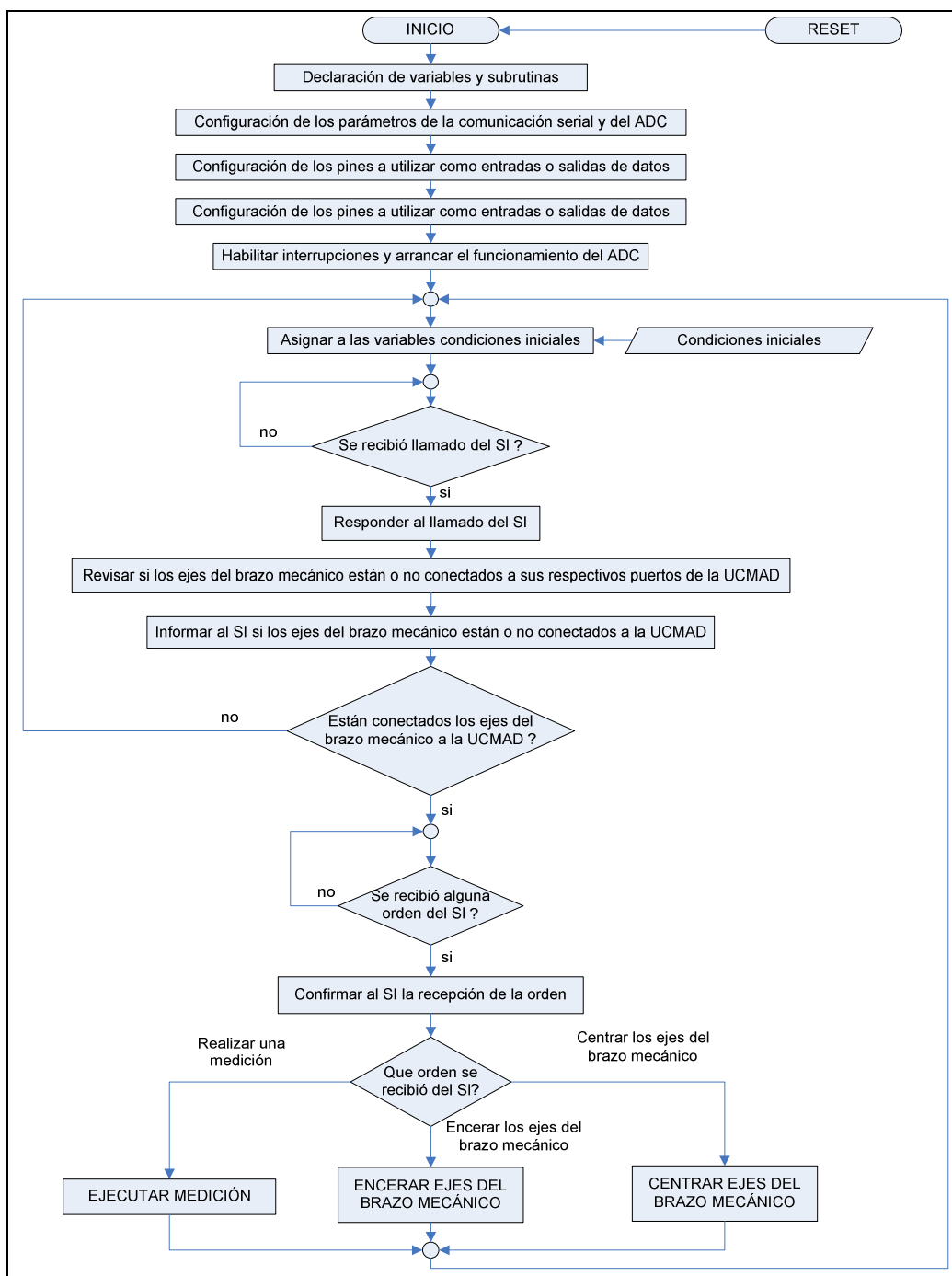


Figura 3.19: Diagrama de flujo general del software del microcontrolador de la UCMAD

Antes de ejecutar alguna orden dada por el SI, el microcontrolador verifica que los ejes del brazo mecánico estén conectados, mediante el cable de extensión a sus respectivos puertos de la UCMAD y da un informe al SI de dicha verificación, para que en el caso de que algún cable esté desconectado o averiado (roto), el SI le avise al usuario de dicha anomalía y éste a su vez pueda solucionar el problema, luego de lo cual el usuario podría volver a ordenar que se ejecute el proceso que no se realizó u otro, según su necesidad.

La comunicación serial del microcontrolador se ha configurado con una velocidad de transmisión de 4800 [bps], que es la máxima velocidad que se puede obtener cuando se utiliza su oscilador interno, cuyo valor corresponde a 1 [MHz], 0 bits de inicio, 8 bits para datos, 0 bits de paridad y 1 bit de parada. Esta configuración se utiliza gracias a que la longitud del cable que conecta el PC con la UCMAD es de 1.50 [m], longitud en la cual la probabilidad de que se dañen o se pierdan los datos, debido a la atenuación del medio de transmisión es completamente nula.

Respecto de los CADs del AVR, éstos operarán con 10 bits para cada conversión. Su voltaje de referencia será $V_{cc} = 5$ [V] y operarán en el modo de libre conversión, es decir, bastará con arrancar su funcionamiento sólo una vez durante la ejecución de todo el programa y se podrá leer el valor de conversión en cualquiera de ellos, en el instante en que se requiera, sin tener que parar y luego reiniciar los mismos.

Las interrupciones que se utilizarán son las interrupciones externas INT0 e INT1, las cuales, como ya se indicó anteriormente en la sección 3.1.4.1.8, en el momento en que se activen, servirán para indicar que el eje con el que están trabajando llegó a su respectivo origen.

Una vez que se hayan configurado los parámetros de operación, la UCMAD esperará a que el SI establezca comunicación con la misma, luego de lo cual responderá a dicha comunicación y se pondrá en modo de espera, hasta que el SI le envíe una orden que tendrá que ejecutar. Los tipos de órdenes que la UCMAD puede ejecutar son:

- Encerar Ejes del Brazo Mecánico
- Centrar ejes del Brazo Mecánico
- Ejecutar Medición

Una vez que una orden es ejecutada, el programa carga nuevamente los valores iniciales en sus variables y espera hasta recibir un nuevo llamado por parte del SI, con el objetivo de ejecutar alguna nueva orden.

3.1.3.2.2 Orden para Encerar Ejes del Brazo Mecánico

En esta orden la UCMAD hace que los mecanismos de sujeción de cada eje del brazo mecánico retornen a su respectivo origen, para ello el microcontrolador ejecuta el procedimiento que se describe en el siguiente diagrama de bloques:

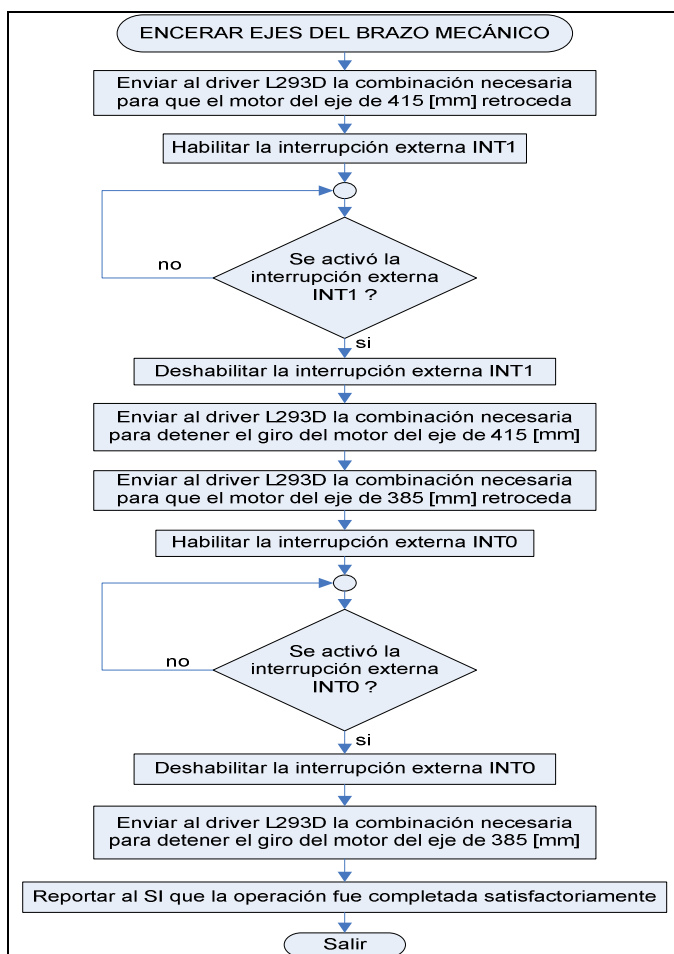


Figura 3.20: Diagrama de flujo para la orden encerar ejes del brazo mecánico

3.1.3.2.3 Orden para Centrar Ejes del Brazo Mecánico

Cuando se necesita alinear el eje central del haz de radiación con el centro del fantoma, ya sea para un plano horizontal o vertical, acción que se ejecuta previo a la realización de una medición, el SI ordena a la UCMAD que ejecute un procedimiento que permite posicionar la cámara de ionización en el centro del fantoma con agua. Este procedimiento está descrito mediante el siguiente diagrama de flujo:

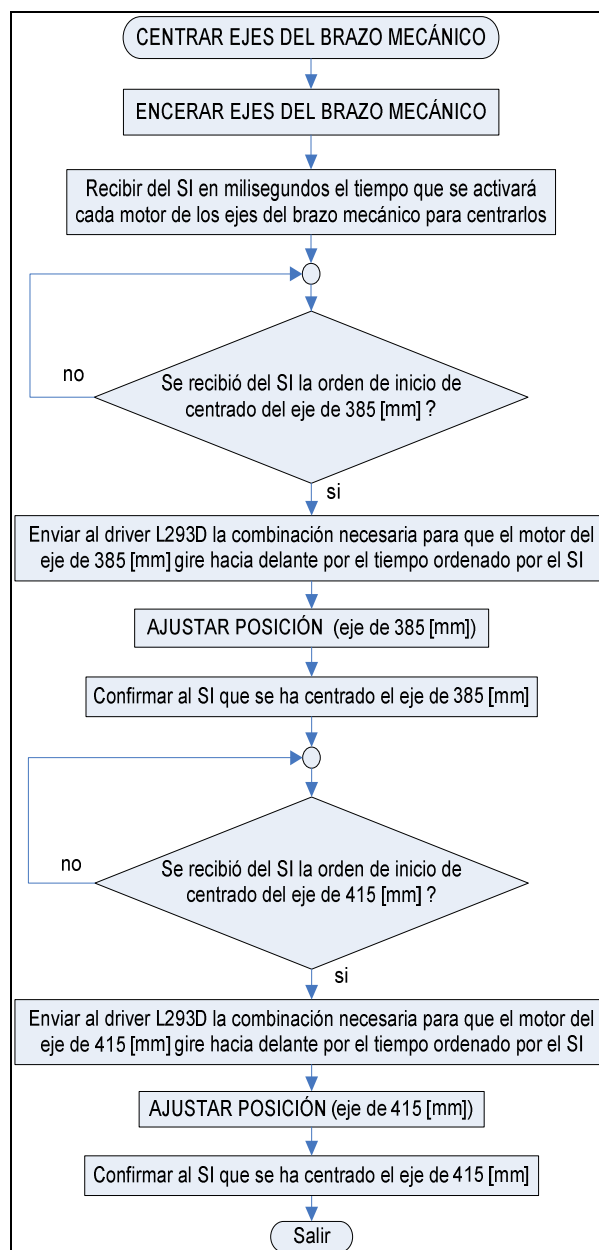


Figura 3.21: Diagrama de flujo para la orden centrar ejes del brazo mecánico

3.1.3.2.3.1 Procedimiento para Ajustar Posición

En el diagrama de flujo mostrado en la Figura 3.21 se puede ver que una vez que el mecanismo de sujeción del eje que se está centrando, se ha desplazado una cierta distancia, se ejecuta un procedimiento de ajuste de posición, mediante el cual se lee del CAD al que está conectado dicho mecanismo, la combinación respectiva para la posición en la cual se encuentra el mismo y se envía este valor hacia el SI, para que éste a su vez calcule la posición a la que verdaderamente llegó y determine si corresponde o no a la posición a la que realmente se quería llegar.

En caso de que el SI determine que el valor absoluto de la diferencia entre el valor de posición a la que se quiso llegar y el valor de la posición a la que realmente se llegó es mayor que un valor de tolerancia, éste calculará cuánto habrá que adelantar o retroceder al mecanismo de sujeción para que se aproxime de manera más exacta al punto deseado y enviará estos datos hacia la UCMAD para que los ejecute. En caso de que no haya que adelantar ni retroceder al mecanismo de sujeción del eje con el que se esté trabajando, el SI enviará dichos valores igualados a 0, con lo cual la UCMAD no moverá a dicho mecanismo de sujeción.

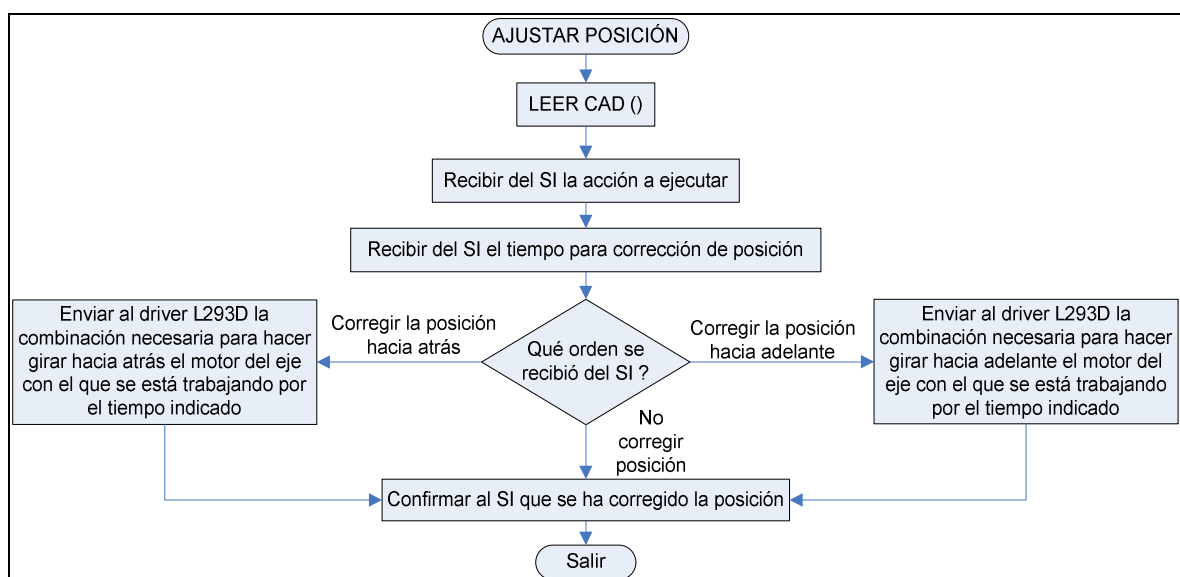


Figura 3.22: Diagrama de flujo para ajustar posición de los ejes del brazo mecánico

El procedimiento descrito en el anterior diagrama de flujo se aplica tanto para ajustar posición en el eje de 385 [mm] como para el eje de 415 [mm].

3.1.3.2.3.2 Procedimiento para Leer el Valor de los CADs

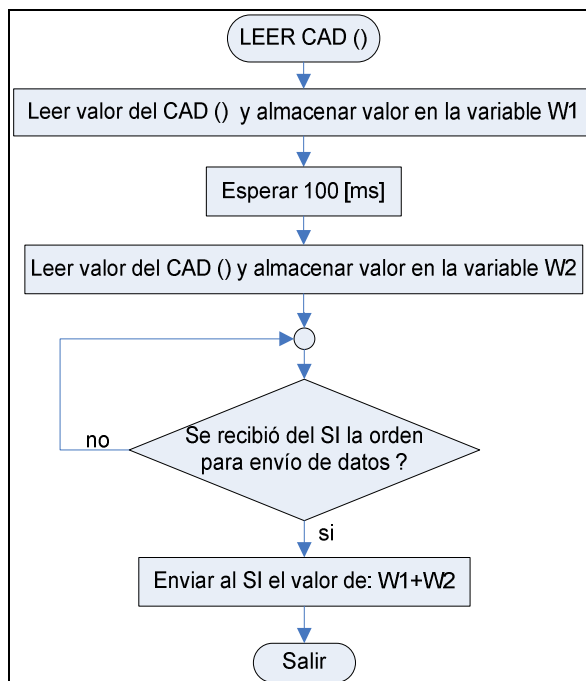


Figura 3.23: Diagrama de flujo leer el valor que entrega un CAD

En el anterior diagrama de flujo se describe el procedimiento que se ejecuta, cuando se desea leer el valor de cualquiera de los dos CADs, a los que están conectados los ejes del brazo mecánico.

La parte más sobresaliente de este procedimiento, es el hecho de que por cada posición que se va a calcular, se lee dos veces el valor que indica el CAD y se envía este dato hacia el SI, para que éste a su vez lo promedie y mediante el empleo de la ecuación 3.1, calcule la posición en la que se encuentra el mecanismo de sujeción del eje de 415 [mm], cuando se esté trabajando con este eje; caso contrario, el SI utilizará la ecuación 3.2, cuando se requiera calcular la posición en la que se encuentra el mecanismo de sujeción del eje de 385 [mm]. Este procedimiento se ejecuta con el afán de minimizar cualquier error que pudiera presentarse en la lectura del CAD con el que se esté trabajando.

3.1.3.2.4 Orden para Ejecutar Medición

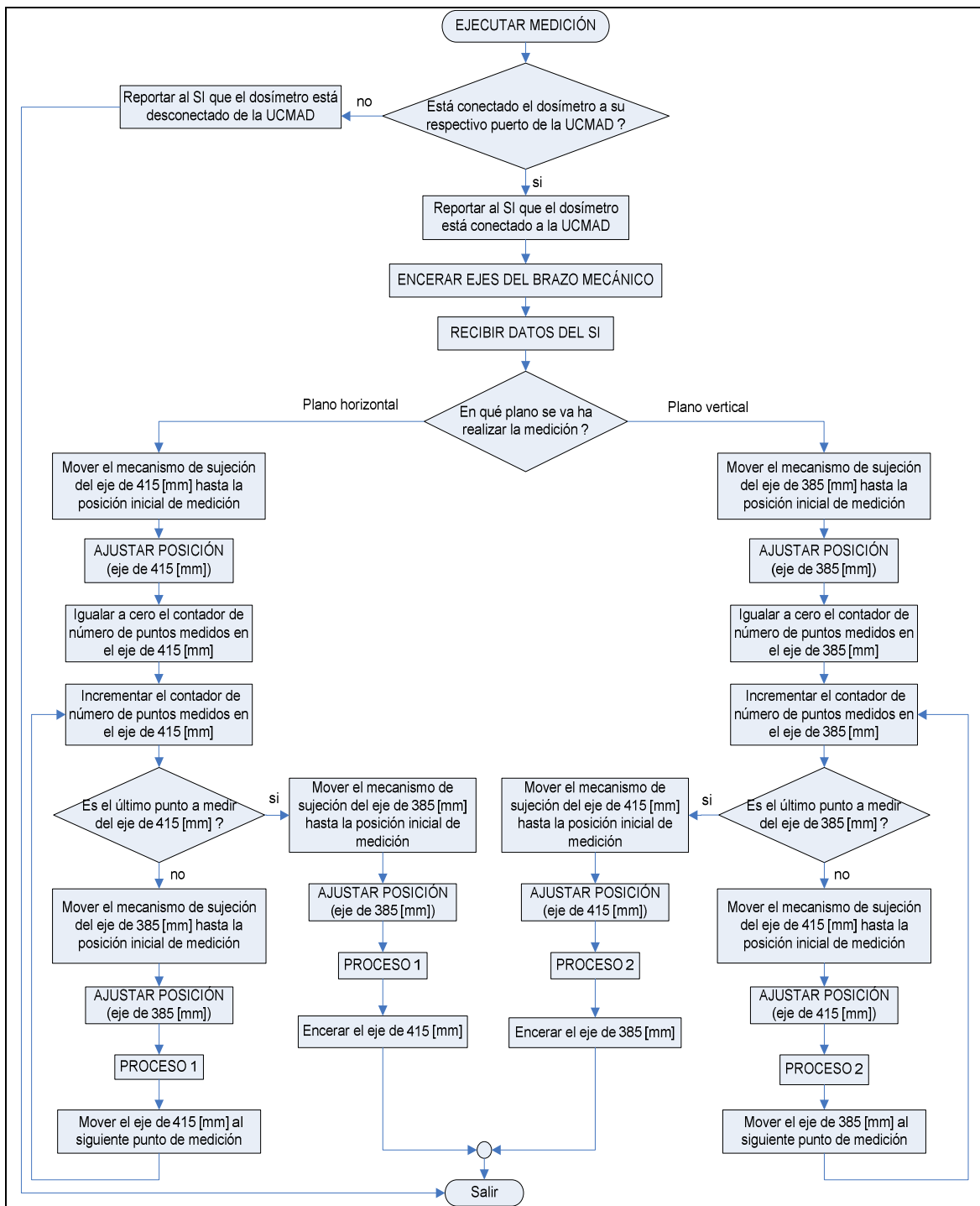


Figura 3.24: Diagrama de flujo para la orden de ejecutar medición

El anterior diagrama de flujo describe el procedimiento que el microcontrolador ejecuta, cuando el SI le ordena realizar una medición. Este es el procedimiento

que reviste de mayor complejidad, en comparación con los dos procedimientos descritos anteriormente, debido a que aquí se ejecutan una gran cantidad de pasos, los cuales se repetirán algunas veces, dependiendo del número de puntos en los que se vayan a realizar la o las mediciones.

En la orden de ejecutar medición, la UCMAD controla el funcionamiento tanto del brazo mecánico como del dosímetro, así como también envía los datos medidos tanto de posición y de dosis hacia el SI, para que éste los almacene y posteriormente pueda mostrar los gráficos que el usuario le ordene (perfiles de dosis y/o curvas de isodosis).

Adicionalmente, cuando se ejecuta este procedimiento, el microcontrolador verifica si el dosímetro está o no conectado a su respectivo puerto de la UCMAD, y reporta al SI el resultado de dicha verificación, para que en el caso de que el cable de conexión esté averiado o desconectado, el usuario pueda solucionar el problema y luego retomar la opción que deseaba ejecutar.

Al igual que en la orden de centrado de los ejes del brazo mecánico, antes de ejecutar una medición, el microcontrolador debe asegurar que los mecanismos de sujeción de los mismos se encuentren en su respectivo origen, debido a que las posiciones de cada eje se miden desde este punto, para lo cual primero ejecuta el proceso de encerado de ejes.

Los pasos que ejecuta el microcontrolador para realizar una medición están implementados en base al procedimiento descrito en la sección 1.1.3.4 del capítulo I.

Los algoritmos que controlan el movimiento de los ejes del brazo mecánico, están implementados de tal manera, que tanto para planos de medición verticales o para planos horizontales, la profundidad se mantenga constante.

En la Figura 3.25 se puede ver que el haz de radiación es horizontal respecto del fantoma con agua, por lo tanto, se requiere medir posición y dosis en un plano

paralelo al plano YZ (plano vertical), para cuyo caso se toman medidas tanto de posición y dosis en puntos equidistantes a lo largo del eje Y y a una determinada profundidad Z, la cual se mantiene constante, hasta que se haya medido el último punto de Y, luego de lo cual, se incrementa la profundidad Z y de igual manera se toman medidas de dosis para los mismos puntos del eje Y. Al completarse este procedimiento y dependiendo de las posiciones iniciales y finales que se hayan asignado tanto para el eje Y como para el eje Z, se tendrá un cuadrado o un rectángulo (campo de medición), el cual contendrá información tanto de posición y dosis con los cuales, el SI podrá mostrar al usuario un número de perfiles de dosis, igual al número de puntos medidos a lo largo del eje Z, así como también para el campo de medición dado, podrá mostrar los puntos que tengan igual valor de dosis, que corresponden a las curvas de isodosis. Los puntos a lo largo del eje Z también son equidistantes.

Por otra parte, cuando se trabaja con haces de radiación vertical, se toman mediciones de posición y dosis en un plano paralelo al plano XY, para cuyo caso la posición del eje Y se mantiene constante, hasta que se completen las mediciones ordenadas en diferentes puntos equidistantes, a lo largo del eje X, luego de lo cual se incrementa la posición de Y y nuevamente se vuelve a medir la dosis en los mismos puntos del eje X. Una vez que se haya completado este procedimiento, el SI podrá mostrar al usuario un número de perfiles de dosis, igual al número de puntos medidos a lo largo del eje Y y una gráfica de curvas de isodosis para el campo de medición dado.

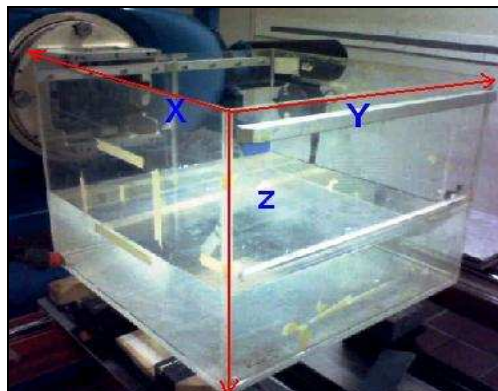


Figura 3.25: Ejes de medición de posición y dosis

Como se muestra en la sección 2.1.4.3 del capítulo anterior, el eje de 385 [mm] podrá realizar movimientos a lo largo del eje X o Z, dependiendo de la forma en la que se coloque el brazo mecánico en el fantoma de agua, en tanto que el eje de 415 [mm] siempre trabajará a lo largo del eje Y.

3.1.3.2.4.1 Procedimiento para Recibir Datos del SI

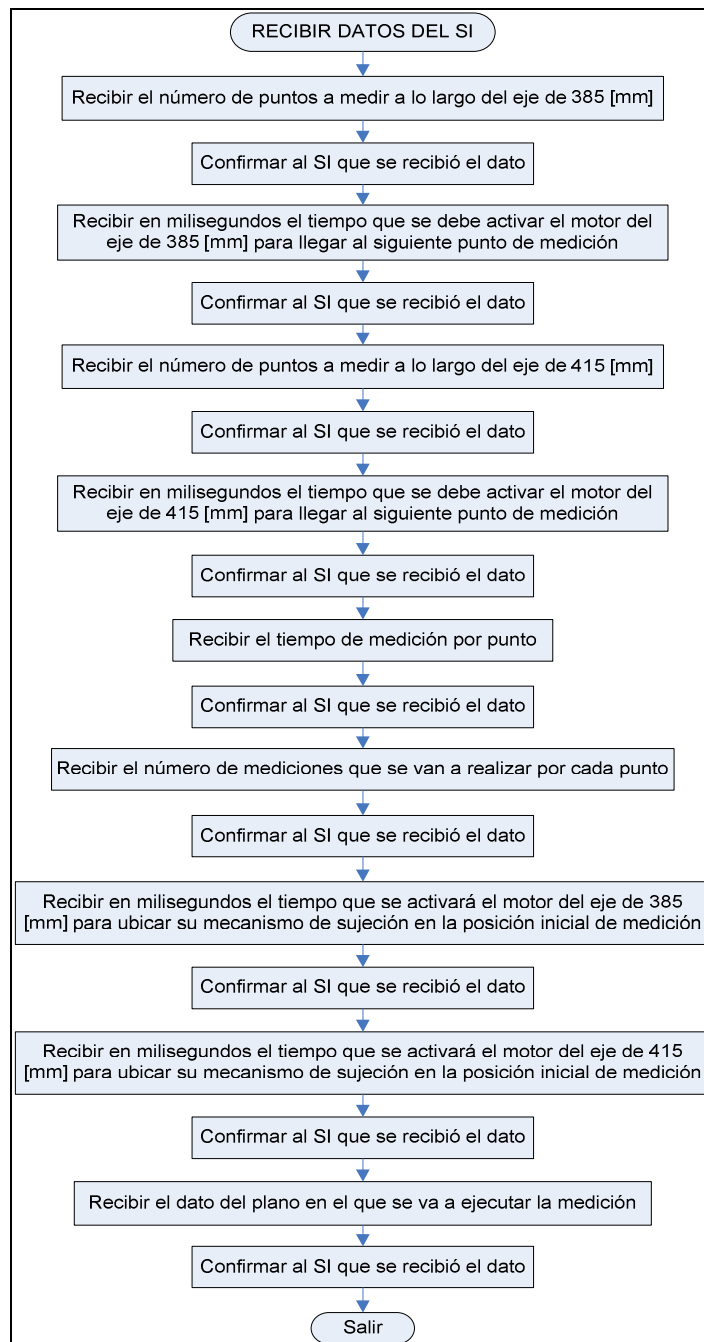


Figura 3.26: Diagrama de flujo para recibir datos del SI

Con los datos que el usuario ingresa en el SI para ejecutar una medición, éste calcula otros valores, que luego los envía al microcontrolador, para que éste a su vez pueda ejecutar la orden que se le asignó. Este procedimiento se describe a través del anterior diagrama de flujo, en el que se indica qué valores recibe el microcontrolador desde el SI, antes de ejecutar una medición.

3.1.3.2.4.2 Diagrama de Flujo del “PROCESO 1”

El procedimiento que se ejecuta en el bloque cuyo nombre es “PROCESO 1”, del diagrama de flujo mostrado en la Figura 3.24, es el que se muestra a continuación, en el cual se puede ver la forma en la que se mueve el eje de 385 [mm], cuando se realizan mediciones en un plano horizontal:

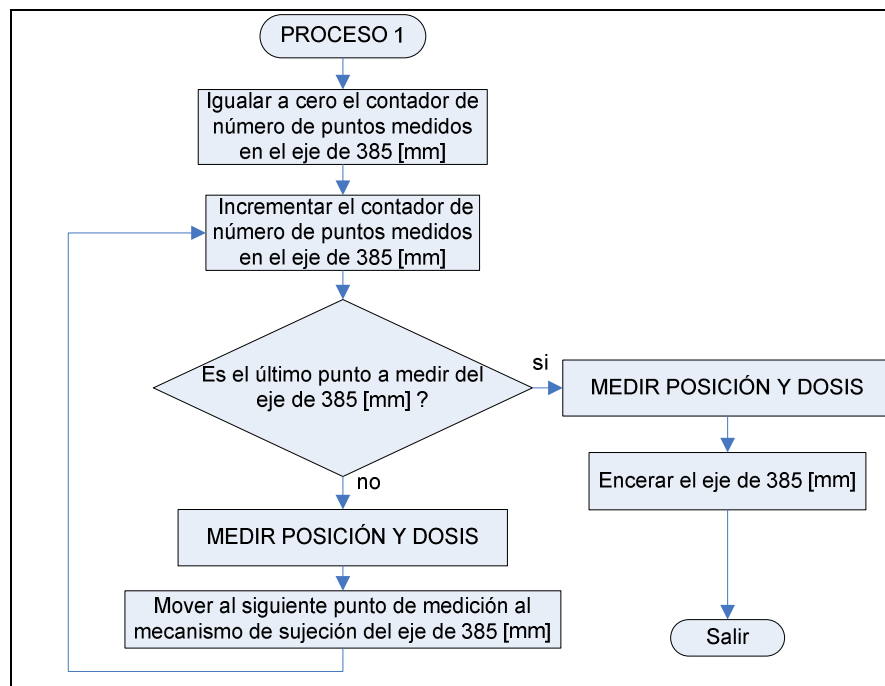


Figura 3.27: Diagrama de flujo del “PROCESO 1”

3.1.3.2.4.3 Diagrama de Flujo del “PROCESO 2”

El bloque de la Figura 3.24, nombrado como “PROCESO 2”, ejecuta el procedimiento que se muestra en el siguiente diagrama de flujo, en el cual se

puede ver la forma en la que se mueve el eje de 415 [mm], cuando se realizan mediciones en un plano vertical:

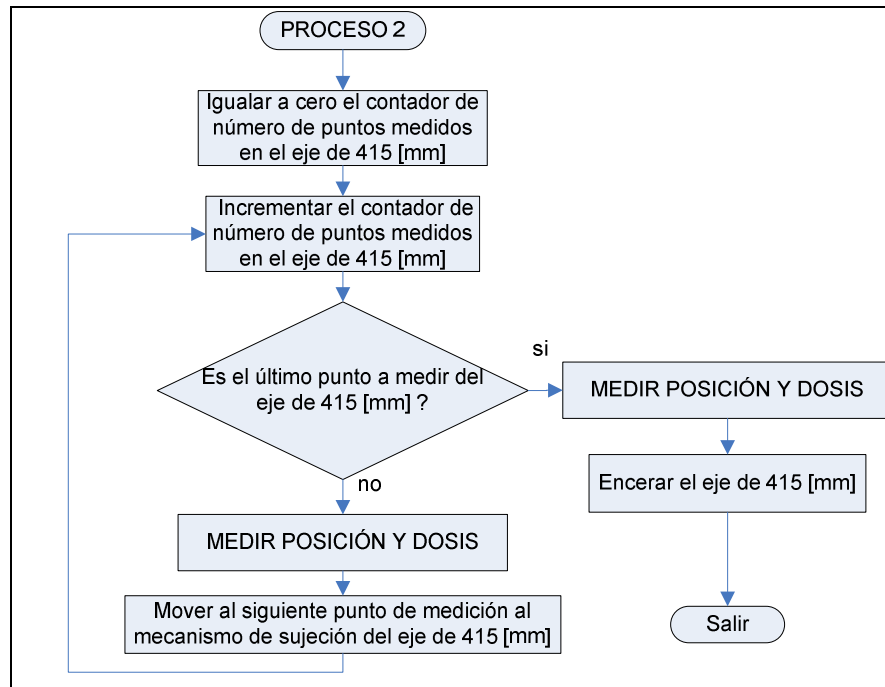


Figura 3.28: Diagrama de flujo del "PROCESO 2"

3.1.3.2.4.4 Procedimiento para Medir Posición y Dosis

Una vez que el microcontrolador ha ubicado a los mecanismos de sujeción de los dos ejes del brazo mecánico en la posición requerida para la medición, lo que hace es ejecutar el procedimiento descrito en la sección 3.1.4.2.3.2 del presente capítulo, lo cual le permite al SI calcular el valor de posición de cada uno de los ejes respecto de su origen.

Posteriormente, el microcontrolador opera automáticamente el dosímetro, para que éste mida el valor de dosis, cumpliendo con el tiempo ordenado por el usuario para cada medición, al final de lo cual recibe de éste el valor de dicha medición, que tiene el formato descrito en la sección 2.1.1.4 del capítulo anterior, por lo cual es necesario separar la parte numérica de su respectiva unidad, para enviar ambos datos por separado hacia el SI, con el objetivo de facilitar su procesamiento.

El proceso descrito en los dos párrafos anteriores se repetirá, dependiendo del número de mediciones que el usuario haya ordenado tomar por cada punto:

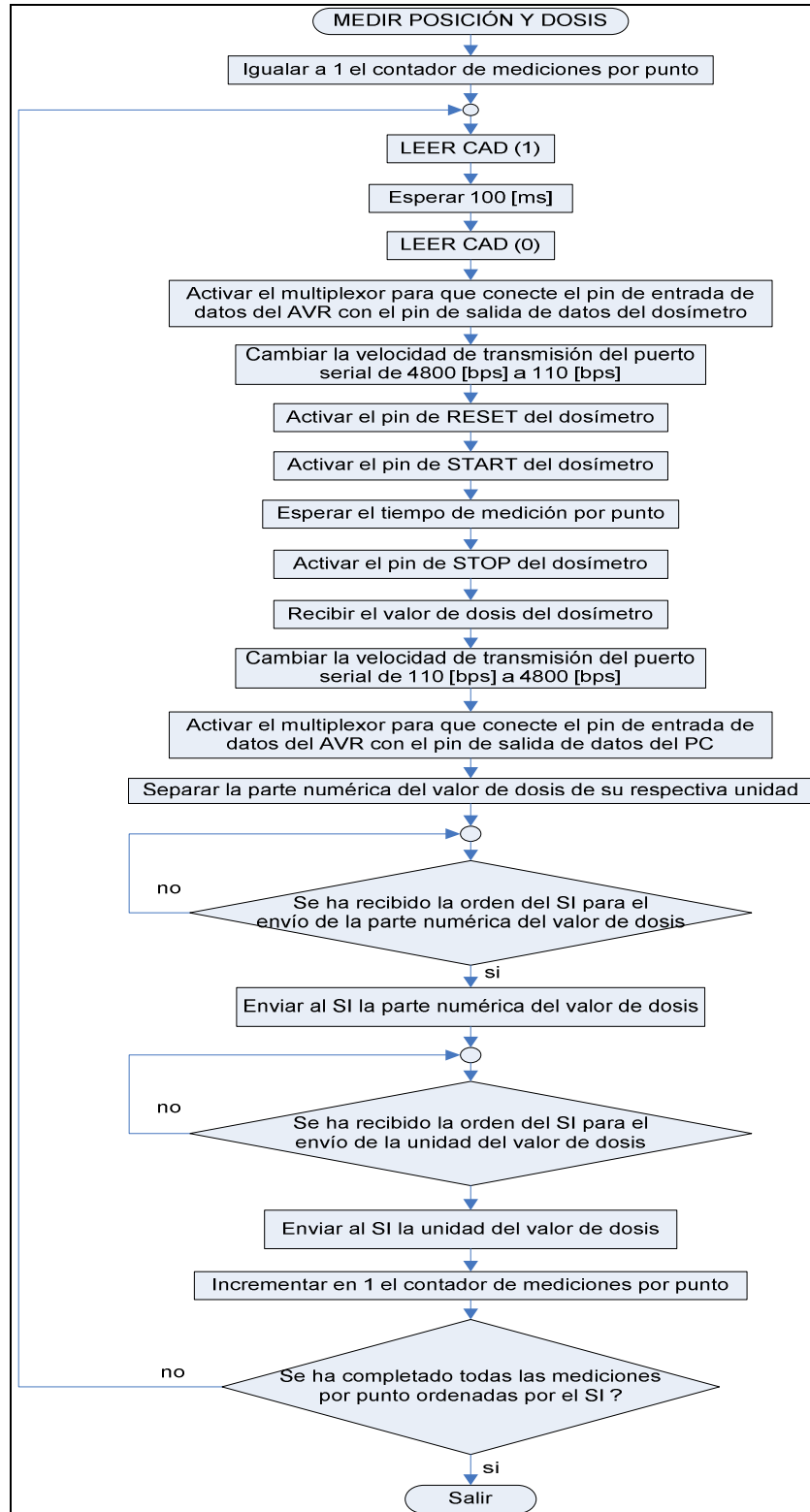


Figura 3.29: Diagrama de flujo para medir posición y dosis

3.1.4 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA INFORMÁTICO (SI)

El SI es el software que trabaja sobre un PC y que le permite al usuario ingresar datos y órdenes que se ejecutan en este último, dando como resultado valores y gráficas que el usuario los puede analizar y administrar, o en su defecto acciones que son ejecutadas a través de la UCMAD.

El SI es un software desarrollado en Matlab, que presenta una interfaz gráfica muy amigable y de fácil manipulación para el usuario. Funciona como aplicación stand-alone; es decir, no se requiere tener instalado el Matlab para que el programa pueda ejecutarse en un PC, lo cual evita algunos inconvenientes, como problemas de licenciamiento por ejemplo.

Se escogió a Matlab, como programa de soporte para crear el SI, debido a que entre otras cosas, éste presenta herramientas muy útiles para crear diferentes tipos de gráficas y realizar interpolación de datos, sin necesidad de crear códigos demasiado extensos para este propósito, lo cual se utiliza para mejorar la presentación de los resultados al usuario.

3.1.4.1 INTERFAZ GRÁFICA DEL SI

La interfaz gráfica del SI, es la parte del programa implementado, que interactúa con el usuario para recibir datos y ejecutar órdenes de él, luego de lo cual muestra resultados, los cuales los puede utilizar para los propósitos que él crea conveniente; además la interfaz gráfica le permite al usuario administrar o manejar dichos datos de la forma que él considere es la más adecuada.

En la Figura 3.30 se puede ver la forma que tiene la ventana implementada para interactuar con el usuario. Se puede observar entre otras cosas que consta de pestañas que despliegan diferentes opciones, un cuadro donde se muestran los valores que se obtienen producto de una medición, un axes donde en tiempo real se muestran los perfiles de dosis y en la parte superior derecha se muestra la configuración ingresada por el usuario previo a la realización de una medición.

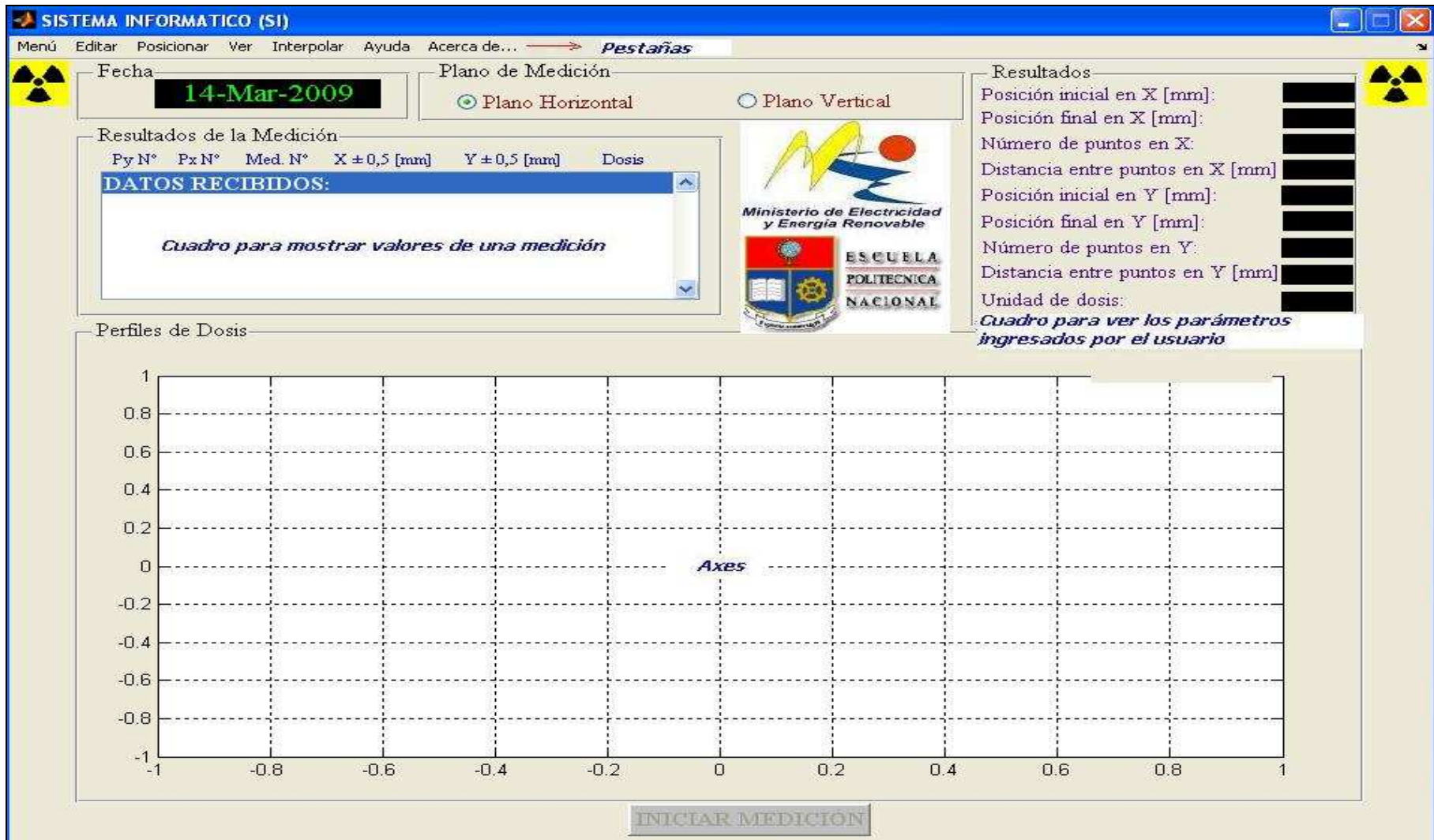


Figura 3.30: Interfaz gráfica del SI

La interfaz gráfica del SI, consta de una única ventana, la cual posee todas las opciones que el usuario puede ejecutar según su necesidad. En algunas ocasiones el usuario puede requerir solamente abrir archivos que fueron guardados con anterioridad, como resultado de una pasada medición, para consultar algún dato o datos que sean de su interés; o en otras circunstancias puede requerir ingresar valores para ciertos parámetros antes de ejecutar una medición, en cuyo caso el SI utiliza a la UCMAD para ejecutar dicha acción.

3.1.4.1.1 Pestaña “Menú”

Cuando el usuario selecciona la pestaña “Menú”, se despliega una lista de opciones, como la que se muestra en la Figura 3.31, en la que el usuario, dependiendo de sus requerimientos, puede escoger entre cinco diferentes opciones.

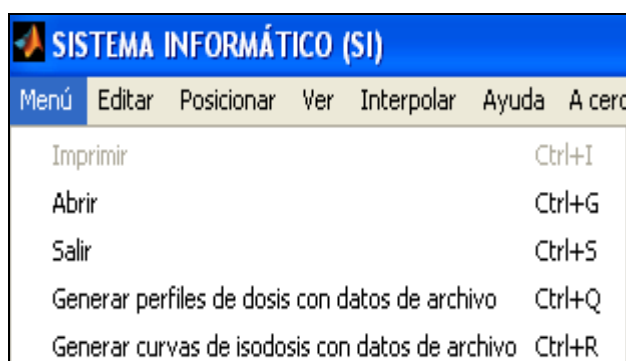


Figura 3.31: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Menú”

3.1.4.1.1.1 Opción “Imprimir”

Esta opción le permite al usuario imprimir los perfiles de dosis que contenga el axes que está ubicado en la parte central de la interfaz gráfica del SI. La opción permanece deshabilitada hasta que no se haya completado satisfactoriamente un proceso de medición, con lo cual el axes tendría perfiles para mostrar e imprimir.

Cuando una medición se completa satisfactoriamente y el usuario selecciona la opción imprimir, aparece un cuadro de dialogo como el que se muestra en la

Figura 3.32, a través del cual se pueden configurar diferentes opciones de impresión como: tamaño de hoja, posición de la misma, centrado del gráfico, márgenes, etc.

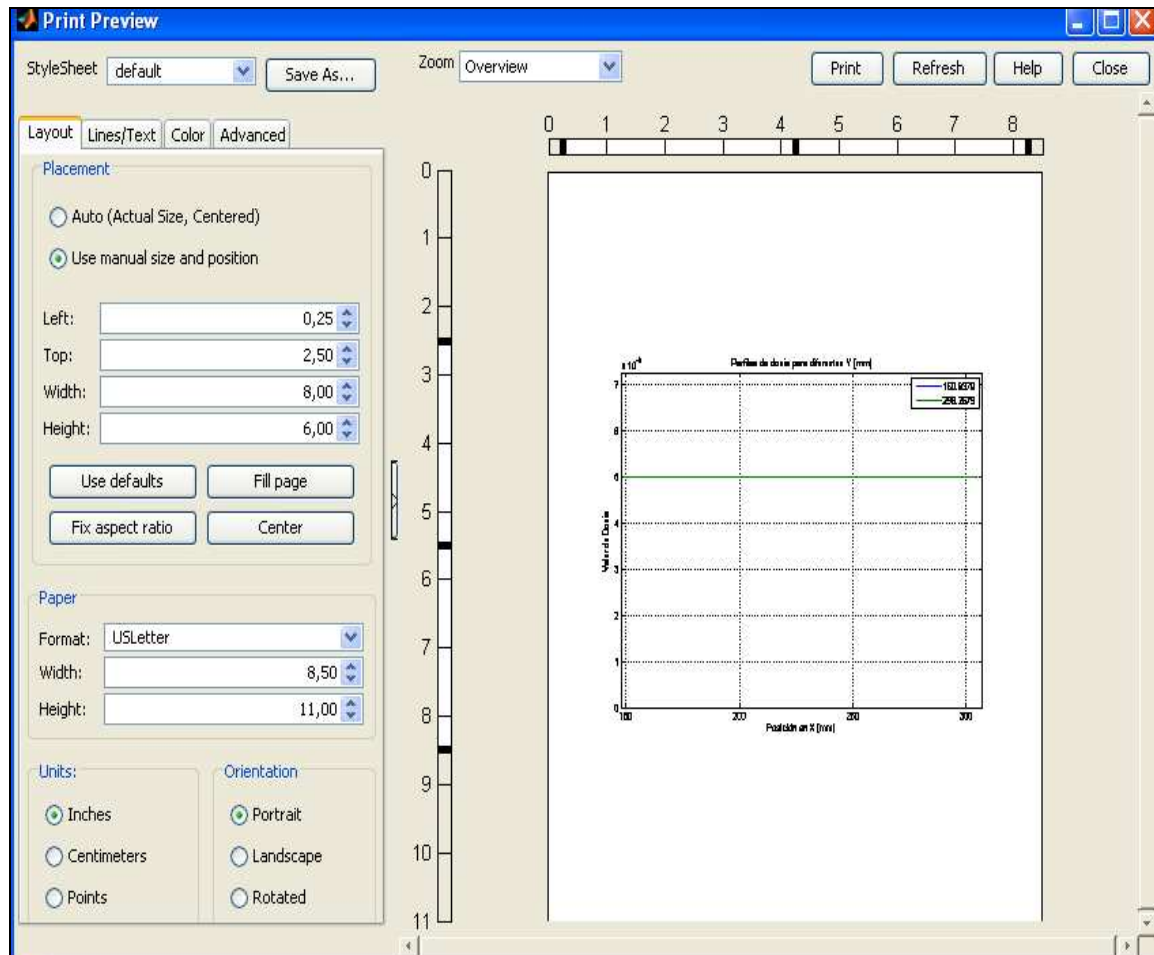


Figura 3.32: Cuadro de dialogo cuando se selecciona la opción “Imprimir”

Esta opción puede ser invocada directamente presionando las teclas Ctrl+I.

3.1.4.1.1.2 Opción “Abrir”

Cuando el usuario activa esta opción, se despliega un cuadro de dialogo (Figura 3.33), que le permite seleccionar la ruta para llegar al directorio que contiene el archivo de extensión *.fig que desea abrir. La extensión *.fig es usada por Matlab y por ende por el SI, para referirse a archivos que contienen cualquier tipo de gráficas generadas en éstos.

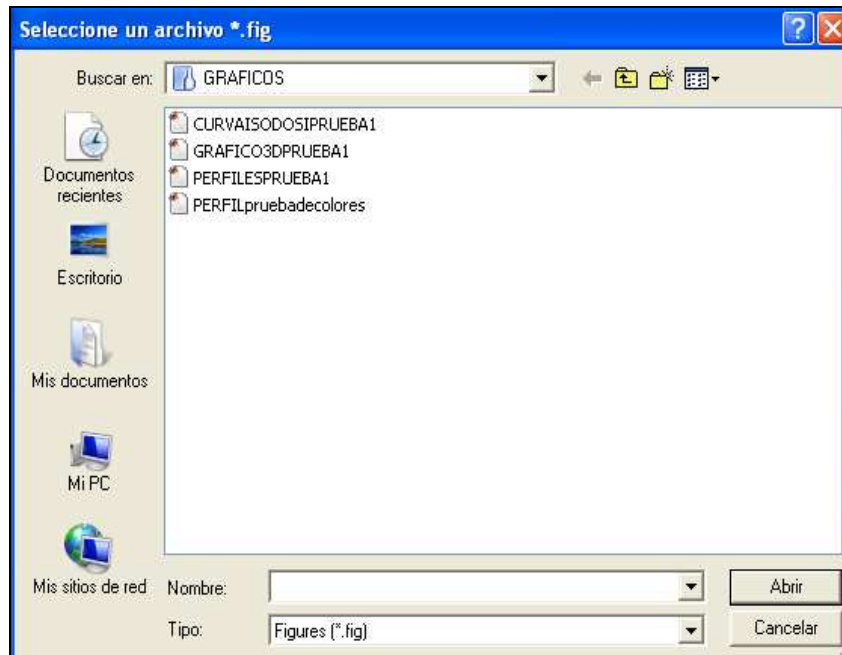


Figura 3.33: Cuadro de dialogo que aparece cuando se selecciona la opción “Abrir”

En caso de que el usuario seleccione un archivo que no pueda abrirse, ya sea porque está dañado o porque no tiene la extensión requerida (*.fig) para el efecto, el SI le avisará a éste de dicha anomalía mediante un mensaje de error.

Esta opción puede ser llamada directamente presionando las teclas Ctrl+G y está habilitada siempre.

3.1.4.1.1.3 Opción “Salir”

Mediante esta opción, el usuario puede abandonar el uso del programa, previo a la confirmación en el cuadro de dialogo que se despliega cuando se selecciona dicha opción (Figura 3.34).

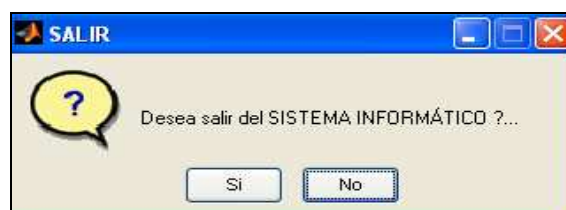


Figura 3.34: Cuadro de dialogo que aparece cuando se selecciona la opción “Salir”

Otras formas en las que se puede seleccionar esta opción es presionando las teclas Ctrl+S o presionando el botón marcado con una X que está ubicado en la esquina superior derecha de la ventana gráfica. Esta opción está habilitada permanentemente.

3.1.4.1.4 Opción “Generar perfiles de dosis con datos de archivo”

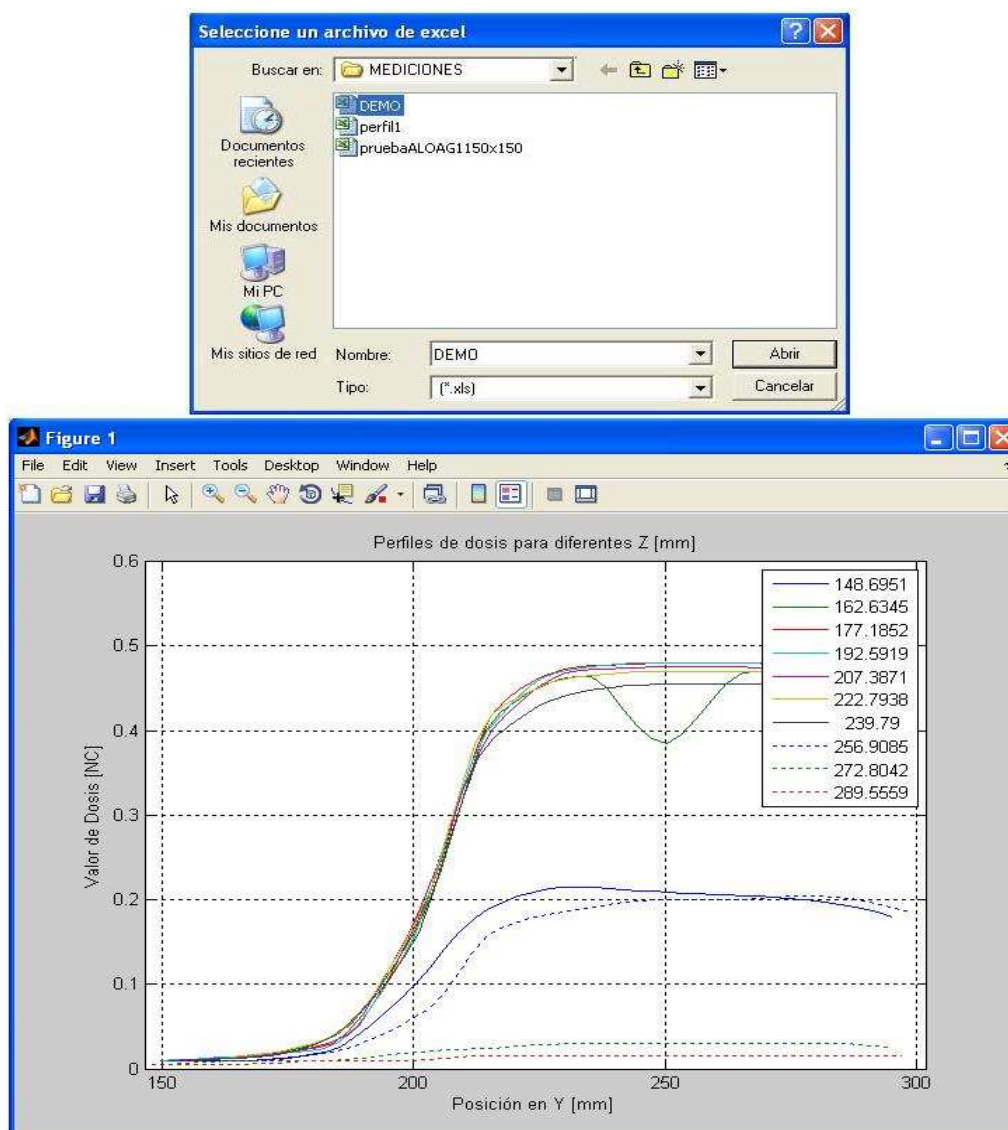


Figura 3.35: Perfiles de dosis generados a partir de los datos del archivo “DEMO.xls”

Esta opción le permite al usuario abrir un archivo de Excel que contiene entre otras cosas, los datos de posición y dosis de una pasada medición, a partir de los cuales se generará un gráfico que muestre los perfiles de dosis para dichos datos

(Figura 3.35). El archivo de Excel que se vaya a abrir tendrá que haber sido generado por el SI como resultado de alguna medición, para que éste pueda tener los datos necesarios para generar dichos perfiles, caso contrario, el SI devolverá al usuario un mensaje de error.

Esta opción puede ejecutarse directamente presionando las teclas Ctrl+Q, está habilitada permanentemente y tiene un ajuste automático de escala para permitir al usuario visualizar de mejor manera las gráficas que se generan.

3.1.4.1.5 Opción “Generar curvas de isodosis con datos de archivo”

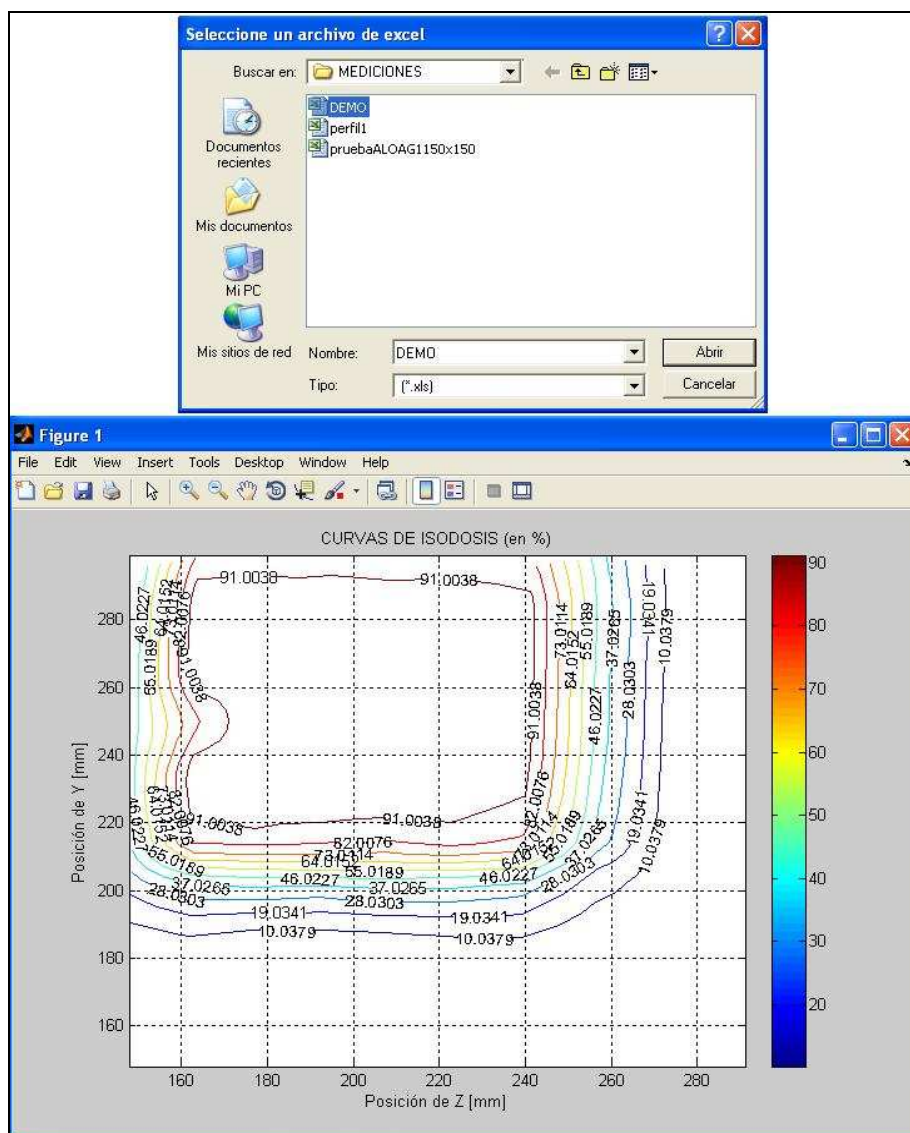


Figura 3.36: Curvas de isodosis generadas a partir de los datos del archivo “DEMO.xls”

Esta opción le permite al usuario realizar el mismo procedimiento descrito en el punto anterior, solamente que en este caso lo que se despliega son curvas de isodosis, en lugar de perfiles de dosis (Figura 3.36).

Esta opción puede ejecutarse directamente presionando las teclas Ctrl+R, está habilitada permanentemente y posee un ajuste automático de escala.

3.1.4.1.2 Pestaña “Editar”

Si el usuario selecciona la pestaña “Editar”, se despliega un menú con dos opciones que el usuario puede escoger y ejecutar, tal como se muestra en la siguiente figura:

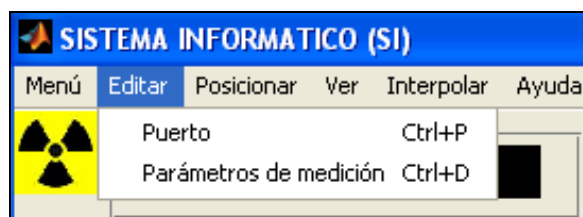


Figura 3.37: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Editar”

3.1.4.1.2.1 Opción “Puerto”

A través de esta opción, el SI despliega un cuadro de dialogo (Figura 3.38), en el que el usuario puede seleccionar un puerto COM, en el computador en el que está trabajando, el cual servirá para que el SI se comunique con la UCMAD, cuando necesite utilizar la misma. Se puede usar la configuración predeterminada para seleccionar al puerto “COM1” como puerto de entrada y salida de datos, pero no siempre este puerto está disponible o existe en todos los computadores, en cuyo caso el usuario tendrá que seleccionar algún otro puerto de comunicación que exista y esté disponible para el efecto.

En la actualidad, la mayoría de computadores portátiles no disponen del interfaz RS232, en cuyo caso el usuario deberá utilizar un convertidor RS232/USB y

adicionalmente deberá crear un puerto COM virtual, mediante algún tipo de software que sirva para este propósito.

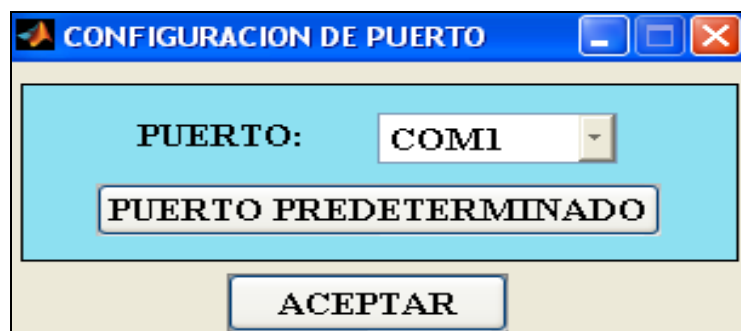


Figura 3.38: Cuadro de dialogo que aparece cuando se selecciona la opción “Puerto”

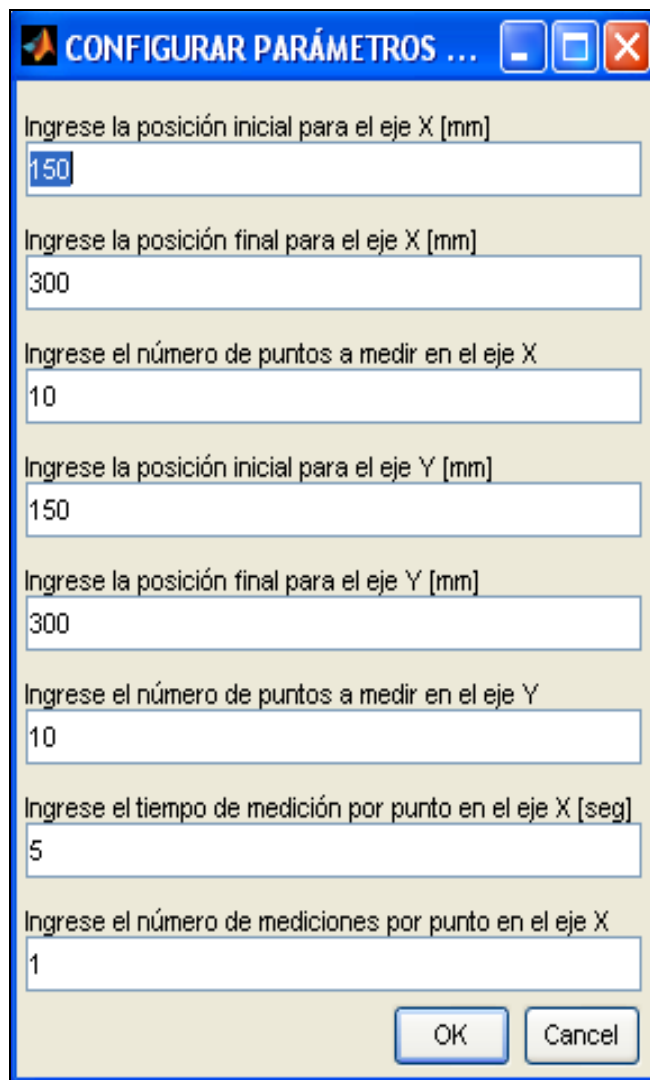
Esta opción tiene la capacidad de detectar si el puerto COM seleccionado existe o no en la computadora en la que se esté trabajando, o a su vez detecta si éste está ocupado, en cuyo caso el programa, a través de un mensaje, le avisa al usuario de este hecho, para que éste pueda seleccionar algún otro puerto de los que en este mismo mensaje el SI le sugiere y de esta manera pueda completar satisfactoriamente esta opción.

Presionando las teclas Ctrl+P se ejecuta directamente esta opción, la cual está habilitada casi todo el tiempo, excepto cuando se está ejecutando algún proceso que demanda el uso de un puerto serial (medición, encerado o centrado de ejes del brazo mecánico).

3.1.4.1.2.2 Opción “Parámetros de medición”

Esta opción despliega una cuadro de dialogo para la configuración de parámetros de medición (Figura 3.39), la cual le permite al usuario ingresar los datos necesarios para realizar un proceso de medición. Se habilita una vez que se ha seleccionado exitosamente un puerto COM para la comunicación serial entre el SI y la UCMAD. Presenta una configuración por defecto, la cual puede ser modificada por el usuario.

Una vez que el usuario presiona el botón “OK”, del cuadro de dialogo de configuración de parámetros de medición, el SI verifica que cada uno de los datos ingresados esté correcto, luego de lo cual despliega un cuadro de dialogo para que el usuario seleccione un directorio y un nombre para guardar el archivo de Excel que almacenará los resultados de la medición (Figura 3.40), además los datos ingresados aparecerán en el cuadro “Resultados” de la interfaz gráfica. En el caso de que algún dato ingresado sea incorrecto, el programa mostrará un mensaje al usuario indicando cuál es el dato errado y sugiriendo alguna solución para que éste pueda corregir el mismo (Figura 3.41).



The image shows a Windows-style dialog box titled "CONFIGURAR PARÁMETROS ...". It contains several text input fields with the following labels and values:

- Ingrese la posición inicial para el eje X [mm]: 150
- Ingrese la posición final para el eje X [mm]: 300
- Ingrese el número de puntos a medir en el eje X: 10
- Ingrese la posición inicial para el eje Y [mm]: 150
- Ingrese la posición final para el eje Y [mm]: 300
- Ingrese el número de puntos a medir en el eje Y: 10
- Ingrese el tiempo de medición por punto en el eje X [seg]: 5
- Ingrese el número de mediciones por punto en el eje X: 1

At the bottom right of the dialog box are two buttons: "OK" and "Cancel".

Figura 3.39: Configuración por defecto que aparece cuando selecciona la opción “Parámetros de medición”

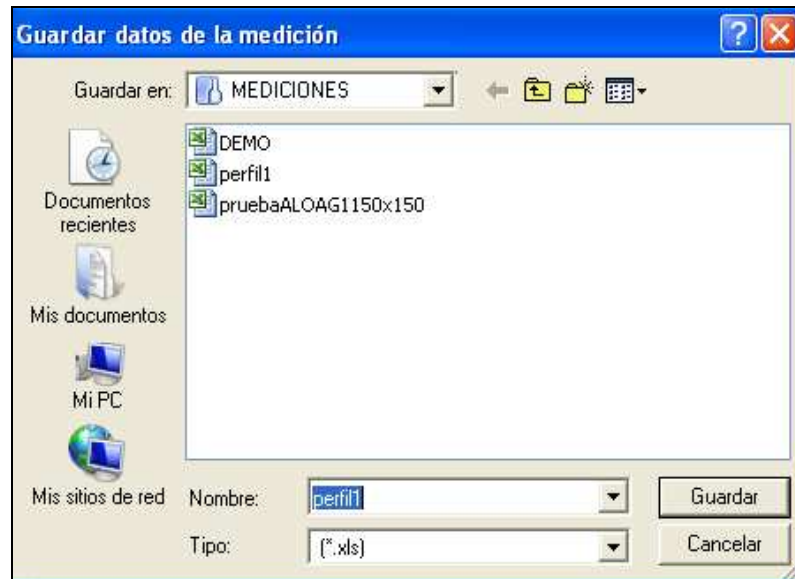


Figura 3.40: Cuadro de diálogo para asignar un directorio y un nombre para el archivo de Excel que contendrá lo resultados de una medición

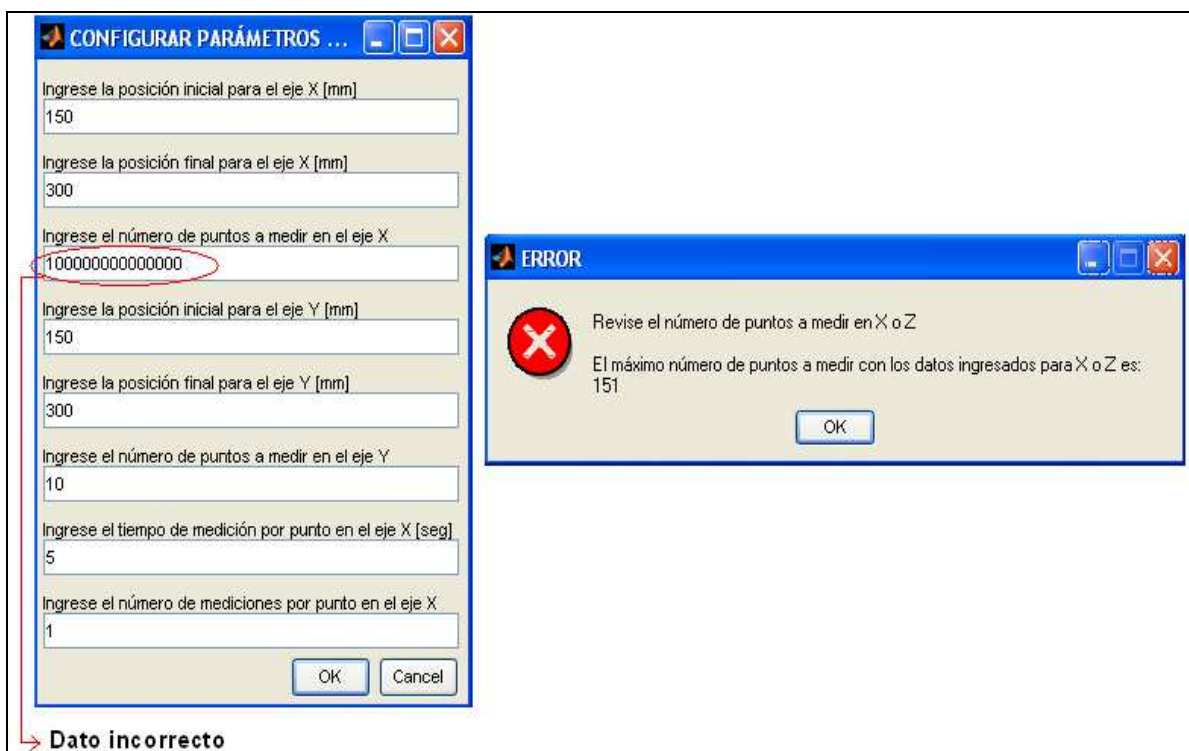


Figura 3.41: Mensaje de error cuando algún parámetro es ingresado incorrectamente

En la Tabla 3.12 se resume el rango de valores que el usuario puede ingresar en cada uno de los campos del cuadro de diálogo que se despliega para configurar los parámetros para ejecutar una medición.

Nº	Nombre del Campo	Rango de Valores
(1)	Posición inicial para el eje X o Z	Entre 0 [mm] y 380 [mm]
(2)	Posición final para el eje X o Z	Mayor que (1) y menor que 385 [mm]
(3)	Número de puntos a medir en el eje X o Z	Menor o igual que (2) - (1) + 1
(4)	Posición inicial para el eje Y	Entre 0 [mm] y 410 [mm]
(5)	Posición final para el eje Y	Mayor que (4) y menor que 415 [mm]
(6)	Número de puntos a medir en el eje Y	Menor o igual que (5) - (4) + 1
(7)	Tiempo de medición por punto	Entre 5 [seg] y 300 [seg]
(8)	Número de mediciones por punto	Entre 1 y 5

Tabla 3.12: Rango de valores que se pueden ingresar en cada uno de los campos del cuadro de diálogo para configurar los parámetros de medición

Si algún valor ingresado por el usuario contiene decimales, éste es redondeado a al entero más próximo, dependiendo de si la parte decimal es mayor o menor que 0.5, lo cual sirve para evitar conflictos, en el momento de calcular los valores de tiempo que se envían a la UCMAD para realizar una medición.

En las filas 2 y 6 de la Tabla 3.12, se puede ver que la distancia mínima que se puede desplazar a los mecanismos de sujeción, entre dos puntos consecutivos, en los cuales se va a ejecutar una medición, para los dos ejes del brazo mecánico es de 1 [mm].

En el momento en que el procedimiento descrito en los párrafos anteriores es completado satisfactoriamente, el SI habilita el botón “INICIAR MEDICIÓN” e inhabilita las opciones del cuadro “Plano de Medición”, de la pestaña “Posicionar” y de la pestaña “Editar”.

Se puede acceder directamente a esta opción presionando las teclas Ctrl + D.

3.1.4.1.3 Pestaña “Posicionar”

Cuando el usuario selecciona la pestaña “Posicionar”, el SI despliega un menú con dos opciones como el que se muestra en la Figura 3.42. Las opciones de esta pestaña se habilitan una vez que se ha seleccionado un puerto COM, para la comunicación serial entre el PC y la UCMAD.



Figura 3.42: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Posicionar”

3.1.4.1.3.1 Opción “Centrar ejes”

Al ejecutar esta opción, el usuario ordenará al SI, que a través de la UCMAD ubique en el centro de cada uno de los ejes del brazo mecánico a sus respectivos mecanismos de sujeción, lo cual sirve para alinear el fantoma con agua, con el eje central del haz de radiación, procedimiento que se lleva a cabo previo a la realización de un proceso de medición.

Una vez que se ha seleccionado esta opción, el SI verifica si está o conectada la UCMAD al computador y luego recibe la información desde ésta, acerca de si están o no conectados a sus respectivos puertos los cables de extensión que los conectan con los puertos de cada eje del brazo mecánico. En caso de que la UCMAD informe de la no existencia de anomalías en el procedimiento antes descrito, el SI ordenará a ésta ejecutar el procedimiento explicado en el párrafo anterior; caso contrario, el SI mostrará un mensaje de aviso al usuario, indicando el por qué no se completó satisfactoriamente dicha operación.

Se puede acceder directamente a esta opción presionando las teclas Ctrl + B.

3.1.4.1.3.2 Opción “Mover ejes al origen”

Al ejecutar esta opción, el usuario ordena al SI, ubicar a los mecanismos de sujeción de cada eje del brazo mecánico en su respectivo origen, para lo cual hace uso de la UCMAD.

Antes de ejecutar el procedimiento antes descrito y al igual que en el caso anterior, se hace una verificación de que tanto los ejes del brazo mecánico estén conectados a la UCMAD como a su vez de que ésta esté conectada al PC, caso

contrario se muestra un mensaje de error al usuario, indicando la causa del mismo.

Esta opción puede ejecutarse directamente presionando las teclas Ctrl + O.

3.1.4.1.4 Pestaña “Ver”

Cuando el usuario selecciona la pestaña “Ver”, ésta despliega un menú con tres opciones, las cuales se habilitan únicamente después de que se ha efectuado una medición (Figura 3.43).

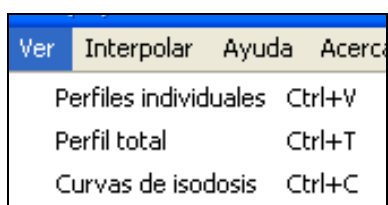


Figura 3.43: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Ver”

Las opciones que esta pestaña despliega, sirven para observar tanto los perfiles de dosis como las curvas de isodosis, que se obtienen después de haber realizado un proceso de medición.

Todas las gráficas que el SI muestra al usuario con esta pestaña, se generan sin ningún tipo de interpolación; es decir, simplemente el SI ubica a cada uno de los pares ordenados (posición y dosis), en el lugar que les corresponde dentro de un axes cuya escala se ajusta automáticamente al rango de datos con el que se está trabajando, y luego mediante rectas une los puntos consecutivos, obteniendo de esta manera las gráficas que se presentarán al usuario.

Por lo descrito en el párrafo anterior, si los puntos a medir dentro de un campo de medición están demasiado alejados entre sí y si las variaciones de dosis son bastante grandes, las gráficas que se obtendrán presentarán formas muy irregulares, con lo cual no se podrá extraer mucha información de ellas y será necesario utilizar algún procedimiento de interpolación, de lo cual se aborda más

adelante, con el objetivo de suavizar las mismas y de esta manera obtener información más clara; o en su defecto, el usuario deberá realizar una nueva medición incrementando la cantidad de puntos a medir en cada uno de los ejes.

3.1.4.1.4.1 Opción “Perfiles individuales”

A través de esta opción, el usuario puede ver en diferentes axes, a cada uno de los perfiles de dosis que se hayan obtenido producto de una medición. El número de axes que se despliegan con esta opción, será igual al número de perfiles de dosis que se hayan obtenido en dicha medición.

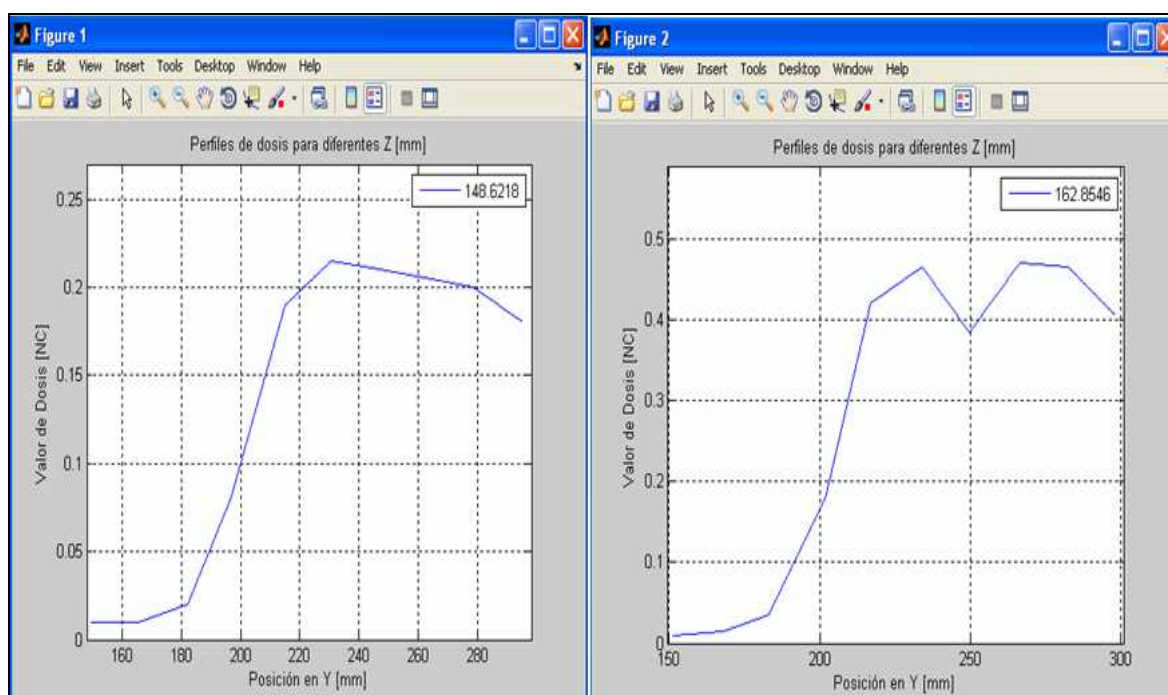


Figura 3.44: Axes que se despliegan con la opción “Perfiles individuales”

Esta opción le permite al usuario analizar la forma de cada uno de los perfiles de dosis con mayor claridad, debido a que cada axes tiene propiedades que le permiten, entre otras cosas: imprimir la gráfica, opciones de zoom, utilizar un cursor para ver valores dentro de la gráfica, etc. (Figura 3.44), lo cual no afecta a los demás axes que se hayan desplegado.

A esta opción se puede acceder directamente presionando las teclas Ctrl + V.

3.1.4.1.4.2 Opción “Perfil total”

Esta opción le presenta al usuario un solo axes, que contiene a todos los perfiles de dosis que se hayan obtenido como resultado de un proceso de medición. En este caso a cada perfil de dosis se le asigna un color de entre siete opciones, una forma (continua o entrecortada) o un grosor de línea único, para diferenciarlo de los demás (Figura 3.45).

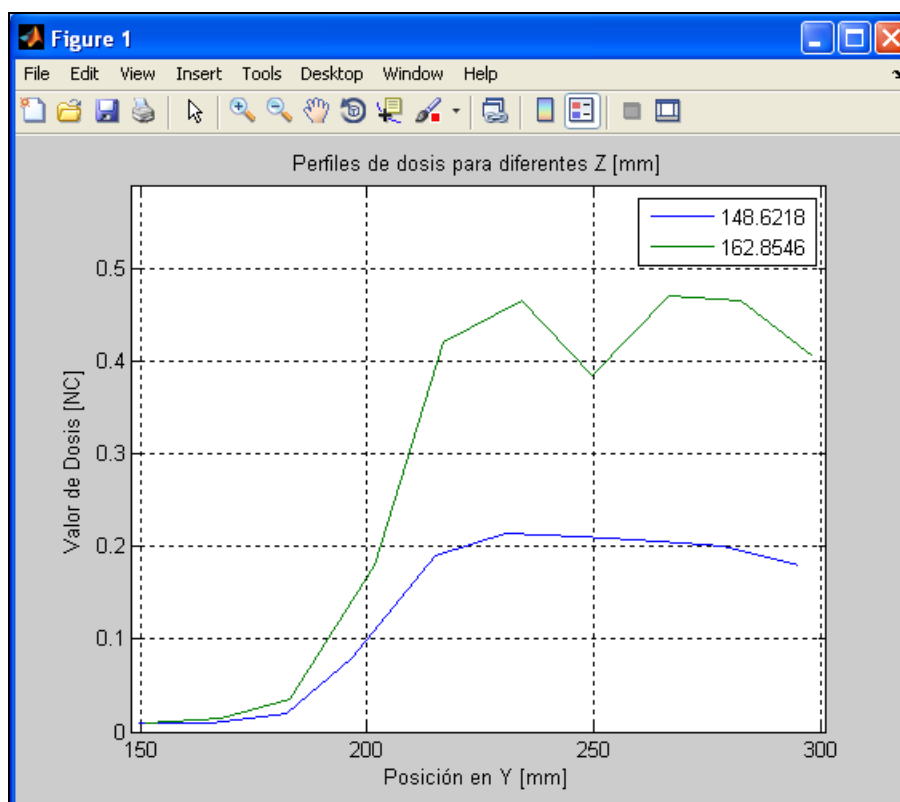


Figura 3.45: Axes que se despliega con la opción “Perfil total”

Esta opción puede ser ejecutada directamente presionando las teclas Ctrl + T.

3.1.4.1.4.3 Opción “Curvas de isodosis”

Esta opción le muestra al usuario, en un solo axes, las curvas de isodosis que se obtienen después de haber completado un proceso de medición (Figura 3.46). En este caso cada curva de isodosis contiene un color único que permite diferenciarlo de los demás.

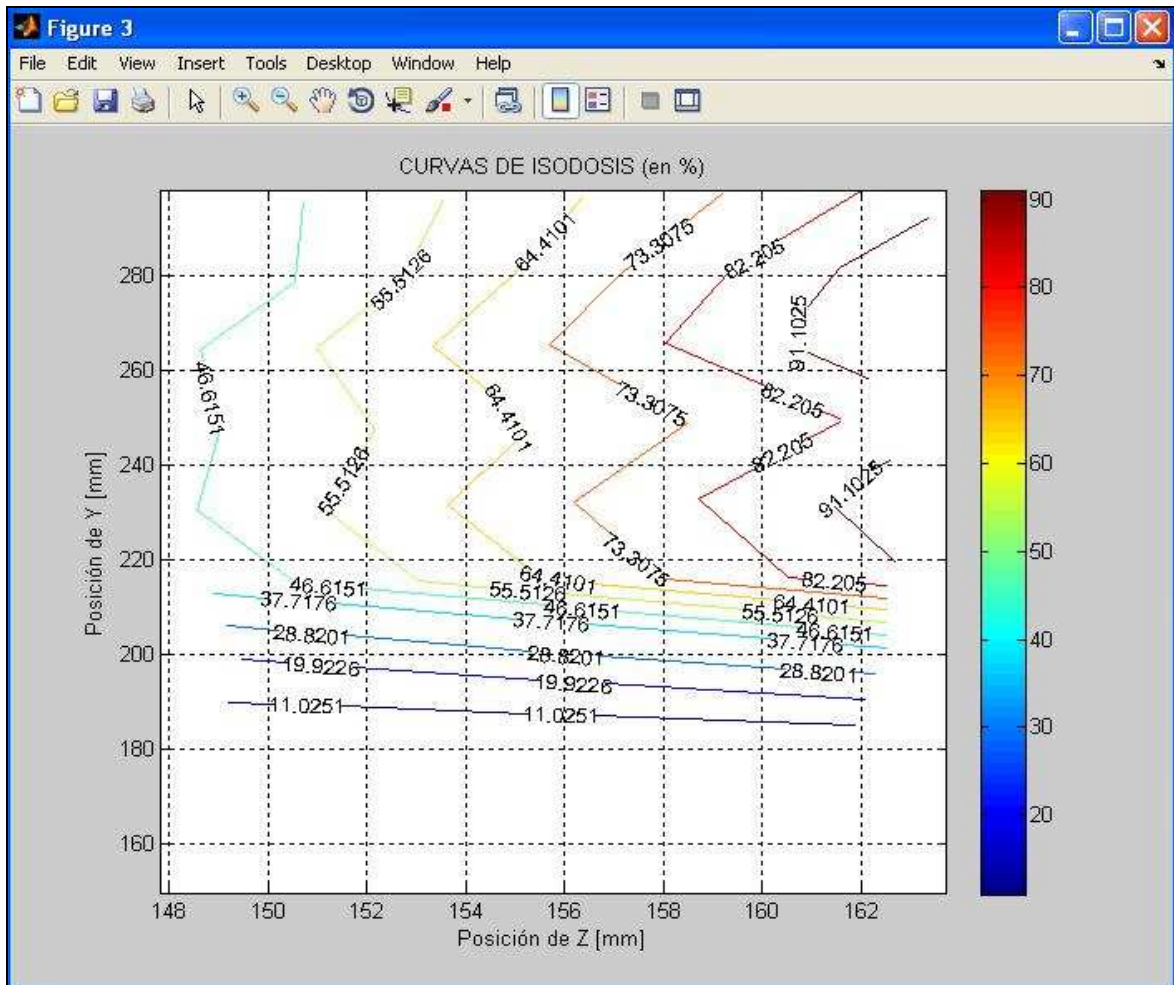


Figura 3.46: Axes que se despliega con la opción “Curvas de isodosis”

Esta opción puede ejecutarse directamente presionando las teclas Ctrl + C.

3.1.4.1.5 Pestaña “Interpolar”

Cuando el usuario selecciona esta pestaña, el SI despliega un menú con tres opciones, las cuales, al igual que en el caso de la pestaña “Ver”, se habilitan únicamente después de que se ha efectuado una medición (Figura 3.47).

Interpolar	Ayuda	A cerca de..
Perfiles individuales		Ctrl+U
Perfil total		Ctrl+Y
Curvas de isodosis		Ctrl+X

Figura 3.47: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Interpolar”

Las tres opciones que contiene esta pestaña, sirven para observar tanto los perfiles de dosis como las curvas de isodosis, que se obtienen después de haber realizado una medición, con la diferencia respecto de las opciones que ofrece la pestaña “Ver”, de que en este caso las gráficas que el SI muestra al usuario, se generan mediante Interpolación Cúbica de Hermite por Intervalos de los datos obtenidos como resultado de dicha medición (sección A.2 del ANEXO A), procedimiento que se realiza con el objetivo de suavizar dichas gráficas, para su fácil análisis por parte del usuario, lo cual se consigue gracias a las prestaciones que ofrece este tipo de interpolación. Los axes que se despliegan con cada una de las opciones de esta pestaña tienen un ajuste automático de escala.

La interpolación que se aplica en este caso, consiste en tomar como puntos de tendencia a los valores tanto de posición como de dosis, que se obtienen como resultado de una medición, con lo que entre cada par de puntos consecutivos de posición, se añaden cinco puntos más, equidistantes entre sí, con lo cual, por tramos se procede a encontrar los polinomios que mejor se ajusten a dichos puntos, mediante los cuales posteriormente se obtienen los correspondientes valores de dosis para los puntos de posición fueron aumentados, datos que luego se utilizan para graficar los perfiles de dosis.

Para el caso de las curvas de isodosis, se parte de los valores que se obtuvieron mediante interpolación para graficar los perfiles de dosis, a partir de los cuales se hallan las curvas de nivel correspondientes, para los puntos de igual valor de dosis, en el plano en el que se haya realizado la medición.

3.1.4.1.5.1 Opción “Perfiles individuales”

Con esta opción el usuario puede ver en axes diferentes, a cada uno de los perfiles de dosis que se obtuvieron mediante Interpolación Cúbica de Hermite por Intervalos de los resultados de una medición (Figura 3.48), lo cual le permite a éste, analizar por separado a cada uno de dichos perfiles, con el objetivo de extraer información más detallada acerca de cada uno de ellos.

A esta opción se puede acceder directamente presionando las teclas Ctrl + U.

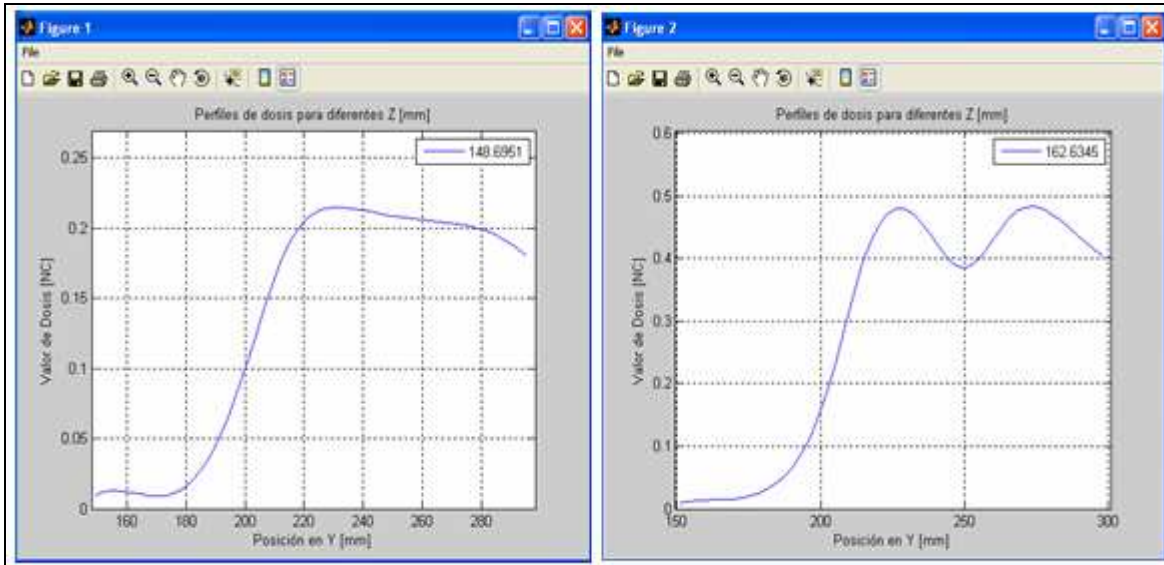


Figura 3.48: Axes que se despliegan con la opción “Perfiles individuales”

3.1.4.1.5.2 Opción “Perfil total”

Mediante esta opción el usuario puede observar en un solo axes, a todos los perfiles de dosis que se han obtenido mediante Interpolación Cúbica de Hermite por Intervalos de los resultados de una medición. Cada perfil tiene una combinación de color, forma y grosor de línea único, que permite diferenciarlo de los demás (Figura 3.49).

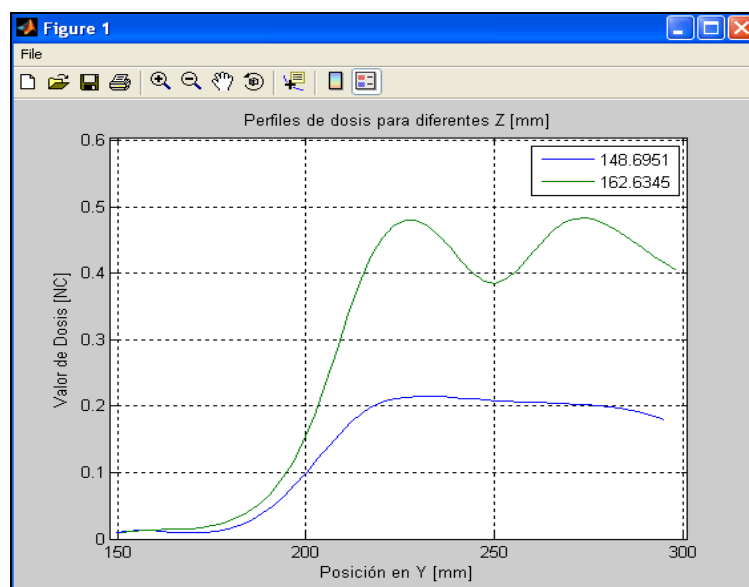


Figura 3.49: Axes que se despliega con la opción “Perfil total”

Esta opción puede ser invocada directamente presionando las teclas Ctrl + Y.

3.1.4.1.5.3 Opción “Curvas de isodosis”

Cuando es invocada esta opción, el SI despliega un axes, el cual contiene a las curvas de isodosis que se obtienen a partir de los datos que arrojó el procedimiento de Interpolación Cúbica de Hermite por Intervalos que se realiza para obtener los perfiles de dosis correspondientes (Figura 3.50).

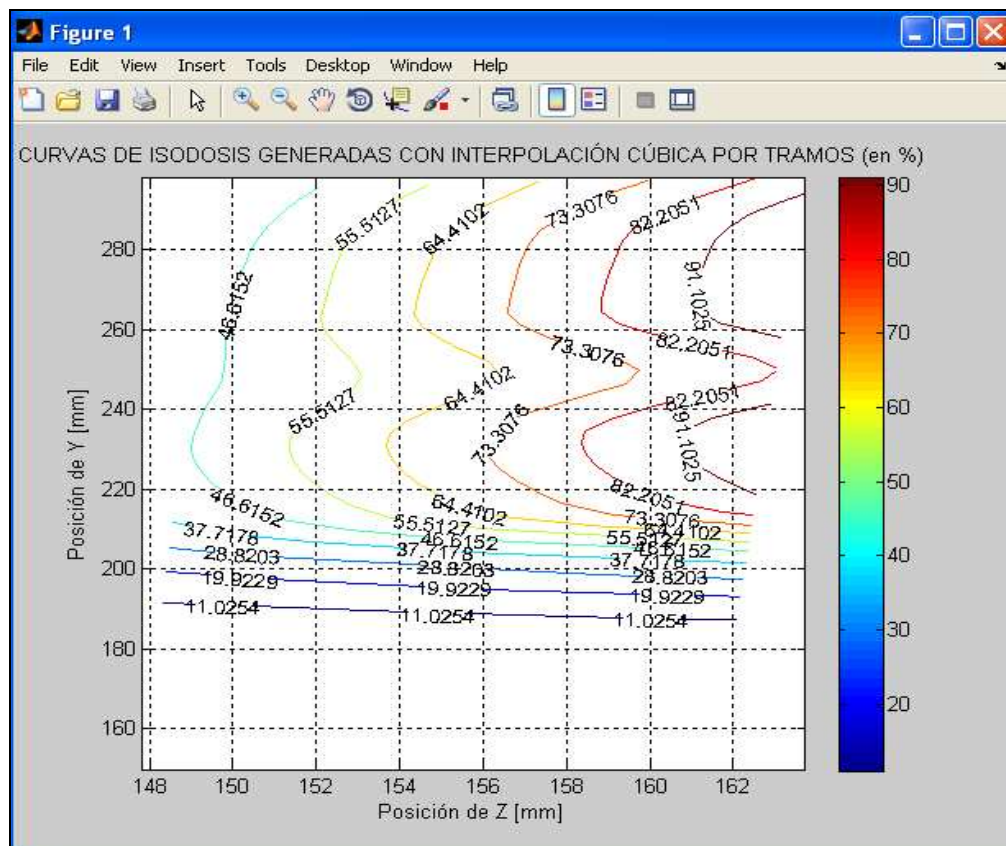


Figura 3.50: Axes que se despliega con la opción “Curvas de isodosis”

Esta opción puede ser invocada directamente presionando las teclas Ctrl + X.

3.1.4.1.6 Pestaña “Ayuda”

Cuando el usuario selecciona esta pestaña, se despliega una única opción, la cual permanece activa durante todo el tiempo que esté abierto la interfaz gráfica del SI (Figura 3.51).

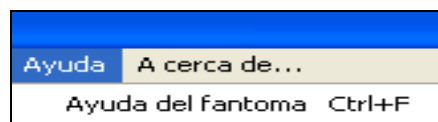


Figura 3.51: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Ayuda”

3.1.4.1.6.1 Opción “Ayuda del fantoma”

Cuando el usuario selecciona esta opción, se despliega una ventana que contiene imágenes de los ejes del fantoma, así como también del montaje del brazo mecánico sobre éste, tanto para cuando se va a medir en planos horizontales como para cuando se va a medir en planos verticales, lo cual le sirve de guía al usuario, en el momento en que se va a ensamblar el equipo para realizar mediciones (Figura 3.52).



Figura 3.52: Ventana que se despliega con la opción “Ayuda del fantoma”

A esta opción se puede acceder directamente presionando las teclas Ctrl + F.

3.1.4.1.7 Pestaña “Acerca de...”

Cuando el usuario selecciona esta opción, se despliega un menú con dos opciones, las cuales contienen información tanto del autor del software como datos generales del SI (Figura 3.53).

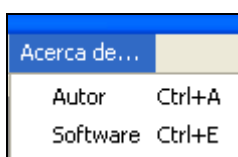


Figura 3.53: Opciones que se despliegan al presionar la pestaña “Acerca de...”

3.1.4.1.8 Cuadro “Plano de Medición”

Este cuadro contiene dos opciones, que le permiten al usuario seleccionar el plano de medición en el que se va a trabajar. Por defecto el SI selecciona la opción “Plano Horizontal” (Figura 3.54).

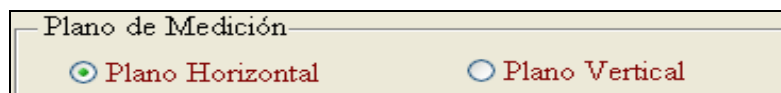


Figura 3.54: Opciones que contiene el cuadro “Plano de Medición”

3.1.4.1.9 Cuadro “Resultados de la Medición”

Este cuadro contiene un listbox, en el cual se muestran los valores tanto de posición como de dosis, que se obtienen como resultado en una medición. Este cuadro se actualiza en tiempo real; es decir, cada vez que se mide un valor de posición y de dosis.

Este cuadro contiene seis columnas en las cuales, de izquierda a derecha se muestran respectivamente: el número de punto que se está midiendo en el eje Y (“PyN^o”), el número de punto que se está midiendo en el eje X o Z (“PxN^o” o “PzN^o”), el número de medición que se ha efectuado para la posición (X o Z, Y)

correspondiente (“Med. N°”), el valor de la posición en X o Z más su correspondiente error (“X+0.5 [mm]” o “Z+0.5 [mm]”), el valor de la posición en el eje Y más su correspondiente error (“Y+0.5 [mm]”) y el valor de dosis (“Dosis”) (Figura 3.55).

Resultados de la Medición					
Py N°	Pz N°	Med. N°	Z ± 0,5 [mm]	Y ± 0,5 [mm]	Dosis
1	1	1	148.8174	149.7102	0.01
2	1	1	148.0838	165.6709	0.01
3	1	1	148.8174	182.3683	0.02
4	1	1	149.5511	196.8558	0.08
5	1	1	148.8174	215.0265	0.19

Figura 3.55: Listbox del cuadro “Resultados de la Medición”

Los valores de error que se incluyen para la posición de cada eje, han sido determinados en base a diferentes ensayos que se han efectuado con el conjunto SI – UCMAD – brazo mecánico y se la forma en la que se los obtuvo, se explica en el siguiente capítulo.

3.1.4.1.10 Cuadro “Fecha”

Este cuadro muestra la fecha en la que se está utilizando el programa. Es importante anotar que la fecha que se muestra, es tomada del sistema operativo del computador con el que se está trabajando (Figura 3.56).

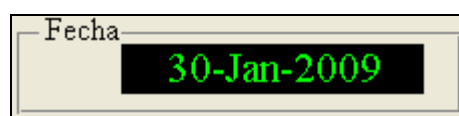


Figura 3.56: Cuadro “Fecha”

3.1.4.1.11 Cuadro “Resultados”

En este cuadro se muestran los valores que el usuario ingresó en la opción “Parámetros de medición” de la pestaña “Editar”, a excepción de lo que contiene la línea “Unidad de Dosis”, en la cual se muestra la unidad en la que se está

midiendo el valor de dosis, la cual aparece una vez que se empezado a ejecutar una medición (Figura 3.57).

Resultados	
Posición inicial en X [mm]:	150
Posición final en X [mm]:	300
Número de puntos en X:	2
Distancia entre puntos en X [mm]:	150
Posición inicial en Y [mm]:	150
Posición final en Y [mm]:	300
Número de puntos en Y:	2
Distancia entre puntos en Y [mm]:	150
Unidad de dosis:	NC

Figura 3.57: Valores que se muestran en el cuadro “Resultados”

3.1.4.1.12 Cuadro “Perfiles de Dosis”

Este cuadro contiene un axes con un ajuste automático de escala, en el que en tiempo real, se muestran los perfiles de dosis que se van obteniendo como resultado de una medición (Figura 3.58).

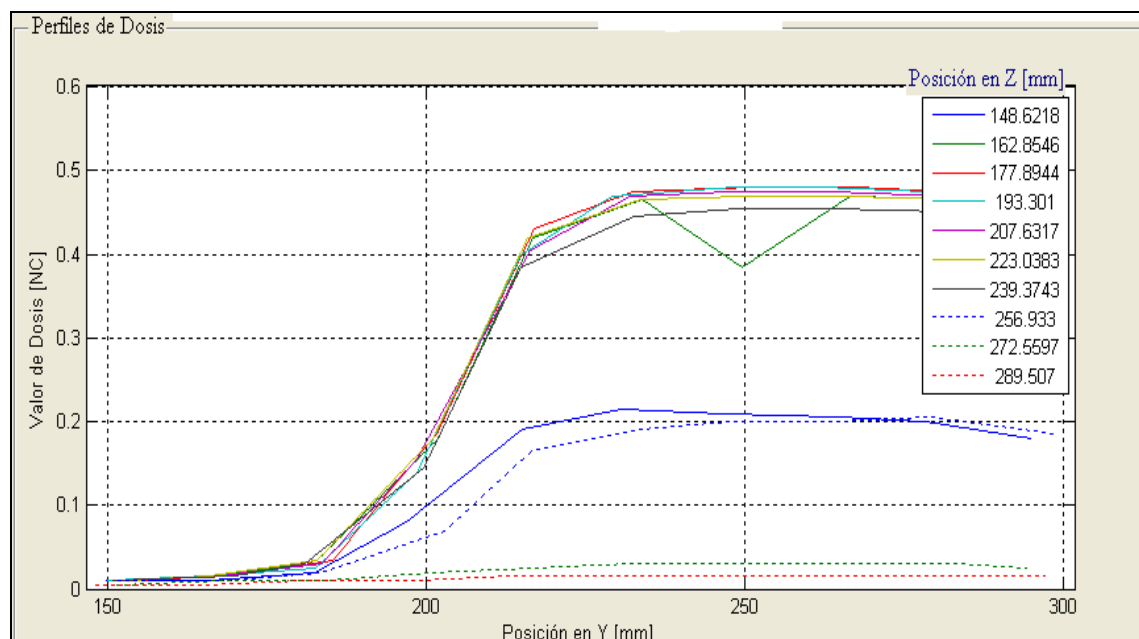


Figura 3.58: Axes del cuadro “Perfiles de dosis”

Si la medición se está efectuando en un plano horizontal, un perfil de dosis aparecerá cada vez que se complete de medir el último punto del eje X, manteniendo constante el valor del punto del eje Y (profundidad); en cambio, para el caso de planos verticales, un perfil aparecerá una vez que se haya completado de medir el último punto del eje Y, manteniendo constante el valor del punto del eje Z (profundidad), tal como se mencionó en los párrafos 7 y 8 de la sección 3.1.4.2.4 del presente capítulo.

3.1.4.1.13 Botón “INICIAR MEDICIÓN”

Cuando se activa este botón, el SI establece comunicación y transfiere los datos que son necesarios para que la UCMAD pueda realizar un proceso de medición y que están descritos en el diagrama de flujo que se presenta en la Figura 3.26 del presente capítulo. Estos valores son calculados a partir de los datos que el usuario ingresa en la opción “Parámetros de medición” y mediante el empleo las ecuaciones 2.4 y 2.6 del capítulo anterior.

Posteriormente el SI recibe las combinaciones que entregan los CADs del microcontrolador de la UCMAD, los cuales son convertidos en valores de posición, utilizando las ecuaciones 3.1 y 3.2 del presente capítulo, seguido de lo cual, también recibe tanto el valor como la unidad en la que se ha medido la dosis, los cuales son almacenados en el archivo de Excel que se creó cuando el usuario ingresó exitosamente datos en la opción “Parámetros de medición”.

El SI actualiza el archivo de Excel con datos de posición y dosis, cada vez que recibe éstos desde la UCMAD, de tal manera de que si por alguna circunstancia ocurriera una falla durante el proceso de medición, los datos medidos con anterioridad no se perderán.

Este botón se habilita una vez que el usuario ingresa exitosamente datos en la opción “Parámetros de medición” y una vez que se activa, éste inmediatamente se deshabilita, para evitar que ya sea por error o intencionalmente el usuario ordene ejecutar otra medición cuando ya se está llevando a cabo una. Este botón permanecerá deshabilitado hasta que el SI le avise al usuario a través de un

mensaje que ha completado de realizar la medición la medición que éste le ordenó.

Durante un proceso de medición también se deshabilitan las opciones del cuadro “Plano de Medición” y las opciones de la pestaña “Editar”.

3.1.4.1.14 Formato del Archivo de Excel en el que se Guardan los Resultados de una Medición

Como ya se mencionó en la sección 3.1.5.1.2.2 del presente capítulo, el SI crea un archivo de Excel, con el nombre que el usuario le asigne, en el cual guardará los resultados que se obtengan producto de una medición, junto con otros datos que son de utilidad para el usuario como fecha, hora, minuto y plano en el que se efectuó dicha medición. El formato del archivo de Excel es el que se presenta en la Tabla 3.13.

En las primeras dos filas de este archivo, se incluyen tanto el plano en el que se realizó la medición, así como la fecha, la hora y el minuto en que se empezó a realizar la misma. Los tres últimos datos antes mencionados, son tomados de la configuración que tenga el sistema operativo del computador con el que se esté trabajando, por lo tanto si esta configuración presenta errores, los valores de los datos antes mencionados también lo presentarán.

Las primeras seis columnas contienen los resultados que se obtuvieron durante la medición, con el mismo formato en el que éstos se presentan en el listbox del cuadro “Resultados de la Medición”. A partir de la octava columna en cambio, se muestran los datos promediados, en el caso de que se haya tomado más de una medición tanto de posición y dosis por cada punto, caso contrario se mostrarán los mismos valores de las columnas tres, cuatro y cinco.

En la siguiente figura se resume el proceso que se debe seguir para ejecutar un proceso de medición:

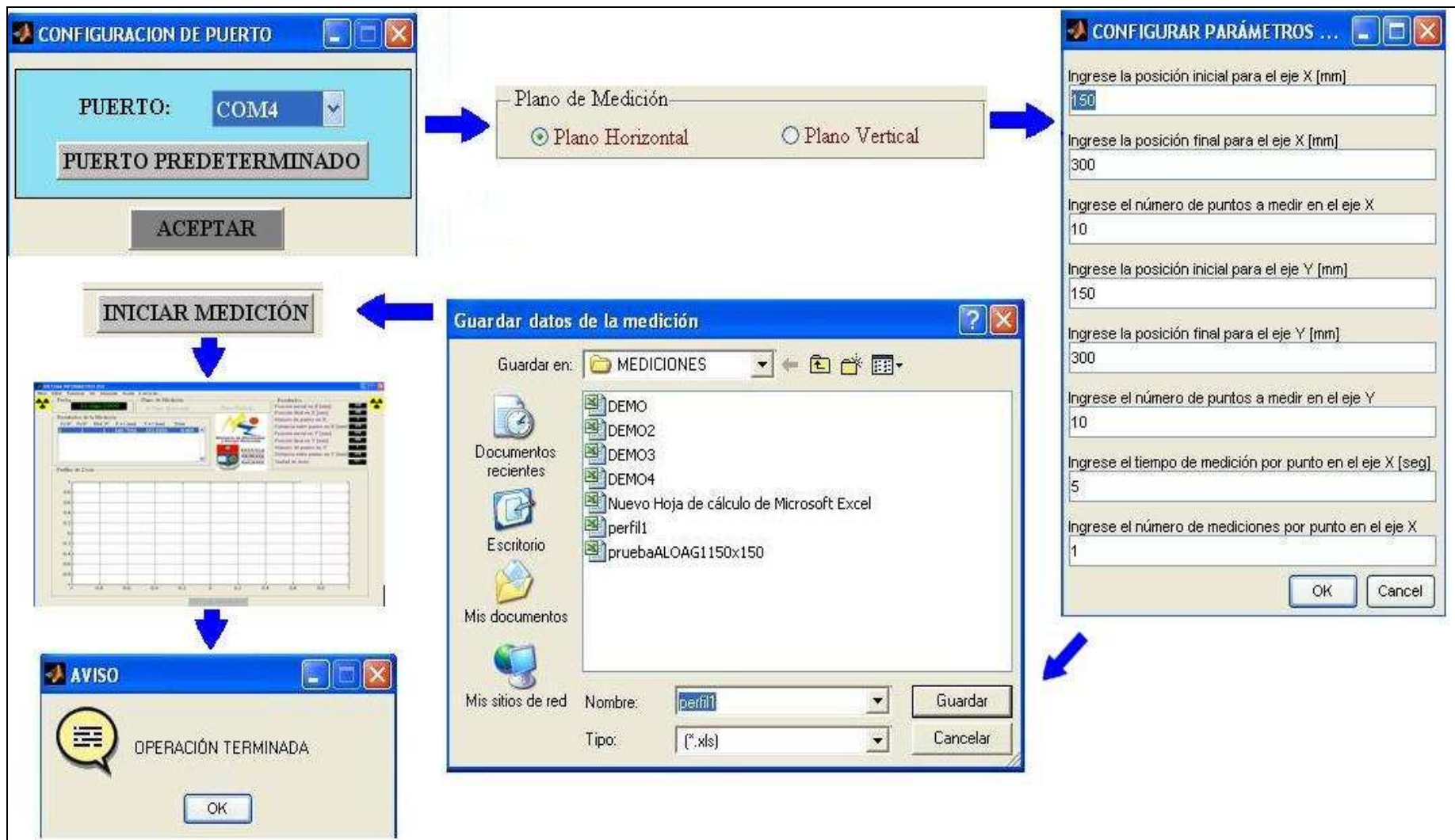


Figura 3.59: Procedimiento que se sigue para realizar una medición

		Fecha	Hora	Minuto		PLANO HORIZONTAL				
RESULTADOS		29-Jan-2009	11	21		0	PROMEDIOS			
Punto Y N°	Punto X N°	N° de Medición	Posición X [mm]	Posición Y[mm]	Dosis		Posición Y[mm]	Posición X[mm]	Dosis	NC
1	1	1	149,55105	149,9557	0,005		149,632567	150,2831	0,005	3
1	1	2	149,7956	150,4468	0,005		303,454517	150,6105	0,005	
1	1	3	149,55105	150,4468	0,005		149,55105	298,51345	0,005	
1	2	1	303,8621	150,9379	0,005		301,824183	298,759	0,005	
1	2	2	303,373	150,4468	0,005					
1	2	3	303,12845	150,4468	0,005					
2	1	1	149,7956	299,00455	0,005					
2	1	2	149,55105	298,2679	0,005					
2	1	3	149,3065	298,2679	0,005					
2	2	1	302,3948	298,759	0,005					
2	2	2	301,4166	298,759	0,005					
2	2	3	301,66115	298,759	0,005					

Tabla 3.13: Formato del archivo de Excel que contiene los resultados de una medición

3.1.4.1.15 Mensajes de Error que Despliega el SI

Cuando se presenta algún problema durante la ejecución de algún proceso, el SI reporta de esta anomalía al usuario a través de los siguientes mensajes de error:

- La siguiente figura muestra un mensaje de error que el SI despliega, cuando el usuario ingresa erróneamente un valor en alguna de las líneas de la opción “Parámetros de medición”:

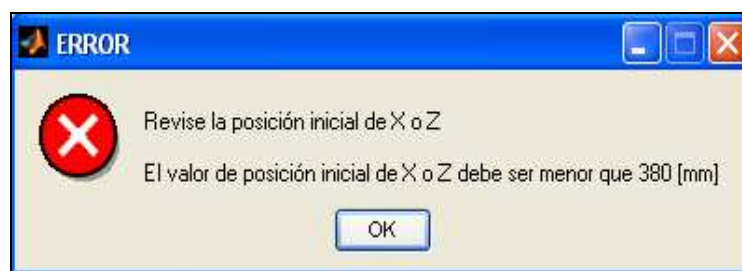


Figura 3.60: Mensaje de error del SI (1)

- La siguiente figura muestra el mensaje de error que el SI despliega, cuando el usuario, después de haber ingresado exitosamente valores en la opción “Parámetros de medición”, intenta asignar un nombre a un archivo de Excel, sin que éste esté instalado en el computador en el que está trabajando:

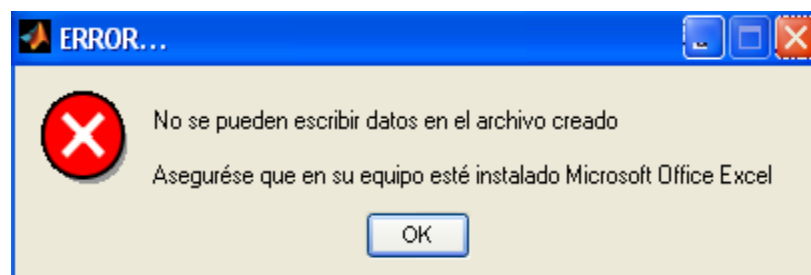


Figura 3.61: Mensaje de error del SI (2)

- La siguiente figura contiene el mensaje de error que el SI muestra al usuario, cuando éste hace uso de las opciones “Abrir”, “Generar perfiles de

dosis con datos de archivo” o “Generar curvas de isodosis con datos de archivo” con archivos que están corruptos, o en el caso de que los archivos de Excel no cumplan con el formato que el SI requiere para leerlos:



Figura 3.62: Mensaje de error del SI (3)

- La siguiente figura contiene un mensaje de error que el SI muestra, cuando el usuario hace uso de la opción “Puerto” y selecciona uno que no existe o que a su vez está ocupado, ante lo cual el SI le indica al usuario los puertos COM que están disponibles en el PC en el que está trabajando:

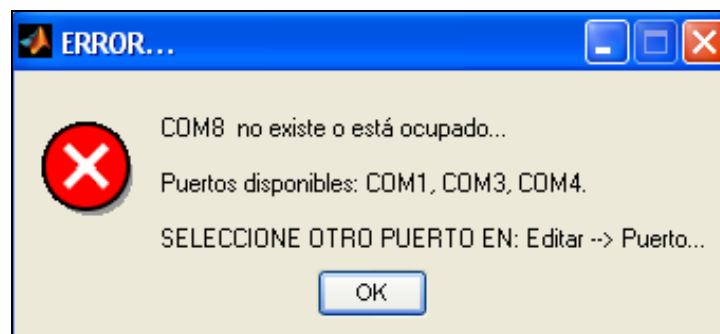


Figura 3.63: Mensaje de error del SI (4)

- La siguiente figura muestra el mensaje de error que el SI despliega, cuando el usuario ejecuta cualquiera de las dos opciones que contiene la pestaña “Posicionar” o a su vez, cuando pulsa el botón “INICIAR MEDICIÓN” y detecta que el cable que conecta el puerto de comunicación serial de la UCMAD con el puerto serial del computador, está averiado o desconectado:



Figura 3.64: Mensaje de error del SI (5)

- La siguiente figura muestra el mensaje de error que el SI despliega, cuando el usuario ejecuta cualquiera de las dos opciones que contiene la pestaña “Posicionar” o a su vez, cuando pulsa el botón “INICIAR MEDICIÓN” y detecta que el cable que conecta el eje de 415 [mm] (eje Y), está averiado o desconectado de su respectivo puerto de la UCMAD. La tercera línea de este mensaje, le sugiere al usuario la acción que puede ejecutar:

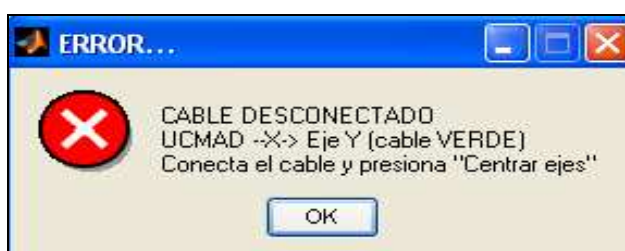


Figura 3.65: Mensaje de error del SI (6)

- La siguiente figura muestra el mensaje de error que el SI despliega cuando el usuario pulsa el botón “INICIAR MEDICIÓN” y detecta que el cable que conecta el dosímetro, está averiado o desconectado de su respectivo puerto de la UCMAD:

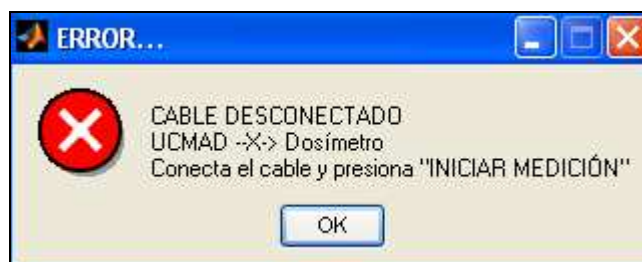


Figura 3.66: Mensaje de error del SI (7)

- La siguiente figura muestra el mensaje de error que el SI despliega cuando, al igual que en caso anterior, el usuario ejecuta cualquiera de las dos opciones que contiene la pestaña “Posicionar” o a su vez, cuando pulsa el botón “INICIAR MEDICIÓN” y detecta que el cable que conecta el eje de 385 [mm] (eje X o Z), está averiado o desconectado de su respectivo puerto de la UCMAD. La tercera línea de este mensaje, le sugiere al usuario la acción que puede ejecutar:

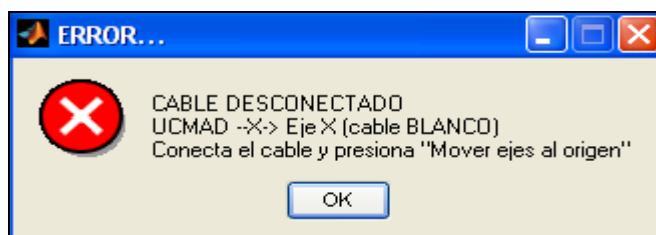


Figura 3.67: Mensaje de error del SI (8)

- La siguiente figura muestra el mensaje de error que el SI despliega cuando durante un proceso de medición se genera alguna falla, ya sea por desconexión de alguno de los cables que conectan las diferentes partes del equipo de dosimetría o por fallas en la escritura de los resultados de la medición en el archivo de Excel en el que se están almacenando los resultados de la misma:

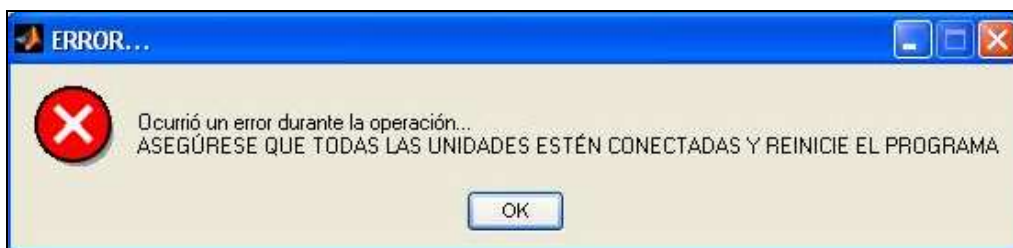


Figura 3.68: Mensaje de error del SI (9)

3.1.4.1.16 Mensajes de Recomendación y Aviso que despliega el SI

El SI presenta al usuario dos recomendaciones y un aviso que le sirven a éste de guía para desarrollar satisfactoriamente una medición:

- En la siguiente figura se muestra la recomendación que el SI despliega en el momento en que el usuario abre este programa:

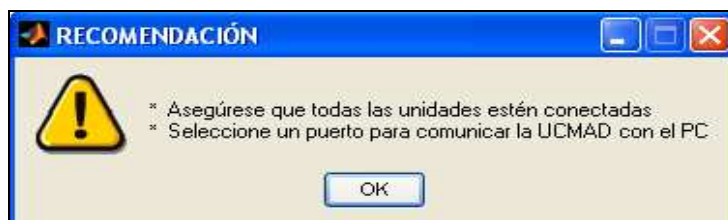


Figura 3.69: Mensaje de recomendación del SI (1)

- La siguiente figura muestra la recomendación que el SI despliega, una vez que ha establecido comunicación y ha terminado de enviar los datos necesarios hacia la UCMAD, para ejecutar una medición. El objetivo de esta recomendación es evitar que el usuario manipule alguno de los controles del dosímetro, mientras se está ejecutando un proceso de medición, lo cual afectaría a los resultados e incluso al mismo funcionamiento del dosímetro, pudiendo causar averías en el mismo:



Figura 3.70: Mensaje de recomendación del SI (2)

- La siguiente figura muestra el mensaje de aviso que el SI despliega, una vez que terminado de ejecutar satisfactoriamente una medición:

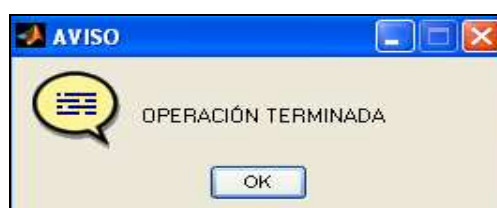


Figura 3.71: Mensaje de aviso del SI (1)

CAPÍTULO IV

INTRODUCCIÓN

Una vez que se ha diseñado, construido e implementado tanto el hardware y el software que forman parte del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, lo que resta es analizar el funcionamiento del mismo, mediante pruebas de campo desarrolladas en el Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEA) y evaluar los resultados obtenidos, lo cual constituye el tema central del presente capítulo.

En la primera parte de este capítulo, se realiza un análisis de los resultados obtenidos para el proceso de centrado de los ejes del brazo mecánico y para el proceso de encerado de los mismos, los cuales son necesarios previo a la ejecución de un proceso de medición. Se indican los resultados obtenidos en cuanto al tiempo que tardan en ejecutarse los mismos y además para el proceso de centrado de los ejes del brazo mecánico, se evalúa la exactitud que se tuvo en colocar los mecanismos de sujeción de dichos ejes en sus respectivos centros. También se menciona los avisos que muestra la interfaz gráfica del SI, cuando se ejecutan estos procesos.

Posteriormente se hace un análisis de las diferentes acciones que conlleva un proceso de medición, para lo cual se evalúa la exactitud que se tiene tanto en el desplazamiento de los mecanismos de sujeción de los dos ejes del brazo mecánico, así como también se evalúa la exactitud que se tiene en el cálculo de la posición a la que se encuentran los mismos, respecto de sus correspondientes orígenes.

Finalmente se describe la respuesta que se tuvo con el SI, ante una prueba desarrollada en el Laboratorio de Patrones Secundarios de la CEEA y además se mencionan los resultados que se obtuvieron al utilizar algunas utilidades que presenta la interfaz gráfica de dicho programa.

4.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Dado que todas las unidades del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis trabajan en conjunto para realizar procesos de centrado y encerado de los ejes del brazo mecánico y procesos de medición de posición y dosis, con lo cual se obtienen tanto los perfiles de dosis como las curvas de isodosis, lo que se hará a continuación, es analizar los resultados que se obtuvieron en cada uno de dichos procesos y que fueron obtenidos mediante pruebas de campo, desarrolladas con un sistema de cobaltoterapia que el Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEA) dispone para este propósito.

4.1.1 EVALUACIÓN DEL PROCESO DE CENTRADO DE LOS EJES DEL BRAZO MECÁNICO

En la ejecución de este proceso intervienen los siguientes elementos:

- Sistema Informático (SI)
- Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD)
- Brazo Mecánico
- Cámara de Ionización
- Fantoma con agua
- Equipo de Cobaltoterapia

Lo que se hace a través de este proceso es ubicar a los mecanismos de sujeción, de cada eje del brazo mecánico, en el centro de su respectivo eje, dentro del fantoma con agua, mediante lo cual y con la ayuda de los mandos mecánicos que tiene la mesa de tratamiento del equipo de cobaltoterapia, lograr que el eje central del haz de radiación, coincida con el punto efectivo de medición de la cámara de ionización con la que se va a trabajar, procedimiento que se ejecuta previo a la realización de una medición (ver el punto 1.1.3.4 del capítulo I).

4.1.1.1 DURACIÓN DEL PROCESO

Desde el momento en que el usuario selecciona la opción “Centrar ejes” de la pestaña “Posicionar”, en la interfaz gráfica del SI, el tiempo aproximado que tarda en ejecutarse todo este proceso es de aproximadamente 40 [seg]. Todo depende de si los mecanismos de sujeción del brazo mecánico están o no en sus respectivos orígenes; en caso de no estarlo, este tiempo se incrementará, en la medida de qué tan alejados estaban dichos mecanismos de su respectivo origen. En el peor de los casos, que constituye cuando los dos mecanismos de sujeción están en los extremos opuestos a sus respectivos orígenes, el tiempo de ejecución de este proceso es de aproximadamente 110 [seg].

El tiempo de ejecución de este proceso también dependerá de la velocidad de trabajo y de los recursos que disponga la computadora en la que esté instalado el SI (ANEXO C).

4.1.1.2 EXACTITUD OBTENIDA EN EL CENTRADO DE LOS MECANISMOS DE SUJECIÓN DE LOS EJES DEL BRAZO MECÁNICO

En el centrado de los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico, al mecanismo de sujeción del eje de 385 [mm] se lo ubica a 193 [mm], con respecto de su origen, en tanto que al mecanismo de sujeción del eje de 415 [mm] se lo ubica a una distancia de 208 [mm], con respecto de su origen, distancias que corresponden a los centros de cada uno de dichos ejes.

Una vez que se ejecutó este proceso por cinco ocasiones, el promedio y el error obtenido para los desplazamientos realizados por cada eje se puede ver en la siguiente tabla, en la cual se puede notar que los valores de error son muy bajos:

Eje	Posición Deseada [mm]	Posición Real [mm]	Error [%]
Eje de 385 [mm]	193	192.8	0.10
Eje de 415 [mm]	208	209	0.48

Tabla 4.1: Error en el centrado de los ejes del brazo mecánico

4.1.1.3 RESPUESTA DEL SI

Mientras el proceso de centrado de los ejes del brazo mecánico es ejecutado por la UCMAD, el SI gracias a la comunicación que mantiene con esta última, le avisa al usuario de las acciones que está ejecutando la UCMAD durante este proceso y en la secuencia que se muestra en la siguiente figura:



Figura 4.1: Proceso de centrado de los ejes del brazo mecánico

4.1.2 EVALUACIÓN DEL PROCESO DE ENCERADO DE LOS EJES DEL BRAZO MECÁNICO

En la ejecución de este proceso intervienen los siguientes elementos:

- Sistema Informático (SI)
- Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD)
- Brazo Mecánico
- Fantoma con agua

Lo que se hace a través de este proceso es llevar a los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico a sus respectivos orígenes, desde la posición en la que éstos se encuentren. Este proceso es utilizado después de que se han centrado los ejes del brazo mecánico y previo a la realización de una medición, aunque este paso puede ser omitido, debido a que antes de ejecutar un proceso medición, la UCMAD se asegura de que los ejes estén en su origen.

4.1.2.1 DURACIÓN DEL PROCESO

Desde el instante en que el usuario selecciona la opción “Encerar ejes” de la pestaña “Posicionar”, en la interfaz gráfica del SI, el tiempo que tarda en cumplirse este proceso depende de la posición en la que se encuentre cada mecanismo de sujeción de los ejes del brazo mecánico. Si los mecanismos de sujeción se encuentran en el centro de sus respectivos ejes, el tiempo aproximado para cumplirse este proceso es de 35 [seg] o en el peor de los casos cuando los dos mecanismos de sujeción están en los extremos opuestos a sus respectivos orígenes, el tiempo de ejecución de este proceso es de aproximadamente 60 [seg].

4.1.2.2 RESPUESTA DEL SI

Cuando el proceso de encerado de los ejes del brazo mecánico es ejecutado por la UCMAD, el SI gracias a la comunicación que mantiene con esta última, le avisa al usuario de las acciones que está ejecutando la UCMAD durante este proceso y en la secuencia que se muestra en la siguiente figura:



Figura 4.2: Proceso de encerado de los ejes del brazo mecánico

4.1.3 EVALUACIÓN DEL PROCESO DE MEDICIÓN

En la ejecución de este proceso intervienen los siguientes elementos:

- Sistema Informático (SI)
- Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD)
- Brazo Mecánico
- Dosímetro
- Cámara de Ionización
- Fantoma con agua
- Equipo de Cobaltoterapia

Este es el proceso más importante que ejecuta el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, ya que a través de ello se obtienen resultados de la distribución de dosis, para un campo de medición dado en un equipo de radioterapia, con lo cual se obtienen tanto perfiles de dosis como curvas de isodosis para el mismo, siguiendo los pasos que están descritos en el punto 1.1.3.4 del capítulo I.

4.1.3.1 DURACIÓN DEL PROCESO

Existen varios parámetros que condicionan el tiempo total que dura un proceso de medición, entre los cuales están los siguientes:

- Posiciones iniciales y finales de cada eje del brazo mecánico.
- Número de puntos a medir en cada eje del brazo mecánico.
- Tiempo de medición por punto
- Número de mediciones por punto
- Velocidad de procesamiento del PC con el que se está trabajando

Cada uno de estos parámetros incrementará en menor o mayor medida el tiempo total de medición, dependiendo de los valores que el usuario le asigne a cada uno de ellos, excepto para la velocidad de procesamiento del PC, la cual dependerá de los recursos de los que éste disponga (ANEXO C), tales como velocidad del procesador, tipo y versión de sistema operativo, cantidad de memoria RAM y número de tareas que se mantengan abiertas en el momento en que se esté trabajando con el SI, ejecutando una medición.

Los parámetros más críticos que, dependiendo del valor que el usuario le asigne a cada uno de ellos, incrementarán drásticamente el tiempo total de una medición son: el tiempo que el usuario ingrese para medir la dosis en cada punto, así como el número de veces que se repetirá dicha medición, lo cual se volverá aún más crítico, si el usuario ha ingresado una gran cantidad de puntos a medir en cada eje del brazo mecánico.

4.1.3.2 EXACTITUD EN EL DESPLAZAMIENTO Y DETERMINACIÓN DE LA POSICIÓN DE LOS MECANISMOS DE SUJECCIÓN DE LOS EJES DEL BRAZO MECÁNICO

En esta parte se analizará la exactitud que se tiene tanto en el posicionamiento como en la determinación de la posición en la que se encuentran los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico, respecto de sus correspondientes orígenes.

Se da mayor importancia al análisis de la exactitud que se tiene en la determinación de la posición de cada mecanismo de sujeción⁴², debido a que si estos valores están calculados con demasiado error, tanto los perfiles de dosis como las curvas de isodosis resultantes de una medición también lo estarán.

El error en el posicionamiento de los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico no es aspecto muy crítico, debido a que si éstos no llegan exactamente al punto indicado para la medición, pero si el cálculo de la posición a la que verdaderamente llegaron es bastante preciso, entonces los perfiles de dosis y las curvas de isodosis que se obtengan como resultado de este proceso, no estarán erradas, el único problema que se tendría en este caso es que no se midieron los valores de dosis en la posición en la que correspondía medirlos, para el tamaño de campo y número de puntos ingresados por el usuario.

⁴²El Organismo Internacional de Energía Atómica a través del documento IAEA-TECDOC-1151 (Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad), recomienda que los errores en la medición de los campos de radiación que emiten los equipos de radioterapia debe ser menor a 2 [mm], por lo tanto el error que tengan los instrumentos de medida debe ser menor que este valor.

4.1.3.2.1 Exactitud en el Desplazamiento de los Mecanismos de Sujeción

En esta parte se determinará cuánto error se tiene en el posicionamiento de cada uno de los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico.

4.1.3.2.1.1 Procedimiento Aplicado

Para determinar el error en el desplazamiento de cada mecanismo de sujeción del brazo mecánico, se aplicó el siguiente procedimiento:

- Selección de un puerto COM para la comunicación serial entre el SI y la UCMAD.
- Dejar la configuración que por defecto aparece en el cuadro “Plano de Medición” de la interfaz gráfica del SI.
- Configurar la opción “Parámetros de medición” de la pestaña “Editar”, con los valores que se muestran en la siguiente figura:

The image shows a software dialog box titled "CONFIGURAR PARÁMETROS ...". It contains several input fields with the following values:

- Ingrese la posición inicial para el eje X [mm]: 0
- Ingrese la posición final para el eje X [mm]: 385 (indicated by an annotation: "Posición a la que se desea que llegue el mecanismo de sujeción del eje de 385 [mm]")
- Ingrese el número de puntos a medir en el eje X: 2
- Ingrese la posición inicial para el eje Y [mm]: 0
- Ingrese la posición final para el eje Y [mm]: 415 (indicated by an annotation: "Posición a la que se desea que llegue el mecanismo de sujeción del eje de 415 [mm]")
- Ingrese el número de puntos a medir en el eje Y: 2
- Ingrese el tiempo de medición por punto en el eje X [seg]: 5
- Ingrese el número de mediciones por punto en el eje X: 1

At the bottom of the dialog are "OK" and "Cancel" buttons.

Figura 4.3: Valores utilizados para determinar el error en el posicionamiento de los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico

- Iniciar la medición, presionando el botón “INICIAR MEDICIÓN” de la interfaz gráfica del SI.
- Marcar y luego medir con una regla, la posición real a la que llegó cada mecanismo de sujeción, desde su respectivo origen y comparar éstos resultados con los ingresados en la opción “Parámetros de medición”.

Este procedimiento se ejecutó sin utilizar el fantoma, el dosímetro, ni tampoco un equipo de cobaltoterapia, para facilitar las mediciones de la posición.

4.1.3.2.1.2 Resultados

Una vez ejecutado el procedimiento anterior, para diferentes puntos a lo largo de los dos ejes del brazo mecánico, se obtuvieron los resultados que se muestran tanto en la Tabla 4.2 y en la Tabla 4.3.

Eje de 385 [mm]			
Posición Deseada [mm] (1)	Posición Real [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) –(2)	Error [%]
0	0	0	-----
1	1	0	0,00
5	5	0	0,00
10	9,5	0,5	5,00
15	14,5	0,5	3,33
22	21	1	4,55
30	29	1	3,33
38	37,5	0,5	1,32
44	43,5	0,5	1,14
51	51	0	0,00
72	71	1	1,39
95	93	2	2,11
100	98	2	2,00
113	112,5	0,5	0,44
125	125	0	0,00
140	140	0	0,00
152	151,5	0,5	0,33
175	173	2	1,14
200	199	1	0,50
235	233,5	1,5	0,64
250	249	1	0,40
285	284	1	0,35
300	300	0	0,00
330	329	1	0,30
350	351	-1	0,29
385	385	0	0,00
Error Promedio			1,14

Tabla 4.2: Datos de error de desplazamiento para el eje de 385 [mm]

De los resultados mostrados en la tabla anterior, se puede ver que el máximo error para los desplazamientos realizados es de 2 [mm], cuando se trató de ubicar al mecanismo de sujeción a 95 y 100 [mm], con respecto de su origen. La columna de error relativo porcentual, muestra valores bastante bajos, con excepción para los desplazamientos de 1 y 5 [mm], donde el error es bastante grande, debido a que la diferencia que existe entre el valor deseado y el valor real, es comparable con los valores de posición que se quiso alcanzar.

Eje de 415 [mm]			
Posición Deseada [mm] (1)	Posición Real [mm] (2)	Diferencia [mm] (1)-(2)	Error [%]
0	0	0	----
1	1,5	-0,5	50,00
5	5,5	-0,5	10,00
10	10	0	0,00
15	15	0	0,00
22	22	0	0,00
30	30	0	0,00
38	38	0	0,00
44	43,5	0,5	1,14
51	50,5	0,5	0,98
72	72,5	-0,5	0,69
95	95,5	-0,5	0,53
100	101	-1	1,00
113	113,5	-0,5	0,44
125	125	0	0,00
140	140	0	0,00
152	151,5	0,5	0,33
175	174	1	0,57
200	200	0	0,00
235	234	1	0,43
250	249	1	0,40
285	283	2	0,70
300	299	1	0,33
350	347,5	2,5	0,71
385	381,5	3,5	0,91
Error Promedio			2,79

Tabla 4.3: Datos de error de desplazamiento para el eje de 415 [mm]

De los resultados mostrados en la tabla anterior, se puede ver que el máximo error para los desplazamientos realizados es de 3.5 [mm], cuando se trató de ubicar al mecanismo de sujeción a 385 [mm], con respecto de su origen. La columna de error relativo porcentual, muestra valores bastante bajos, con excepción y al igual que para el caso anterior, para los desplazamientos de 1 y 5 [mm], lo cual se debe a lo ya explicado para la tabla anterior.

4.1.3.2.2 Exactitud en la Determinación de la Posición de los Mecanismos de Sujeción

En esta parte se determinará cuánto error se tiene en el cálculo de la posición de cada uno de los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico.

4.1.3.2.2.1 Procedimiento Aplicado

Para determinar cuán exacto es el cálculo de la posición, en la que se encuentran los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico, con relación a sus respectivos orígenes, se aplicó el siguiente procedimiento:

- Selección de un puerto COM para la comunicación serial entre el SI y la UCMAD.
- Dejar la configuración que por defecto aparece en el cuadro “Plano de Medición” de la interfaz gráfica del SI.
- Configurar la opción parámetros de medición, con un determinado tamaño de campo y un cierto número de puntos a medir a lo largo de cada eje. Para facilitar las mediciones se seleccionaron campos de medición cuadrados, con igual número de puntos a medir a lo largo de sus dos ejes.
- Iniciar la medición presionando el botón “INICIAR MEDICIÓN” de la interfaz gráfica del SI.
- Marcar y luego medir con una regla, la posición real a la que llegó cada mecanismo de sujeción, desde su respectivo origen y comparar éstos resultados con los que entrega el SI.

Este procedimiento, al igual que para el caso anterior, se ejecutó sin utilizar el fantoma con agua, el dosímetro, ni tampoco un equipo de cobaltoterapia, para facilitar las mediciones de la posición.

4.1.3.2.2.2 Resultados

Una vez que se ejecutó el procedimiento descrito en el punto anterior para varios tamaños de campo, se obtuvieron los siguientes resultados:

Eje de 385 [mm]			
Posición Real [mm] (1)	Posición del SI [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) - (2)	Error [%]
150	150,01	-0,01	0,01
152	152,25	-0,25	0,17
154,5	153,84	0,66	0,43
156	156,22	-0,22	0,14
158	158,02	-0,02	0,02
160	160,36	-0,36	0,22
162,5	162,04	0,46	0,28
164,5	164,53	-0,03	0,02
166,5	166,32	0,18	0,11
168	168,32	-0,32	0,19
Eje de 415 [mm]			
Posición Real [mm] (1)	Posición del SI [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) - (2)	Error [%]
149	149,34	-0,34	0,23
151	151,07	-0,07	0,05
153	153,23	-0,23	0,15
155	155,18	-0,18	0,12
156,5	157,22	-0,72	0,46
158	158,96	-0,96	0,61
160,5	160,91	-0,41	0,26
162	162,74	-0,74	0,46
164	164,57	-0,57	0,35
166	166,40	-0,40	0,24

Tabla 4.4: Datos de cálculo de posición para un tamaño de campo de 180 x 180 [mm²]

Eje de 385 [mm]			
Posición Real [mm] (1)	Posición del SI [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) - (2)	Error [%]
148,5	149,33	-0,83	0,56
154	154,64	-0,64	0,42
159	159,21	-0,21	0,13
164	164,90	-0,90	0,55
169	169,18	-0,18	0,11
174	174,17	-0,17	0,10
180	180,29	-0,29	0,16
185	185,76	-0,76	0,41
190	190,41	-0,41	0,21
196	195,04	0,96	0,49
Eje de 415 [mm]			
Posición Real [mm] (1)	Posición del SI [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) - (2)	Error [%]
149,5	149,36	0,14	0,09
154	154,71	-0,71	0,46
159	159,88	-0,88	0,56
164	164,64	-0,64	0,39
169	169,53	-0,53	0,31
174,5	174,20	0,30	0,17
179	179,38	-0,38	0,21
184	184,35	-0,35	0,19
189	189,54	-0,54	0,29
194	193,90	0,10	0,05

Tabla 4.5: Datos de cálculo de posición para un tamaño de campo de 45 x 45 [mm²]

Eje de 385 [mm]			
Posición Real [mm] (1)	Posición del SI [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) - (2)	Error [%]
149	149,38	-0,38	0,26
158	158,39	-0,39	0,25
168	168,69	-0,69	0,41
179	179,38	-0,38	0,21
189	189,68	-0,68	0,36
199	199,57	-0,57	0,29
208	208,82	-0,82	0,40
218	218,89	-0,89	0,41
229	229,70	-0,70	0,30
239	239,06	-0,06	0,03
Eje de 415 [mm]			
Posición Real [mm] (1)	Posición del SI [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) - (2)	Error [%]
150	150,10	-0,10	0,07
160	160,33	-0,33	0,20
170	170,12	-0,12	0,07
180	179,90	0,10	0,05
190	190,13	-0,13	0,07
200	199,34	0,66	0,33
210	210,60	-0,60	0,29
220	220,27	-0,27	0,12
230	230,42	-0,42	0,18
240	239,70	0,30	0,12

Tabla 4.6: Datos de cálculo de posición para un tamaño de campo de 90 x 90 [mm²]

Eje de 385 [mm]			
Posición Real [mm] (1)	Posición del SI [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) - (2)	Error [%]
148,5	149,26	-0,76	0,51
169	169,47	-0,47	0,28
189	189,70	-0,70	0,37
211	211,12	-0,12	0,06
230	230,60	-0,60	0,26
250	250,55	-0,55	0,22
270,5	270,95	-0,45	0,17
290,5	290,71	-0,21	0,07
309,5	309,88	-0,38	0,12
330	330,18	-0,18	0,06
Eje de 415 [mm]			
Posición Real [mm] (1)	Posición del SI [mm] (2)	Diferencia [mm] (1) - (2)	Error [%]
150	150,05	-0,05	0,03
170	170,55	-0,55	0,32
190	190,38	-0,38	0,20
210	210,79	-0,79	0,38
231	231,76	-0,76	0,33
250	250,55	-0,55	0,22
270	269,34	0,66	0,24
290	290,93	-0,93	0,32
310	310,72	-0,72	0,23
330	330,52	-0,52	0,16

Tabla 4.7: Datos de cálculo de posición para un tamaño de campo de 180 x 180 [mm²]

De los datos mostrados en la tercera columna de las cuatro tablas anteriores, se puede ver que el error de medición de la posición en la que se encuentran los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico, con relación a sus orígenes, es menor a ± 1 [mm], con lo cual error relativo porcentual en todos los casos y para los dos ejes es menor a 0.6 [%].

Los anteriores resultados muestran que el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis presenta una gran exactitud en la determinación de la posición en la que se encuentra la cámara de ionización dentro del fantoma de agua, con lo cual el error en los valores de posición que aparecen tanto en los perfiles de dosis como en las curvas de isodosis, que son generadas mediante el uso de este sistema son mínimos.

4.1.3.3 EXACTITUD EN LA MEDICIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN

La exactitud en la medición de la cantidad de dosis que exista en un determinado punto, está condicionada por el buen estado que presente la cámara de ionización Farmer, así como del estado y la adecuada calibración que tenga el dosímetro Farmer que se utiliza para el efecto.

El Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, únicamente toma los datos que el dosímetro le entrega y no interviene en el proceso de cuantificación de la cantidad de radiación que existe en un punto, en consecuencia para que la información de dosis que contengan tanto los perfiles de dosis como las curvas de isodosis, sea la correcta, el usuario debe tener la precaución de que los dos dispositivos mencionados en el párrafo anterior, cumplan con las normas que el Organismo Internacional de Energía Atómica sugiere para el efecto.

4.1.3.4 RESPUESTA DEL SI

A continuación se muestra la configuración ingresada y los resultados que entrega la interfaz gráfica del SI, para una medición desarrollada en el Laboratorio de Patrones Secundarios de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEAA):



Figura 4.4: Conexión de equipos para realizar una medición

- Selección de un puerto COM, para la comunicación serial entre el SI y la UCMAD:



Figura 4.5: Puerto escogido para comunicar el SI con la UCMAD

- Selección de la opción “Plano Vertical” en el cuadro “Plano de Medición”:

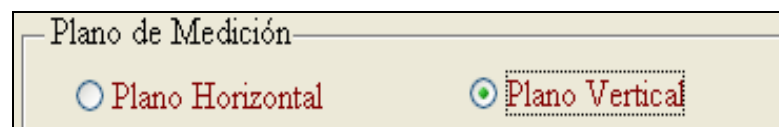


Figura 4.6: Plano seleccionado para ejecutar la medición

- Ingreso de los valores requeridos para la medición, en cada línea de la opción “Parámetros de medición” de la pestaña “Editar”:

CONFIGURAR PARÁMETROS ...

Ingrese la posición inicial para el eje Z [mm]
150

Ingrese la posición final para el eje Z [mm]
290

Ingrese el número de puntos a medir en el eje Z
10

Ingrese la posición inicial para el eje Y [mm]
150

Ingrese la posición final para el eje Y [mm]
295

Ingrese el número de puntos a medir en el eje Y
10

Ingrese el tiempo de medición por punto en el eje Z [seg]
5

Ingrese el número de mediciones por punto en el eje Z
1

OK Cancel

Figura 4.7: Valores ingresados para ejecutar la medición

- Ingreso de un nombre y una ruta para guardar el archivo de Excel, que almacenará tanto los resultados de la medición, así como datos que en un futuro le servirán al usuario para recordar cuándo y a qué hora se efectuó dicha medición:

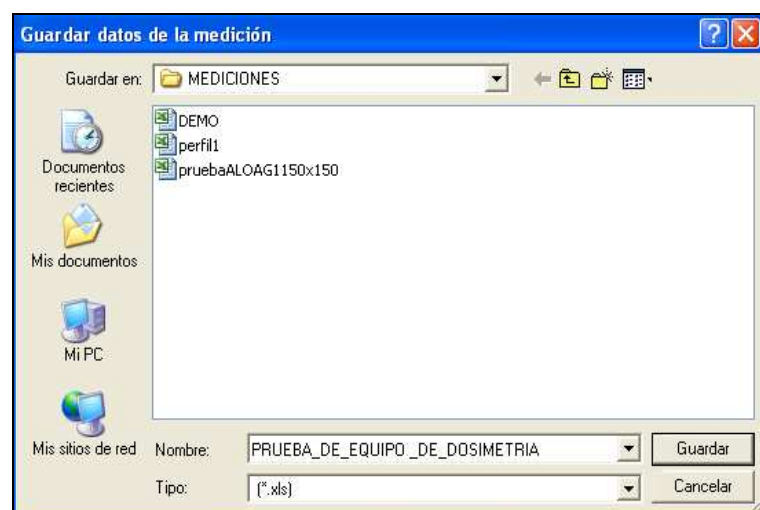


Figura 4.8: Nombre y directorio en el que se guardan los resultados de la medición

- Envío de datos desde el SI hacia la UCMAD:

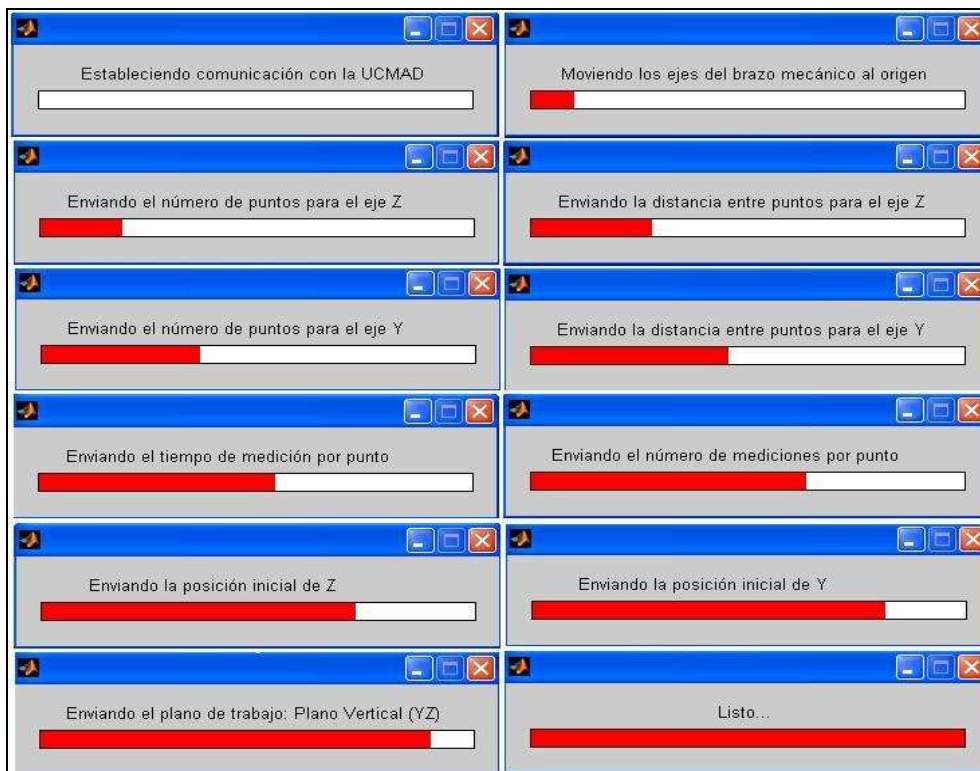


Figura 4.9: Proceso de envío de datos desde el SI hacia la UCMAD

- Resultados de la medición que se muestran en la interfaz gráfica del SI (Figura 4.10).
- Perfiles de dosis que se obtienen haciendo uso de la opción “Perfil total” de la pestaña “Ver” (Figura 4.11).
- Perfiles de dosis obtenidos mediante la opción “Perfil total” de la pestaña “Interpolar” (Figura 4.12).
- Curvas de isodosis obtenidas con la opción “Curvas de isodosis” de la pestaña “Ver” (Figura 4.13).
- Curvas de isodosis obtenidas con la opción “Curvas de isodosis” de la pestaña “Interpolar” (Figura 4.14).

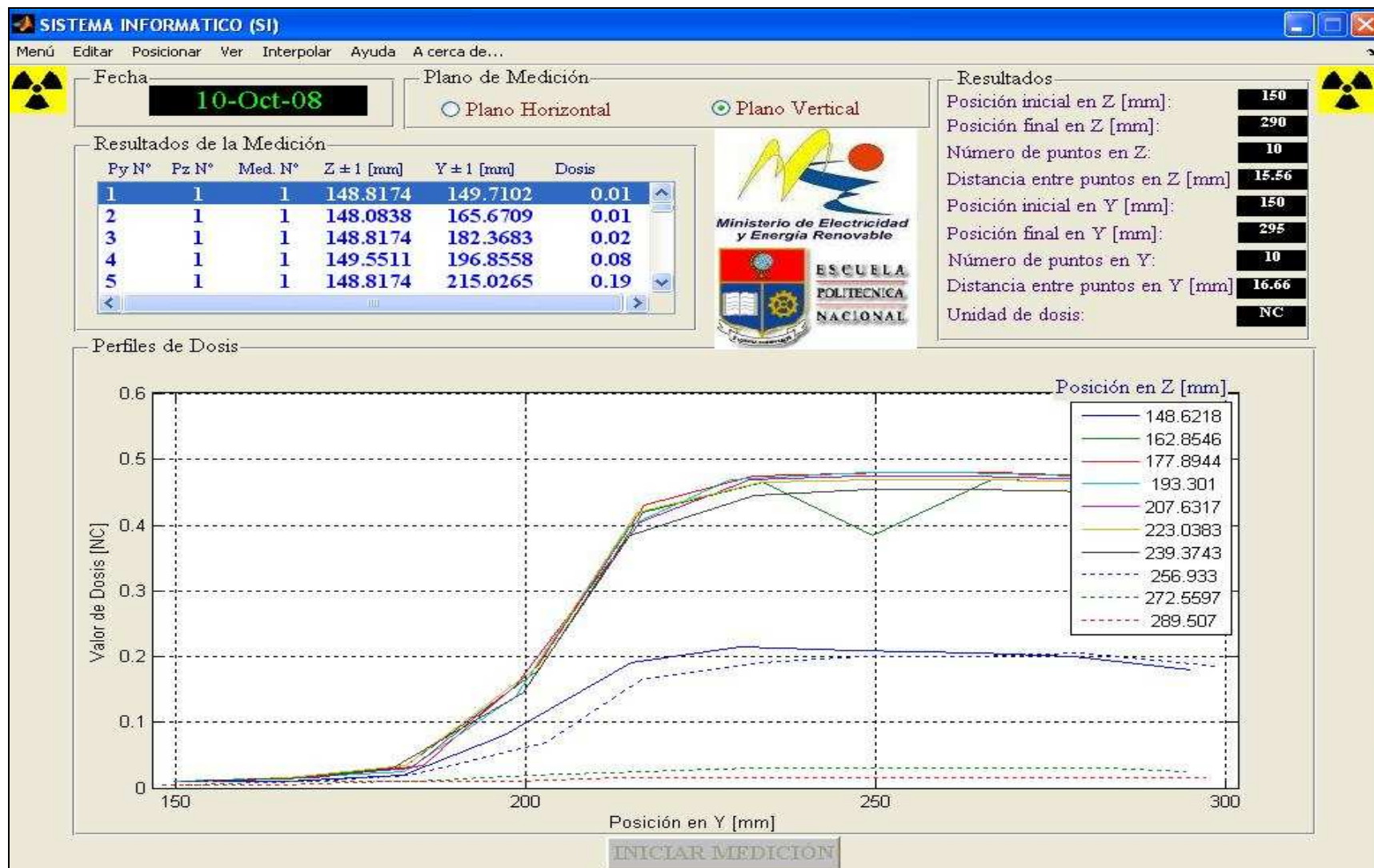


Figura 4.10: Interfaz gráfica del SI con los resultados de la medición

En los perfiles de dosis que se muestran en la Figura 4.11, se puede notar que la variación del valor de dosis con respecto a los valores de posición del eje Y, para las diferentes profundidades indicadas (eje Z), es no suave, lo cual se observa con mayor notoriedad para el perfil tomado a una profundidad de 162.8546 [mm], lo cual se debe al número de puntos medidos (100), dentro del tamaño de campo dado (145x140 [mm²]), con lo cual se tiene una separación de 16.66 [mm], entre puntos consecutivos para el eje Y y 15.56 [mm] entre puntos del eje Z.

Para suavizar la forma de los perfiles, mejorando la variación brusca en los valores de dosis que presentan cada una de las gráficas, así como su exactitud, sería aconsejable aumentar la cantidad de puntos a medir a lo largo de cada eje, lo cual consecuentemente implica también aumentar el tiempo total de medición.

Otra opción más sencilla, pero menos exacta en la información que contiene, para suavizar la forma de los perfiles de dosis, es usando las diferentes opciones que ofrece la pestaña “Interpolar”, con la cual se obtienen los perfiles que se muestran en la Figura 4.12, en la cual se ve, de manera aproximada, la forma que tendrían cada uno de los perfiles de dosis, si se aumentara la cantidad de puntos a medir a lo largo de cada eje para el campo en el que se efectuó el proceso de medición.

Dado que las curvas de isodosis son generadas a partir de los perfiles de dosis, entonces si éstos tienen una forma no suave, las curvas de isodosis también lo tendrán, tal como se puede apreciar en la Figura 4.13. El mejoramiento de la forma de los perfiles de dosis, aumentando la cantidad de puntos a medir para un campo dado, también mejorará la forma de las curvas de isodosis.

Las curvas de isodosis que se muestran en la Figura 4.14, son generadas mediante la interpolación de los resultados obtenidos en la medición, lo cual hace que la forma de las mismas sea aproximada, a lo que se obtendría si se aumentara la cantidad de puntos a medir para el campo dado.

Finalmente en la Tabla 4.8 se muestra la forma que tiene el archivo de Excel que contiene los resultados de la medición.

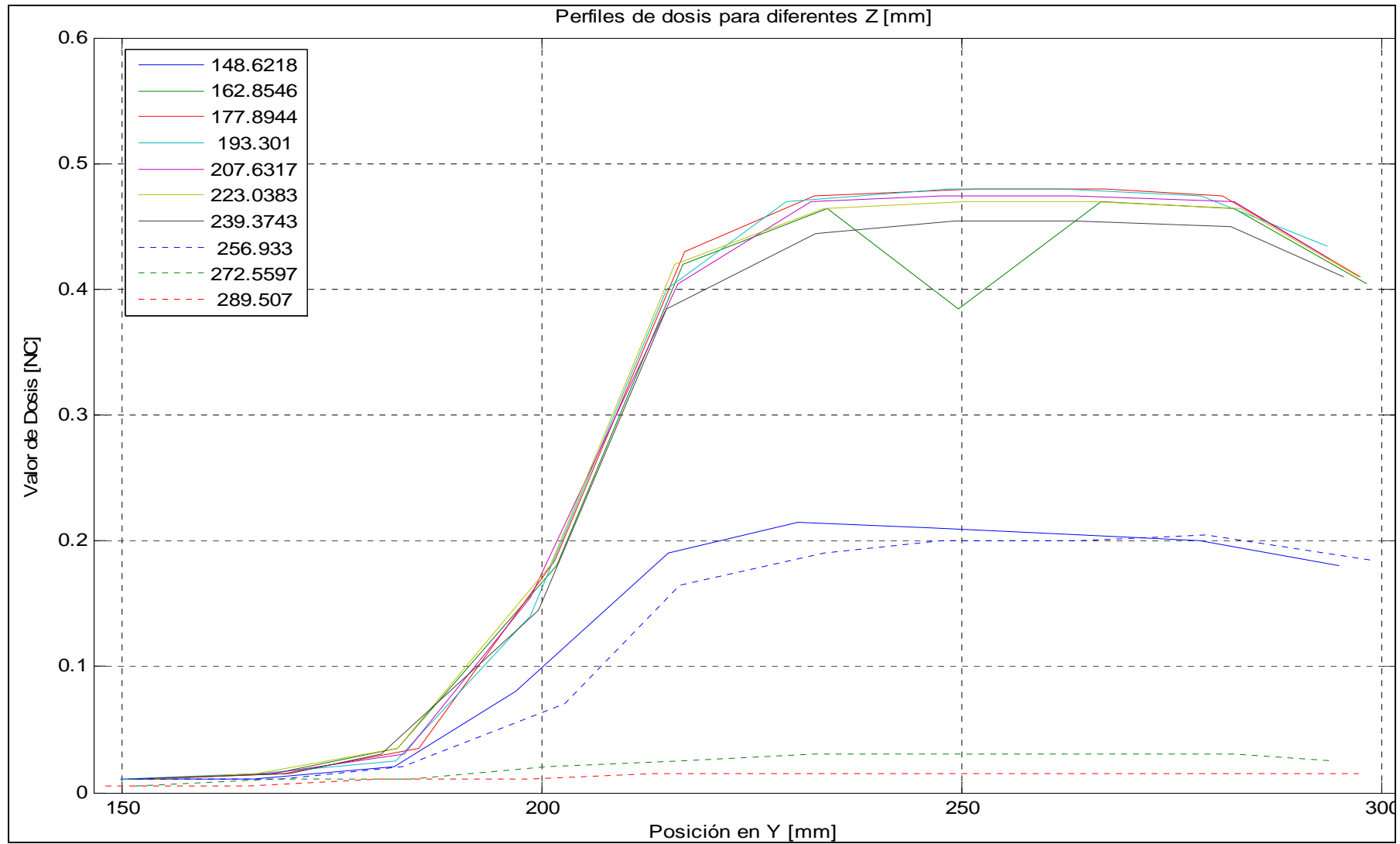


Figura 4.11: Perfiles de dosis generados con datos de una medición

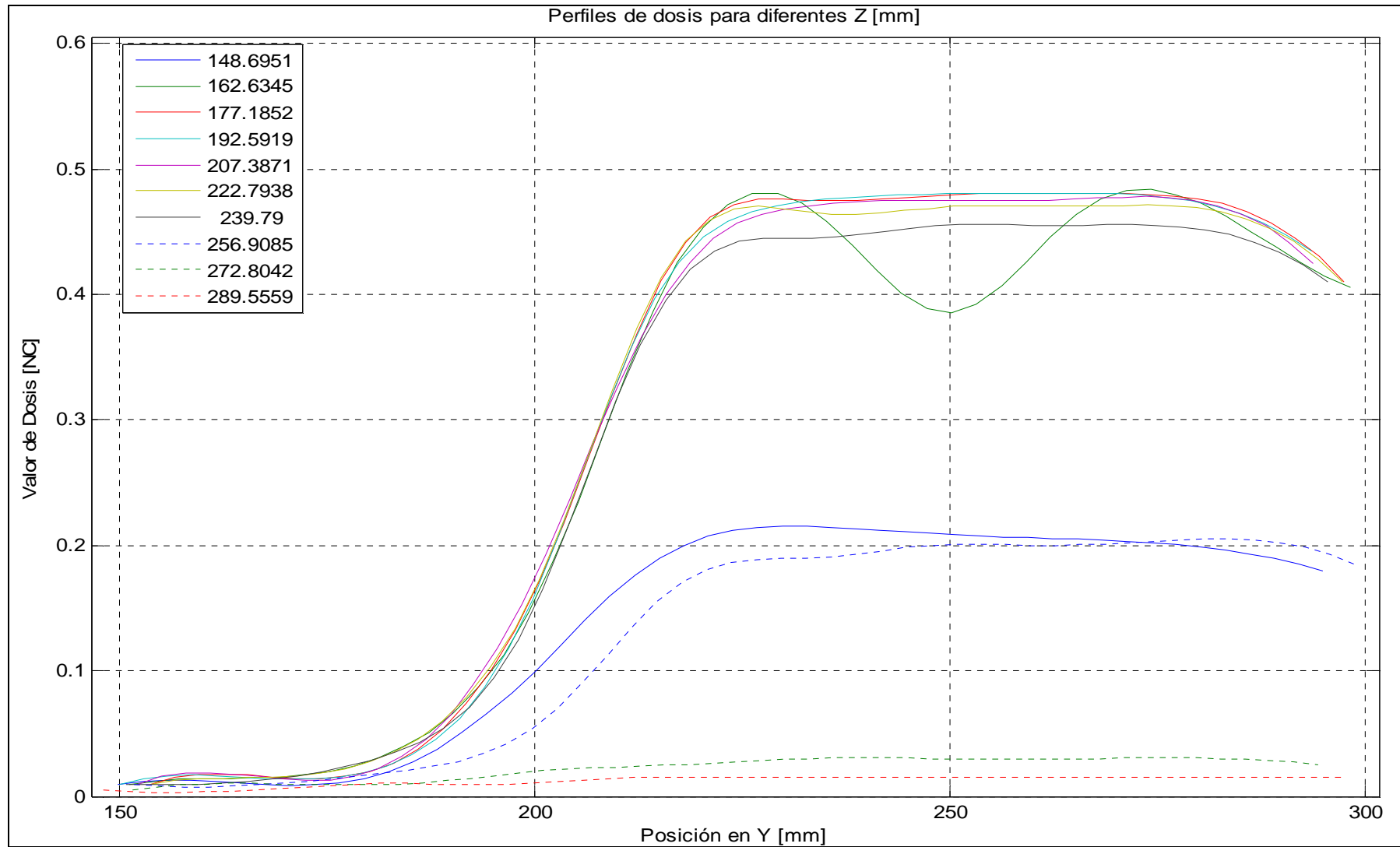


Figura 4.12: Perfiles de dosis generados con interpolación de datos de una medición

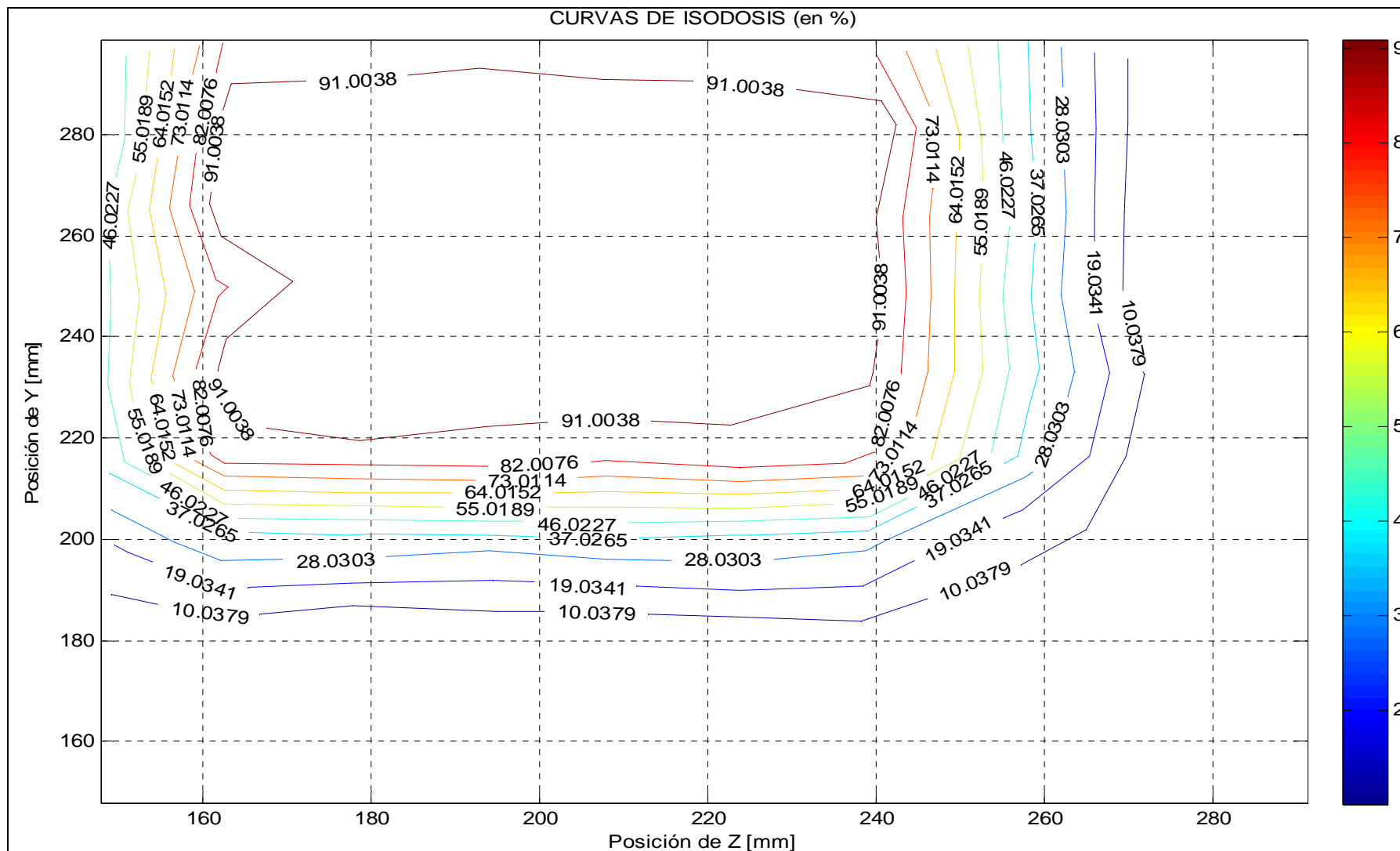


Figura 4.13: Curvas de isodosis generadas con datos de una medición

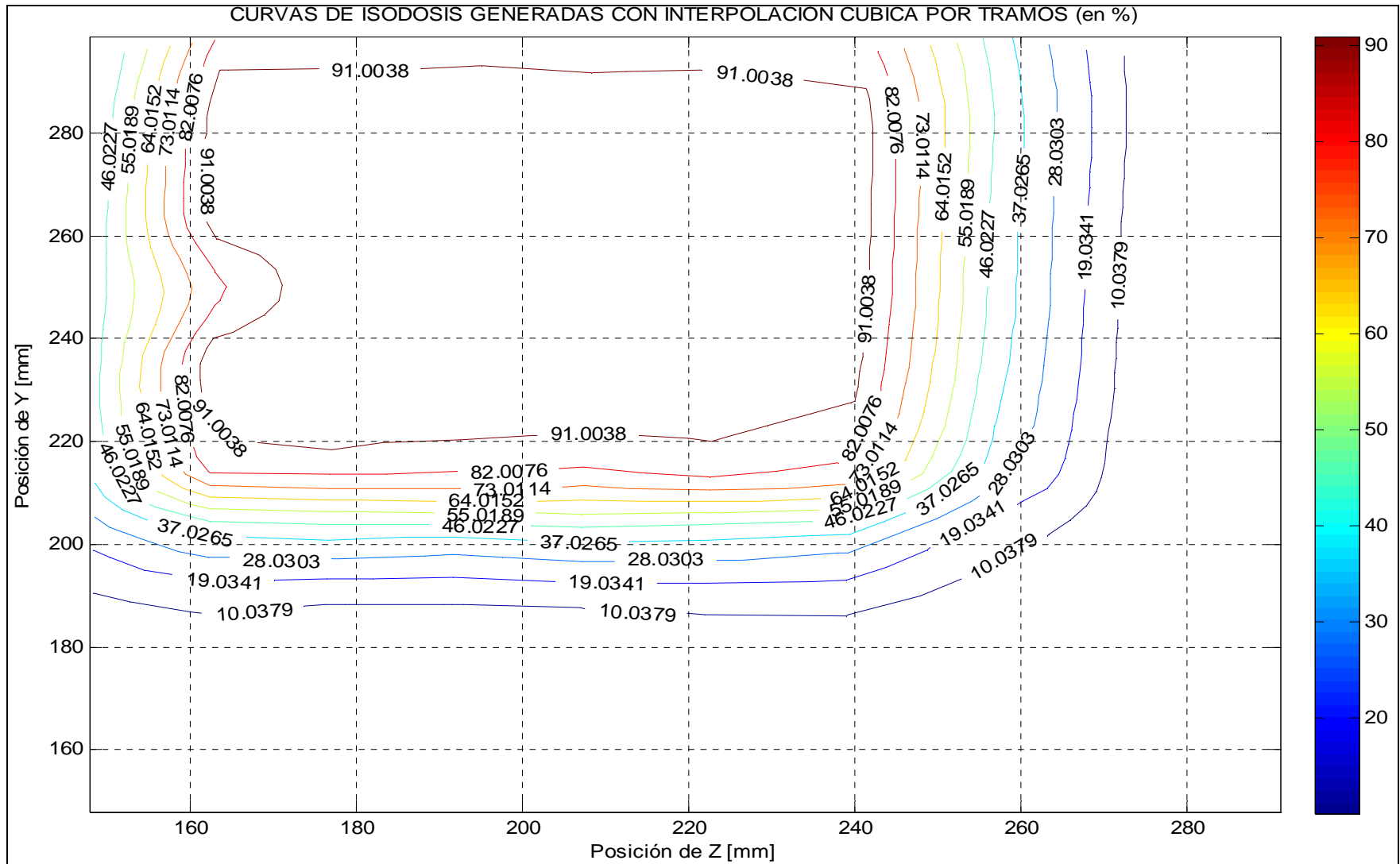


Figura 4.14: Curvas de isodosis generadas mediante interpolación de datos de una medición

RESULTADOS		Fecha	Hora	Minuto	PLANO VERTICAL				
		10-Oct-08	11	28	1	PROMEDIOS			
Punto Y N°	Punto X N°	N° de Medición	Posición X [mm]	Posición Y[mm]	Dosis	Posición Y[mm]	Posición X[mm]	Dosis	NC
1	1	1	148,8174	149,71015	0,01	149,71015	148,8174	0,01	3
2	1	1	148,08375	165,6709	0,01	165,6709	148,08375	0,01	
3	1	1	148,8174	182,3683	0,02	182,3683	148,8174	0,02	
4	1	1	149,55105	196,85575	0,08	196,85575	149,55105	0,08	
5	1	1	148,8174	215,02645	0,19	215,02645	148,8174	0,19	
6	1	1	148,3283	230,4961	0,215	230,4961	148,3283	0,215	
7	1	1	148,3283	246,7024	0,21	246,7024	148,3283	0,21	
8	1	1	147,8392	264,382	0,205	264,382	147,8392	0,205	
9	1	1	149,55105	278,37835	0,2	278,37835	149,55105	0,2	
10	1	1	148,08375	295,07575	0,18	295,07575	148,08375	0,18	
1	2	1	163,73495	151,18345	0,01	151,18345	163,73495	0,01	
2	2	1	163,4904	167,88085	0,015	167,88085	163,4904	0,015	
3	2	1	161,77855	182,8594	0,035	182,8594	161,77855	0,035	
4	2	1	162,5122	201,76675	0,18	201,76675	162,5122	0,18	
5	2	1	162,5122	216,7453	0,42	216,7453	162,5122	0,42	
6	2	1	163,4904	233,9338	0,465	233,9338	163,4904	0,465	
7	2	1	161,534	249,649	0,385	249,649	161,534	0,385	
8	2	1	162,75675	266,59195	0,47	266,59195	162,75675	0,47	
9	2	1	163,4904	282,5527	0,465	282,5527	163,4904	0,465	
10	2	1	163,24585	298,2679	0,405	298,2679	163,24585	0,405	
1	3	1	177,1852	153,63895	0,01	153,63895	177,1852	0,01	
2	3	1	178,89705	169,35415	0,015	169,35415	178,89705	0,015	
3	3	1	177,91885	185,3149	0,035	185,3149	177,91885	0,035	
4	3	1	177,1852	201,5212	0,185	201,5212	177,1852	0,185	
5	3	1	178,6525	216,99085	0,43	216,99085	178,6525	0,43	
6	3	1	178,40795	232,4605	0,475	232,4605	178,40795	0,475	
7	3	1	178,40795	251,85895	0,48	251,85895	178,40795	0,48	
8	3	1	175,47335	267,08305	0,48	267,08305	175,47335	0,48	
9	3	1	177,91885	281,0794	0,475	281,0794	177,91885	0,475	
10	3	1	178,89705	297,53125	0,41	297,53125	178,89705	0,41	
1	4	1	190,14635	149,9557	0,01	149,9557	190,14635	0,01	
2	4	1	193,08095	166,162	0,015	166,162	193,08095	0,015	
3	4	1	195,03735	182,61385	0,025	182,61385	195,03735	0,025	
4	4	1	194,05915	198,5746	0,14	198,5746	194,05915	0,14	
5	4	1	193,3255	214,7809	0,4	214,7809	193,3255	0,4	
6	4	1	194,05915	229,0228	0,47	229,0228	194,05915	0,47	
7	4	1	194,7928	248,42125	0,48	248,42125	194,7928	0,48	
8	4	1	192,8364	261,68095	0,48	261,68095	192,8364	0,48	
9	4	1	192,8364	278,6239	0,475	278,6239	192,8364	0,475	
10	4	1	192,8364	293,60245	0,435	293,60245	192,8364	0,435	
1	5	1	206,77575	152,16565	0,01	152,16565	206,77575	0,01	
2	5	1	207,9985	167,6353	0,015	167,6353	207,9985	0,015	
3	5	1	206,5312	183,59605	0,03	183,59605	206,5312	0,03	
4	5	1	208,24305	198,5746	0,155	198,5746	208,24305	0,155	
5	5	1	207,75395	216,2542	0,405	216,2542	207,75395	0,405	
6	5	1	208,24305	231,9694	0,47	231,9694	208,24305	0,47	
7	5	1	207,9985	247,6846	0,475	247,6846	207,9985	0,475	
8	5	1	208,24305	263,3998	0,475	263,3998	208,24305	0,475	
9	5	1	206,5312	282,5527	0,47	282,5527	206,5312	0,47	
10	5	1	207,9985	293,848	0,425	293,848	207,9985	0,425	
1	6	1	221,44875	153,63895	0,01	153,63895	221,44875	0,01	
2	6	1	222,1824	165,91645	0,015	165,91645	222,1824	0,015	
3	6	1	223,40515	182,8594	0,035	182,8594	223,40515	0,035	
4	6	1	224,1388	201,0301	0,18	201,0301	224,1388	0,18	
5	6	1	223,6497	215,7631	0,42	215,7631	223,6497	0,42	

Punto Y N°	Punto X N°	N° de Medición	Posición X [mm]	Posición Y[mm]	Dosis	Posición Y[mm]	Posición X[mm]	Dosis	NC
6	6	1	221,44875	233,68825	0,465	233,68825	221,44875	0,465	
7	6	1	222,6715	250,38565	0,47	250,38565	222,6715	0,47	
8	6	1	223,6497	265,60975	0,47	265,60975	223,6497	0,47	
9	6	1	224,1388	283,28935	0,465	283,28935	224,1388	0,465	
10	6	1	223,6497	297,2857	0,41	297,2857	223,6497	0,41	
1	7	1	240,52365	150,69235	0,01	150,69235	240,52365	0,01	
2	7	1	238,8118	169,84525	0,015	169,84525	238,8118	0,015	
3	7	1	238,07815	180,895	0,03	180,895	238,07815	0,03	
4	7	1	238,8118	199,5568	0,145	199,5568	238,8118	0,145	
5	7	1	240,2791	214,7809	0,385	214,7809	240,2791	0,385	
6	7	1	239,05635	232,70605	0,445	232,70605	239,05635	0,445	
7	7	1	239,54545	249,1579	0,455	249,1579	239,54545	0,455	
8	7	1	238,56725	263,3998	0,455	263,3998	238,56725	0,455	
9	7	1	241,50185	282,0616	0,45	282,0616	241,50185	0,45	
10	7	1	238,56725	295,56685	0,41	295,56685	238,56725	0,41	
1	8	1	256,17485	151,67455	0,01	151,67455	256,17485	0,01	
2	8	1	257,15305	168,86305	0,01	168,86305	257,15305	0,01	
3	8	1	255,68575	183,3505	0,02	183,3505	255,68575	0,02	
4	8	1	257,15305	202,74895	0,07	202,74895	257,15305	0,07	
5	8	1	257,8867	216,49975	0,165	216,49975	257,8867	0,165	
6	8	1	258,13125	233,68825	0,19	233,68825	258,13125	0,19	
7	8	1	256,4194	247,6846	0,2	247,6846	256,4194	0,2	
8	8	1	257,3976	264,13645	0,2	264,13645	257,3976	0,2	
9	8	1	255,9303	279,115	0,205	279,115	255,9303	0,205	
10	8	1	257,3976	298,759	0,185	298,759	257,3976	0,185	
1	9	1	274,27155	151,429	0,005	151,429	274,27155	0,005	
2	9	1	271,82605	168,37195	0,01	168,37195	271,82605	0,01	
3	9	1	273,78245	184,3327	0,01	184,3327	273,78245	0,01	
4	9	1	274,76065	200,539	0,02	200,539	274,76065	0,02	
5	9	1	272,0706	216,49975	0,025	216,49975	272,0706	0,025	
6	9	1	273,5379	232,4605	0,03	232,4605	273,5379	0,03	
7	9	1	270,84785	249,1579	0,03	249,1579	270,84785	0,03	
8	9	1	270,84785	265,11865	0,03	265,11865	270,84785	0,03	
9	9	1	271,5815	282,5527	0,03	282,5527	271,5815	0,03	
10	9	1	272,0706	294,3391	0,025	294,3391	272,0706	0,025	
1	10	1	289,43365	147,9913	0,005	147,9913	289,43365	0,005	
2	10	1	289,1891	164,93425	0,005	164,93425	289,1891	0,005	
3	10	1	290,1673	180,64945	0,01	180,64945	290,1673	0,01	
4	10	1	288,7	198,32905	0,01	198,32905	288,7	0,01	
5	10	1	289,43365	213,3076	0,015	213,3076	289,43365	0,015	
6	10	1	291,1455	230,25055	0,015	230,25055	291,1455	0,015	
7	10	1	289,1891	244,2469	0,015	244,2469	289,1891	0,015	
8	10	1	287,96635	264,13645	0,015	264,13645	287,96635	0,015	
9	10	1	290,6564	279,6061	0,015	279,6061	290,6564	0,015	
10	10	1	289,1891	297,2857	0,015	297,2857	289,1891	0,015	

Tabla 4.8: Resultados que contiene la hoja de Excel en la que se guardó los resultados de una medición

CAPÍTULO V

5.1 CONCLUSIONES

- Dentro del espectro electromagnético se distinguen dos tipos principales de radiación: la no ionizante y la ionizante, cuyo rango de frecuencias comienza desde aproximadamente 1×10^{15} [Hz] y al interactuar con el tejido vivo, pueden provocar desequilibrios físicos, químicos o biológicos, los cuales se agudizan con el incremento de la frecuencia.
- Entre las diferentes aplicaciones que tiene la radiación ionizante, está la de tipo médico, en la cual se utiliza principalmente para el tratamiento de afecciones oncológicas (tumores y/o cáncer) en seres humanos, área denominada como radioterapia.
- En la actualidad existen dos formas de brindar radioterapia, la que utiliza a los aceleradores lineales de electrones y la que emplea a fuentes radioactivas de cobalto-60, denominada comúnmente como cobaltoterapia, cuyos equipos emiten haces de fotones de una energía promedio de 1.25 [MeV] y una frecuencia aproximada de 3.02×10^{20} [Hz].
- Los equipos de cobaltoterapia, entre sus principales partes constitutivas, presentan al brazo o gantry, el cual sirve para rotar el cabezal, que contiene a la fuente radioactiva de cobalto-60, alrededor de la mesa en la que se ubica al paciente, para de esta manera y con la ayuda de los colimadores y las cuñas, conseguir que el haz de radiación impacte mayoritariamente en superficie y profundidad, sobre la zona afectada de éste, causando un mínimo daño en los tejidos óseos y blandos que estén próximos a la región del cuerpo donde se localice la patología.
- Los perfiles de dosis y las curvas de isodosis son gráficas que brindan información sobre la variación de la intensidad de radiación con respecto a

la profundidad, así como información sobre la forma de distribución de la misma dentro de un campo de medición, respectivamente, los cuales se obtienen mediante procedimientos que están normados por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y son utilizados para ajustar el funcionamiento de los equipos de radioterapia, con lo cual se trata de maximizar el éxito en el empleo de los mismos para el tratamiento de afecciones oncológicas.

- Para obtener tanto perfiles de dosis como curvas de isodosis, el equipo mínimo necesario es: un fantoma lleno de agua, un dosímetro, una cámara de ionización, un brazo mecánico, un equipo de control de movimiento y adquisición de datos y un computador.
- Para la ejecución del presente proyecto se utilizaron equipos de instrumentación nuclear existentes en la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (CEEA), por lo tanto el diseño y funcionamiento del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, se adapta a las características mecánicas y electrónicas que ofrecen cada uno de éstos, lo cual condicionó la precisión y exactitud que se obtuvieron tanto en la medición de los valores de dosis como en el desplazamiento y medición de la posición para los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico.
- Mediante diferentes pruebas realizadas, se analizó las condiciones eléctricas de mejor operación del brazo mecánico Therados, respecto de lo cual se determinó que con un voltaje de alimentación de 9 [V], se obtenían las velocidades óptimas de operación para los motores de sus respectivos ejes, tanto para minimizar al máximo, los efectos de resistencia del agua, ante el movimiento de sus mecanismos de sujeción como para evitar que el movimiento de éstos sea demasiado lento, con lo cual la velocidad de desplazamiento del mecanismo de sujeción del eje de 415 [mm] es de 14.18 [mm/seg] y la velocidad para el mecanismo de sujeción del eje de 385 [mm] es de 13.13 [mm/seg] (sección 2.1.4.4 del capítulo II).

- Se diseñó, a un bajo costo de elementos de hardware, una Unidad de Control de Movimiento y Adquisición de Datos (UCMAD), que en tiempo real controla el movimiento de los ejes del brazo mecánico, opera automáticamente los controles del dosímetro, necesarios para efectuar una medición y recibe y envía órdenes y datos desde y hacia un computador, respectivamente (sección 3.1.4.1 del capítulo III).
- Se implementó en lenguaje de alto nivel un programa para el microcontrolador de la UCMAD, el cual ejecuta tres procesos fundamentales de: encendido de los ejes del brazo mecánico, centrado de ejes y proceso de medición, para lo cual coordina el funcionamiento adecuado de cada uno de los demás elementos de hardware que intervienen en la ejecución de dichos procesos (sección 3.1.4.2 del capítulo III).
- Se implementó en base a Matlab, un programa en ambiente gráfico, con una interfaz muy amigable para el usuario, denominado Sistema Informático (SI), el cual recibe órdenes y de ser necesario datos, para ejecutar las mismas, con la capacidad de si que si alguna orden o algún dato fue ingresado incorrectamente, éste le avisa al usuario de la anomalía ocurrida y le sugiere alguna solución para resolver dicho problema. Así también, cuando durante la ejecución de algún proceso surge un error, el SI le avisa al usuario de dicho problema e igualmente le da una guía para resolverlo (sección 3.1.5 del capítulo III).
- Cuando el usuario ordena ejecutar un proceso de medición, el SI, en tiempo real, grafica los perfiles de dosis que se van obteniendo durante dicha medición y en tiempo diferido muestra las curvas de isodosis, debido a que éstas son generadas a partir de los datos de todos los perfiles de dosis que se obtuvieron hasta el momento en que se completó dicho proceso de medición, además ofrece algunas herramientas para mejorar la presentación tanto de los perfiles de dosis como de las curvas de isodosis, lo cual le facilita al usuario el análisis de las mismas.

- El SI está en la capacidad de mostrar perfiles de dosis y curvas de isodosis con datos de un archivo generado por este programa, para lo cual mientras se ejecuta un proceso de medición, va guardando los resultados de éste, en un archivo de Excel, con un formato determinado, el cual posteriormente podrá ser utilizado para el propósito antes mencionado o simplemente para que el usuario pueda ver los resultados de dicha medición.
- De las pruebas realizadas al Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis diseñado e implementado, se concluye que la mínima distancia en la que éste puede medir valores de dosis es de 1 [mm] (Tabla 3.9 del capítulo III), para los dos ejes del brazo mecánico, con un error promedio en el desplazamiento de los mecanismos de sujeción de ambos ejes de ± 0.70 [mm] (sección 4.1.3.2.1 del capítulo IV), valor que puede disminuir o aumentar, dependiendo de si los mecanismos de sujeción recorren distancias muy cortas o distancias bastante largas, respectivamente, dentro de sus correspondientes rangos de desplazamiento.
- Mediante pruebas realizadas con el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis diseñado e implementado, se concluye que éste presenta un error promedio aproximado, en la determinación de la posición en la que se encuentran, cada uno de los mecanismos de sujeción de los ejes del brazo mecánico, respecto de sus correspondientes orígenes de ± 0.5 [mm] (sección 4.1.3.2.2 del capítulo IV).
- Tanto los perfiles de dosis como las curvas de isodosis que se obtienen mediante el empleo del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, son bastante exactas, debido a que el error en la medida de la posición (± 0.5 [mm]) es cuatro veces menor que el error que el Organismo Internacional de Energía Atómica admite para la calibración de equipos de radioterapia (2 [mm]) y además los valores de dosis que éstos contienen, están medidos con un dosímetro Farmer, el cual está calibrado mediante el

uso un patrón secundario, del cual dispone el Laboratorio de Patronos Secundarios de la CEEA.

- El tiempo total de medición del sistema implementado y construido, depende principalmente de la cantidad de puntos que el usuario haya ordenado medir dentro del campo de medición que él mismo configuró, así como también de la cantidad de veces que haya ordenado medir en cada punto, lo cual incrementa el tiempo total de medición, pero disminuye el error en los datos que se obtienen como resultado tanto en los perfiles de dosis como en las curvas de isodosis.

5.2 RECOMENDACIONES

- Para minimizar el error en los valores de posición y dosis que aparecen, tanto en los perfiles de dosis como en las curvas de isodosis que se obtienen, mediante el uso del Sistema Automático de Distribución de Dosis, es recomendable tomar más de una medición de posición y dosis por cada punto en que se ubica a la cámara de ionización, dentro del fantoma con agua.
- Para evitar fallas durante la ejecución de un proceso de medición, se recomienda no abrir el archivo de Excel en el que se guardan los resultados que se van obteniendo a partir dicha medición, debido a que si el archivo está abierto, el SI no podrá actualizar los datos que se encuentren en el mismo.
- Es recomendable que cuando se está haciendo uso del SI, especialmente durante un proceso de medición, no se ejecute ninguna otra aplicación en el computador en el que se esté trabajando, para evitar que el programa vaya a presentar errores durante la ejecución de su correspondiente código.

- Es recomendable para instalar y trabajar con el SI, seguir las instrucciones que se indican en el ANEXO C del presente trabajo.
- Para que un proceso de medición sea completamente exitoso, es recomendable seguir el procedimiento que sugiere el Organismo Internacional de Energía Atómica, para la ubicación y operación de los diferentes equipos que se necesitan para este propósito.

BIBLIOGRAFÍA

• LIBROS

1. CHERRY Robert, "RADIACIONES IONIZANTES: Riesgos Generales", 2008.
2. CASTILLO Ángel, "BASES FÍSICAS E INSTRUMENTACIÓN EN RADIOTERAPIA", Hospital Universitario de Valladolid, España.
3. AGUILAR Hernán, "RADIACIONES IONIZANTES: Usos racionales, Efectos y Accidentes", Argentina, 2005.
4. KRANE Kenneth, "INTRODUCTORY NUCLEAR PHYSICS", Editorial John Wiley & Sons, Singapore, 1998.
5. PODGORSAK E., "RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A Handbook for Teachers and Students", International Atomic Energy Agency (IAEA).
6. DEL VIGNA Eugenio, "SUMÁRIO DEL PROTOCOLO DE CALIBRAÇÃO IAEA TRS # 277", Brasil.
7. LOUIS Saint, "RTD – Realtime Dosimetry System Film, Frame and Waterphantom Dosimetry", Multidata Systems International Corp., USA, 1993.
8. BUSHONG, STEWART C., "MANUAL DE RADIOLOGÍA PARA TÉCNICOS: Física, Biología y Protección Radiológica", Editorial Elsevier, Octava Edición, 2005.
9. HIDALGO Pablo, "COMUNICACIÓN DIGITAL", Escuela Politécnica Nacional, 2006.

• ARTÍCULOS CIENTÍFICOS

10. VARGAS Darío, BIONING Edgardo, "DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS PARA EQUIPOS DE TELETERAPIA", Facultad de Bioingeniería UNER, Argentina.

11. PAREDES L., ORTIZ J., DELGADO J., "APLICACIONES NUCLEARES AL CUIDADO DE LA SALUD, EL AMBIENTE, LA INDUSTRIA Y LA GENERACIÓN DE CONOCIMIENTOS", Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias, México.
12. VENENCIA Daniel, "COMISIONAMIENTO DE SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN", Centro de Cáncer de la Pontificia Universidad Católica de Chile, 2005.

- **NORMAS DEL OIEA Y OTRAS INSTITUCIONES DE CONTROL NUCLEAR**

13. IAEA-TECDOC-1151, "ASPECTOS FÍSICOS DE LA GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA: Protocolo de Control de Calidad", Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), Sección de Dosimetría y Física Médica y Sección de América Latina, 2000.
14. "ABSORBED DOSE DETERMINATION IN PHOTON AND ELECTRON BEAMS: An Adaptation of the IAEA International Codes of Practice", Australasian College of Physical Scientists & Engineers in Medicine, Segunda Edición, 1998.
15. "IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water", International Atomic Energy Agency (IAEA), Versión 10 A, 2001.
16. "GUÍA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA LA PRÁCTICA DE RADIOTERAPIA", Centro Nacional de Protección Radiológica, República Dominicana.

- **PÁGINAS WEB**

17. http://www.herrera.unt.edu.ar/bioingenieria/sabi/cd_2005/pdf/093EI.PDF
18. <http://www.latin-cancer.com/site/radioterapia-4.htm>
19. www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/EMC/trabajos_01_02
20. Comisión Argentina de Energía Atómica (www.cnea.gov.ar)

21. www.ptw.com.br

- **ARTÍCULOS SOBRE PROGRAMACIÓN**

22. BARRAGÁN Diego, "MANUAL DE INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO EN MATLAB", Parte I, 2008.

23. "MATLAB: Compiler", User's Guide, Versión 1.2, 1998.

24. KÜHNEL Claus, "AD-UMSETZUNG MIT MEGAAVR", Universal Publishers, USA, 2004.

25. "BASCOM-AVR", Versión 1.11.6.3, MCS Electronics.

26. KÜHNEL Claus, "BASCOM Programming of Microcontrollers with Ease: An Introduction by Program Examples", Universal Publishers, USA, 2001.

- **MANUALES Y DATASHEETS**

27. "INSTRUCTION MANUAL FOR 2570A AND 2570B FARMER DOSEMETER", Nuclear Enterprises Ltd., 1980.

28. "INSTRUCTION MANUAL FOR 0.6 cc IONISATION CHAMBER (GUARDED STEM) TYPE 2571", 1980.

29. "8 BIT MICROCONTROLLER WITH 16 K BYTES IN-SYSTEM PROGRAMMABLE FLASH: ATmega 16", ATMEL, 2007.

30. "Datasheet L293D", Texas Instruments, 2002.

31. "Datasheet MAX232E", MAXIM, 2000.

32. "Datasheet MM74C906", Fairchild Semiconductor, 2004.

33. "Datasheet CD74HC4051", Texas Instruments, 1999.

34. "Sistemas TBA", PTW, 2007.

ANEXOS

ANEXO A

A.1 ANÁLISIS DE REGRESIÓN

Cuando se realiza una medición se obtienen datos correspondientes a diferentes variables que dependen entre sí; el caso más simple se da cuando se tiene dos variables x e y , en las cuales interesa estudiar o analizar la dependencia funcional de y con respecto a x ; es decir, se puede conocer la función:

$$y = f(x) \qquad \qquad \qquad \text{(a.1)}$$

Para el proceso de medición, seleccionamos de antemano n valores de x , a cada uno de los cuales le corresponde un valor de y ; entonces obtenemos un conjunto de valores de la forma (x_i, y_i) , donde $i = 1, 2, \dots, n$; los cuales pueden representarse en un plano cartesiano.

En vista de los errores que pudieron haberse cometido durante la medición, ya sea por parte del individuo que mide o por falla de los instrumentos de medida, el gráfico correspondiente a los valores obtenidos a través de la medición no dará necesariamente como resultado una curva suave, entonces, lo que interesa es encontrar la curva que mejor se ajuste a dichos datos; proceso que se hace a través del Análisis de Regresión, el cual dará como resultado una función como la que se muestra a través de la ecuación a.1, la misma que permitirá predecir el valor más probable de cada y asociado a su respectivo x .

El caso más sencillo de analizar es cuando la dependencia de y con respecto a x es lineal, en la cual la unión de los puntos (x_i, y_i) dará como resultado una línea recta, pero habrán situaciones en las que la relación entre x e y no sea lineal y por lo tanto será necesario averiguar qué tipo de relación de dependencia guarda y respecto de x , lo cual se manifiesta en el coeficiente de correlación r definido de la siguiente manera:

$$r = \frac{S_{xy}}{S_x S_y} \quad (\text{a.2})$$

Donde S_{xy} es la covarianza de la muestra, definida por:

$$S_{xy} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) \quad (\text{a.3})$$

En la cual \bar{x} e \bar{y} son los promedios de los datos x_i e y_i .

S_x y S_y son las varianzas de los valores de x e y respectivamente; las mismas que se definen de la siguiente manera:

$$S_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (\text{a.4})$$

$$S_y = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \quad (\text{a.5})$$

La relación entre las variables x e y , dependiendo del valor de r , será como se muestra a continuación:

Valor del Coeficiente (r)	Interpretación
$0 < r < 1$ y $r \rightarrow 1$	relación lineal positiva y fuerte entre las variables
$0 < r < 1$ y $r \rightarrow 0$	relación lineal positiva y débil entre las variables
$r = 0$	no existe relación lineal entre las variables
$-1 < r < 0$ y $r \rightarrow -1$	relación lineal negativa y fuerte entre las variables
$-1 < r < 0$ y $r \rightarrow 0$	relación lineal negativa y débil entre las variables

Tabla a.1: Interpretación del coeficiente de correlación

En general se puede suponer que la dependencia de y con respecto a x tiene la siguiente forma:

$$y^* = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_mx^m \quad (\text{a.6})$$

Donde m representa el orden de polinomio.

Las mediciones tomadas sirven para estimar los coeficientes a_j que den el mejor ajuste, para lo cual se utiliza el *Método de los Mínimos Cuadrados*, con el que se logra que las desviaciones entre los puntos medidos y la curva de regresión sean mínimas.

A.1.1 MÉTODO DE LOS MÍNIMOS CUADRADOS

Para el desarrollo de este método se parte de la función:

$$S = \sum_{i=1}^n (y - y_i^*)^2 \quad (\text{a.7})$$

Donde:

- y_i es el valor experimental de y correspondiente a x_i
- y_i^* es el valor de y correspondiente a x_i calculado con la curva de regresión.

La ecuación a.7 dentro de la estadística matemática se conoce como *Suma Residual* y sirve para cuantificar el error cometido en la regresión.

Suponiendo que la dependencia de y con respecto a x se da a través de un polinomio de grado m , se tiene:

$$S(a_0, a_1, a_2, \dots, a_m) = \sum_{i=1}^n [y_i - a_0 - a_1x_i - a_2x_i^2 - \dots - a_mx_i^m]^2 \quad (\text{a.8})$$

En este punto interesa minimizar el valor de S , con respecto a los coeficientes a_j , según lo cual:

$$\frac{\partial S}{\partial a_j} = 0 \quad j = 0, 1, 2, \dots, m \quad (\text{a.9})$$

Desarrollando la derivada parcial de S e igualando a cero se tiene:

$$\sum_{i=1}^n 2[y_i - a_0 - a_1 x_i - a_2 x_i^2 - \dots - a_m x_i^m](-x_i^j) = 0 \quad (\text{a.10})$$

Luego:

$$\sum_i^n y_i x_i^j - a_0 \sum_i^n x_i^{j+1} - a_1 \sum_i^n x_i^{j+2} - \dots - a_m \sum_i^n x_i^{j+m} = 0 \quad (\text{a.11})$$

Escribiendo una ecuación para cada j desde 0 hasta m , se tiene $m+1$ ecuaciones lineales para las $m+1$ incógnitas a_j :

$$\begin{pmatrix} n & \sum_{i=1}^n x_i & \sum_{i=1}^n x_i^2 & \dots & \sum_{i=1}^n x_i^m \\ \sum_{i=1}^n x_i & \sum_{i=1}^n x_i^2 & \sum_{i=1}^n x_i^3 & \dots & \sum_{i=1}^n x_i^{m+1} \\ \sum_{i=1}^n x_i^2 & \sum_{i=1}^n x_i^3 & \sum_{i=1}^n x_i^4 & \dots & \sum_{i=1}^n x_i^{m+2} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{i=1}^n x_i^m & \sum_{i=1}^n x_i^{m+1} & \sum_{i=1}^n x_i^{m+2} & \dots & \sum_{i=1}^n x_i^{2m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{i=1}^n y_i \\ \sum_{i=1}^n y_i x_i \\ \sum_{i=1}^n y_i x_i^2 \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^n y_i x_i^m \end{pmatrix} \quad (\text{a.12})$$

Resolviendo la ecuación matricial a.12 se obtienen los coeficientes del polinomio de regresión. Cuando la dependencia entre x e y es lineal, el polinomio resultante es de primer grado, es decir una recta cuya función es:

$$y = a_0 + a_1 x \quad (\text{a.13})$$

Para el polinomio de primer grado ($m=1$) la ecuación matricial a.12 queda:

$$\begin{pmatrix} n & \sum_{i=1}^n x_i \\ \sum_{i=1}^n x_i & \sum_{i=1}^n x_i^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{i=1}^n y_i \\ \sum_{i=1}^n y_i x_i \end{pmatrix} \quad (\text{a.14})$$

Entonces se tienen $m+1$ ecuaciones con $m+1$ incógnitas que son a_0 y a_1 .

Una vez encontrados los coeficientes del polinomio de regresión, éste queda definido y por lo tanto lo que resta es analizar si los valores que se calculan a través de él se acercan o no la realidad, lo cual se hace mediante el cálculo del error relativo, el mismo que representa la variación que hay entre el dato que se obtuvo en la medición y el valor que se calcula a través del polinomio de regresión:

$$Er(\%) = \frac{|V_{medido} - V_{calculado}|}{V_{medido}} 100 \quad (\mathbf{a.15})$$

A.2 INTERPOLACIÓN CÚBICA DE HERMITE POR INTERVALOS

Este tipo de interpolación permite ajustar por tramos o intervalos un conjunto de datos que analizados como un todo, resultaría muy difícil definir un único polinomio que refleje su comportamiento matemático.

La Interpolación Cúbica de Hermite por Intervalos se caracteriza por dividir a un conjunto de datos en tantos intervalos como sea necesario, para mediante polinomios cúbicos, relacionar el comportamiento de las variables para el intervalo dado. El número de intervalos en los que se divide a un conjunto de datos dependerá de en cuántos grupos se tiene que dividir a los mismos según sus diferentes formas de comportamiento.

Matlab utiliza a la función “pchip” para realizar este tipo de interpolación, para lo cual requiere como argumentos de entrada a los puntos de tendencia tanto para la variable independiente (xx) como para sus correspondientes valores en la variable dependiente (yy), así como los puntos donde se quiere realizar la interpolación (x), los cuales deben estar dentro del rango de valores definidos para xx, con lo cual la función “pchip” entrega los valores que le corresponden a cada punto de la variable x, lo cual se resume a través de la siguiente sintaxis:

$$\mathbf{y = pchip(xx,yy,x)}$$

ANEXO B

B.1 MICROCONTROLADOR AVR ATmega 16

B.1.1 CARACTERÍSTICAS

Las características más importantes que presenta el microcontrolador AVR ATmega 16 se resumen a continuación:

Característica	Valor
Número de bits de trabajo	8 [b]
Tamaño de memoria flash para programa	16 [kB]
Tamaño de memoria EEPROM	512 [B]
Tamaño de Memoria SRAM	1 [kB]
Ciclos de máquina para escritura/borrado	10000 para flash/100000 para EEPROM

Tabla b.1: Características de memoria

Característica	Valor
Número de timers/contadores	2 de 8 [b] y 1 de 16 [b]
Contador de tiempo real	1
Número de canales para PWM	4
Número de canales para conversión analógica digital	8 independientes de 10 [b] cada uno (7 pueden funcionar en modo diferencial o 2 en modo diferencial, pero con ganancia programable)
Interfaz serial a dos vías orientadas al byte	1
USART serial y programable	1
Comparador analógico	1

Tabla b.2: Características de los periféricos

Característica	Valor
Número de instrucciones para programación	131
Número de registros internos/cantidad de bits	32/8 [b]

Tabla b.3: Características de arquitectura

Característica	Valor
Cuando se enciende el microcontrolador éste se resetea	-----
Frecuencias que genera el oscilador RC interno	1, 2, 4 y 8 [MHz]
Fuentes de interrupción internas y externas	-----
Número de pines de entrada y salida de datos	32
Número total de pines	40
Rango de voltaje de operación	de 4.5 a 5.5 [V]
Rango de velocidad de procesamiento	De 0 a 16 [MHz]
Consumo normal de corriente	1.1 [mA]

Tabla b.4: Características especiales

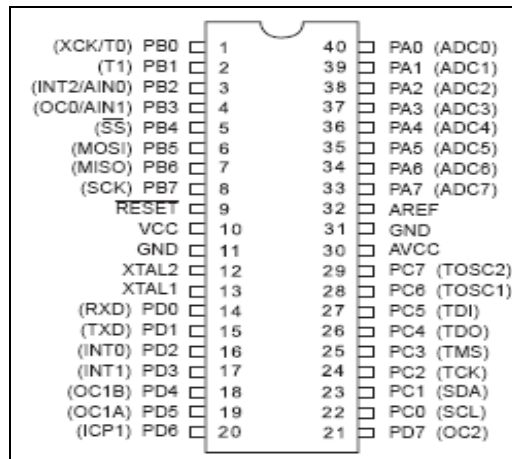


Figura b.1: Distribución de pines

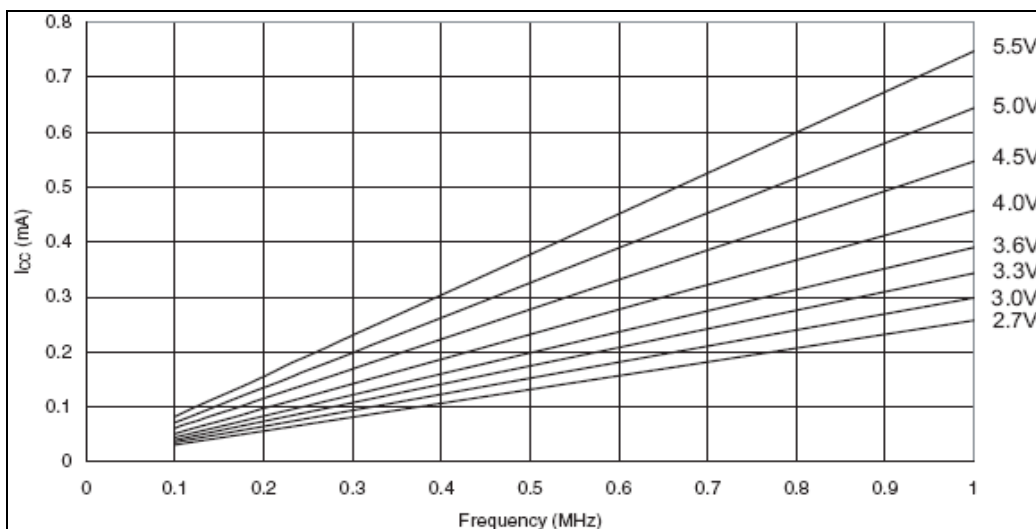


Figura b.2: Consumo de corriente del AVR en función de la frecuencia de trabajo

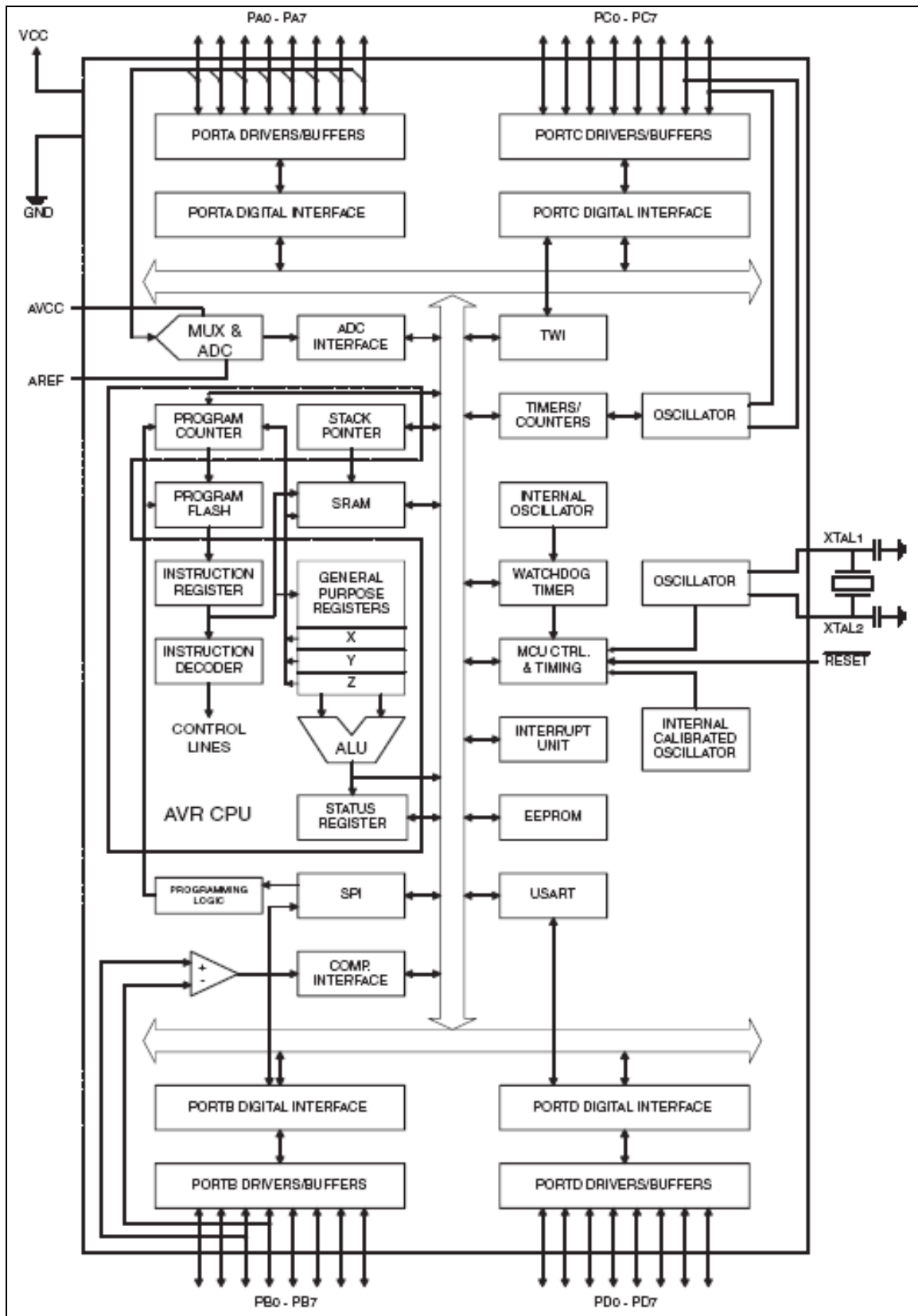


Figura b.3: Diagrama de bloques

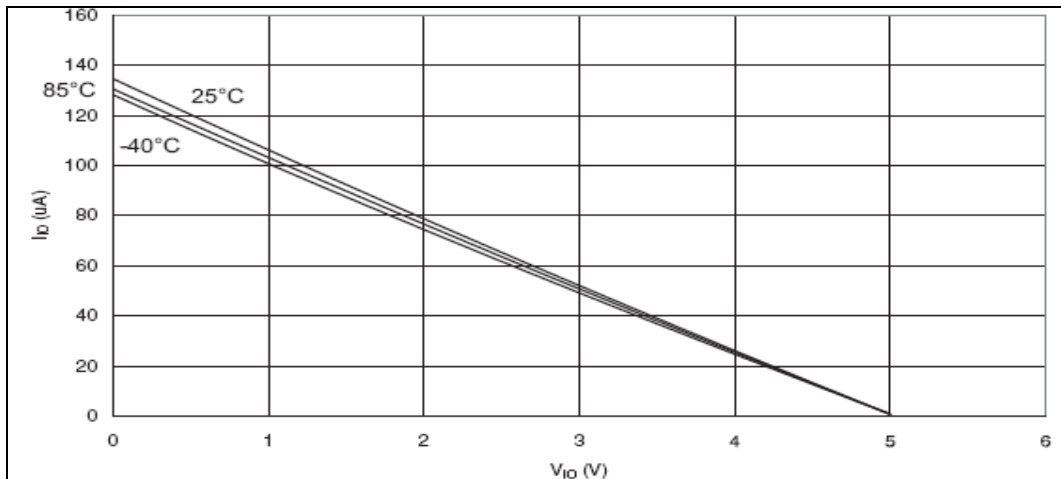


Figura b.4: Corriente que ingresa a los pines de entrada/salida cuando sus resistencias de pull-up están activas en función del voltaje de entrada para Vcc=5 [V]

De la figura anterior se puede calcular el valor de la resistencia de entrada a cada pin del AVR, cuando su respectiva resistencia interna de pull-up está activa para T = 25 [°C]:

$$R = \frac{5V}{135\mu A} = 37 [k\Omega]$$

B.2 MAX232

B.2.1 CARACTERÍSTICAS

Las características más importantes que presenta el circuito integrado MAX232E, se resumen a continuación:

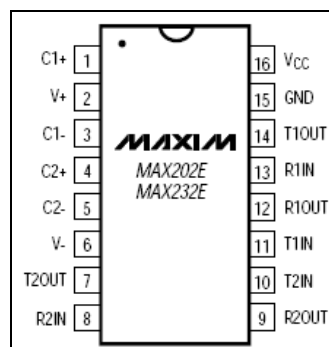


Figura b.5: Distribución de pines

Característica	Valor
Voltaje de alimentación (Vcc)	-0.3 a +6 [V]
Corriente típica de alimentación	5 [mA]
V ⁺	(Vcc - 0.3 [V]) a +14 [V]
V ⁻	-14 a +0.3 [V]
Voltaje de entrada T_IN	-0.3 a (V ⁺ + 0.3 [V])
Voltaje de entrada R_IN	± 30 [V]
Voltaje de salida T_OUT	(V ⁻ - 0.3 [V]) a (V ⁺ + 0.3 [V])
Número total de pines	16
Potencia promedio de consumo	842 [mW]
Máxima velocidad de transmisión	120 [Kbps]
Número de pines	16

Tabla b.5: Características eléctricas

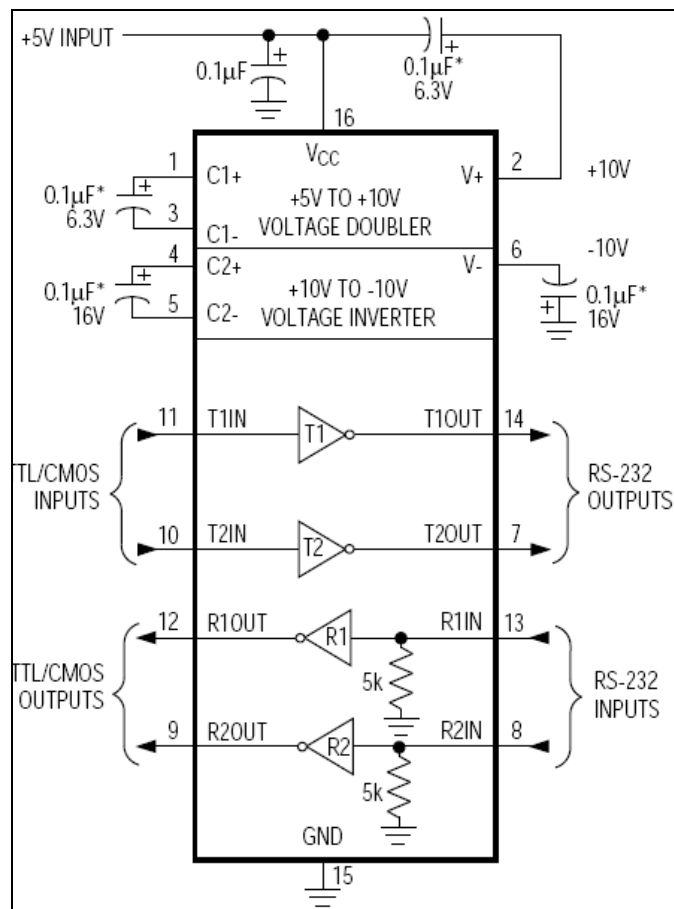


Figura b.6: Estructura interna y capacitores externos para el funcionamiento del MAX232

Para el caso del MAX232E, el fabricante recomienda utilizar capacitores de 1 [uF], en lugar de los de 0.1 [uF] que están marcados con asterisco en la anterior esquema.

B.2.1.1 Distribución de Pines de un Conector DB9 para el Interfaz RS232⁴³

Las características mecánicas del interfaz RS232 para la comunicación entre un DTE y un DCE, indican que este interfaz utiliza conectores DB9 (tipo hembra o macho) para el envío y recepción tanto de señales de datos, señales de control y señal de tierra. La distribución de pines de un conector DB9 de este tipo de interfaz se muestra en la siguiente tabla:

Pin Nº	Función	Emisor de la Señal
1	DCD (detector de portadora de llamado)	Señal de control desde el DCE
2	RD (recepción de datos)	Datos desde el DCE
3	TD (transmisión de datos)	Datos desde el DTE
4	DTR (terminal de datos listo)	Señal de control desde DTE
5	GND (tierra)	Punto de referencia de las señales
6	DSR (aviso para enviar datos)	Señal de control desde DCE
7	RTS (aviso para envío de datos)	Señal de control desde DTE
8	CTS (aviso para recepción de datos)	Señal de control desde DCE
9	RI (indicador de timbre)	Señal de control desde DCE

Tabla b.6: Distribución de pines del conector DB9 del interfaz RS232

B.3 MULTIPLEXOR ANALÓGICO 74HC4051

B.3.1 CARACTERÍSTICAS

Lo más importante en cuanto a características, que presenta el multiplexor analógico 74HC4051, se resumen a continuación:

⁴³**Fuente:** Comunicación Digital, Hidalgo Pablo, Escuela Politécnica Nacional, 2006, Capítulo de “Interfaces”, Pags: 1 a 5.

Característica	Valor
Voltaje de alimentación DC (VCC – VEE)	de -0.5 a 10.5 [V]
Voltaje de alimentación DC (VCC)	de -0.5 a 7 [V]
Voltaje de alimentación DC (VEE)	de 0.5 a -7 [V]
Mínimo voltaje de entrada en “nivel alto” (VIH), cuando VCC = 4.5 [V]	3.15 [V]
Máximo voltaje de entrada en “nivel bajo” (VIL), cuando VCC = 4.5 [V]	1.35 [V]
Tiempo máximo de conmutación para VEE = 0 [V] y VCC = 4.5 [V]	12 [nseg]
Tiempo máximo para obtener señal de salida cuando se varía el estado de los pines S o \bar{E} para VEE = 0 [V] y VCC = 4.5 [V]	45 [nseg]

Tabla b.7: Características eléctricas

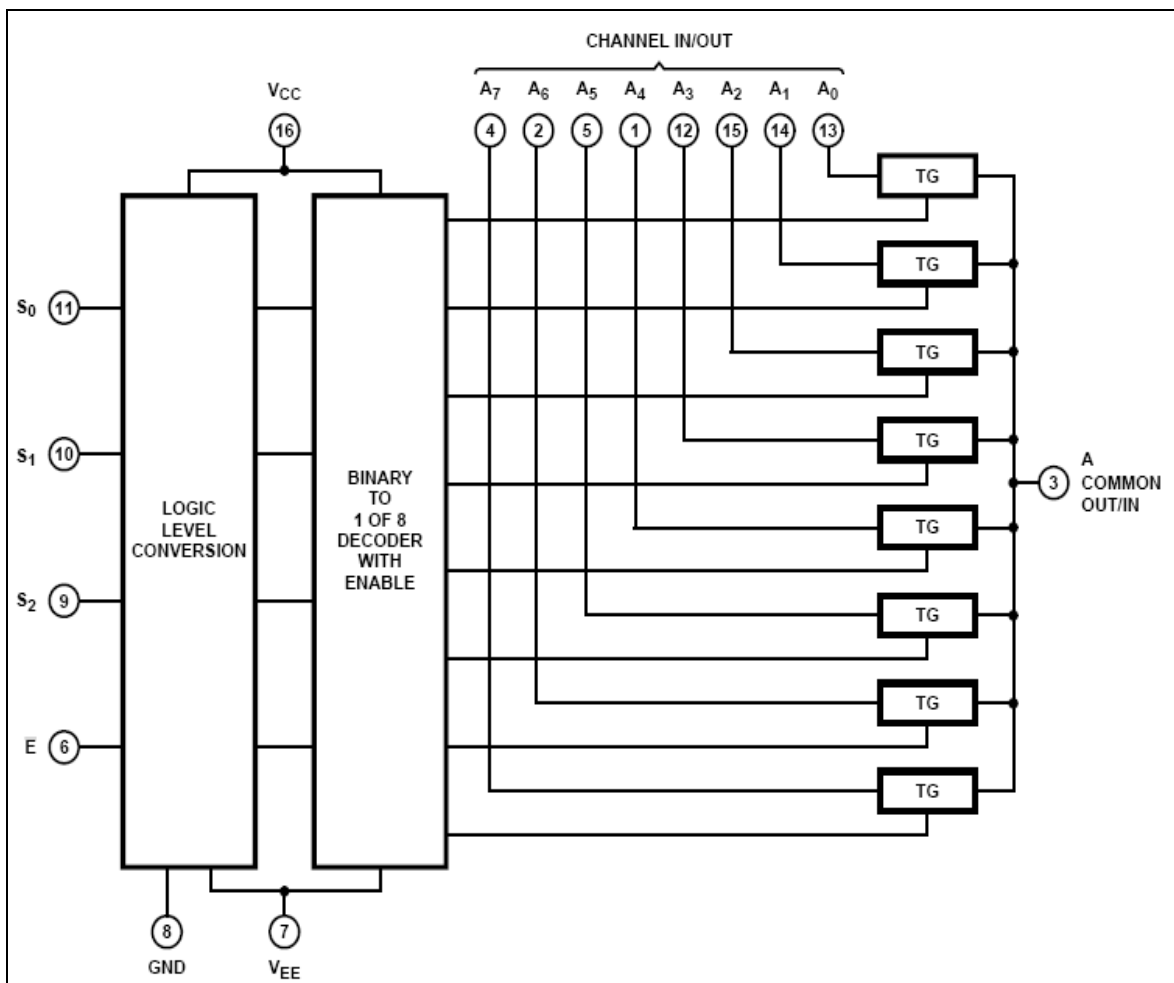


Figura b.7: Estructura interna

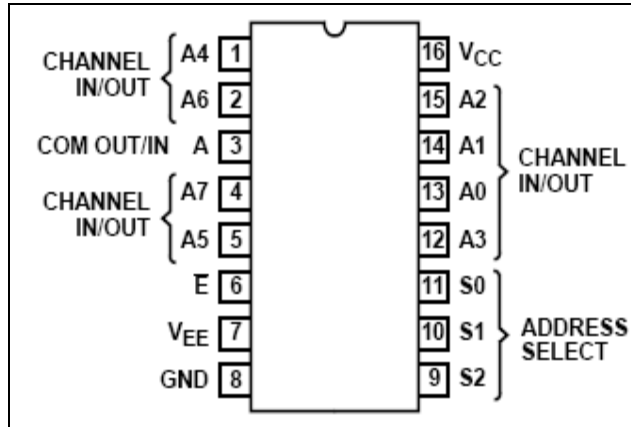


Figura b.8: Distribución de pines

Estados de las Entradas				Canal Activo
Enable (INH)	S2 (C)	S1 (B)	S0 (A)	
L	L	L	L	A0 (X0)
L	L	L	H	A1 (X1)
L	L	H	L	A2 (X2)
L	L	H	H	A3 (X3)
L	H	L	L	A4 (X4)
L	H	L	H	A5 (X5)
L	H	H	L	A6 (X6)
L	H	H	H	A7 (X7)
H	X	X	X	Ninguno

Tabla b.8: Tabla de verdad

X: condición “no importa”

B.3.1.1 Otra Función

Es importante anotar que el circuito integrado 74HC4051, puede funcionar también como demultiplexor, tal como se puede ver en las Figuras b.5 y b.6, regido por la misma tabla de verdad mostrada anteriormente.

B.4 CIRCUITO INTEGRADO MM74C906

Este integrado es un conjunto de seis buffers de canal N en drenaje abierto, los cuales están fabricados con tecnología CMOS.

B.4.1 CARACTERÍSTICAS

Característica	Valor
Voltaje de alimentación (Vcc)	5 o 10 [V]
Voltaje mínimo de entrada para "uno lógico" cuando Vcc = 5 [V]	3.5

Tabla b.9: Características eléctricas

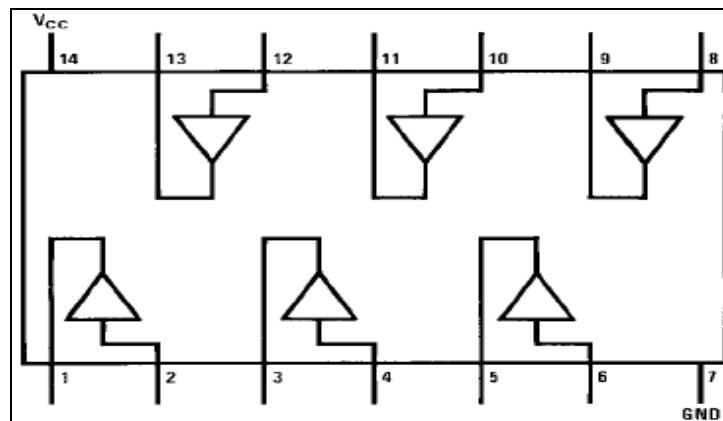


Figura b.9: Distribución de pines

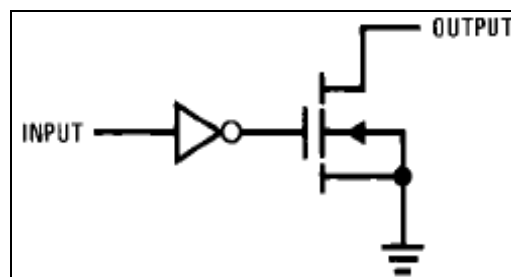


Figura b.10: Diagrama lógico

B.5 CIRCUITO INTEGRADO L293D

Este circuito integrado contiene cuatro puentes H medios, los cuales si se juntan de dos en dos, dan lugar a la existencia de dos puentes H completos. Las conexiones dependerán de la aplicación en la que se vaya a emplear el mencionado circuito integrado.

B.5.1 CARACTERÍSTICAS

Las características más importantes que tiene el circuito integrado L293D, se presentan a continuación de manera resumida:

B.5.1.1 Características Eléctricas

Característica	Valor
Voltaje de alimentación para la operación del integrado	de 4.5 a 7 [V]
Voltaje que puede manejar cada puente H	de 4.5 a 36 [V]
Corriente que puede manejar cada salida del circuito integrado	± 2 [A]
Voltaje para las entradas de control para un "nivel de alto" (VIH)	de 2.3 a 5 [V]
Voltaje para las entradas de control para un "nivel de bajo" (VIL)	de -0.3 a 1.5 [V]
Tiempo máximo de respuesta cuando se cambian de estado lógico a las entradas	promedio de 600 [ns]

Tabla b.10: Características eléctricas

ENABLE	DIRA	DIRB	Función
H	H	L	giro a la derecha
H	L	H	giro a la izquierda
H	L/H	L/H	parada rápida
L	X	X	parada lenta

Tabla b.11: Tabla de verdad

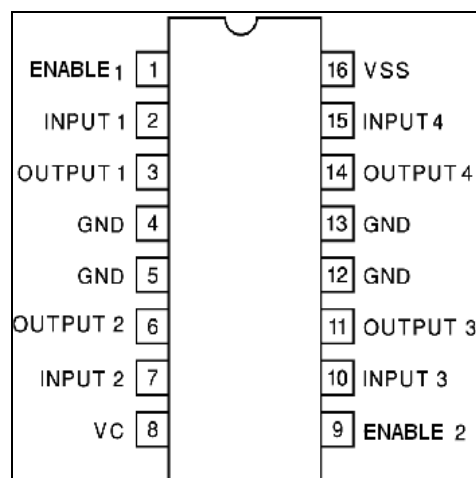


Figura b.11: Distribución de pines

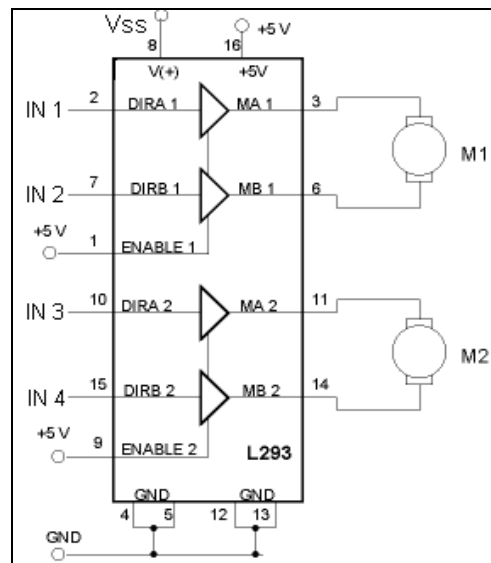


Figura b.12: Esquema para Controlar el Sentido de Giro de dos Motores de DC

ANEXO C

C.1 MANUAL DE USUARIO DEL SISTEMA INFORMÁTICO (SI)

A continuación se mencionan los recursos mínimos que debe tener el computador en el que se va a utilizar el SI, así como también los pasos que se deben ejecutar para instalarlo.

C.1.1 RECURSOS MÍNIMOS QUE DEBE TENER EL COMPUTADOR EN EL QUE SE VA A UTILIZAR EL SI

El computador en el que va a trabajar el SI, debe cumplir con los siguientes requisitos mínimos para el correcto funcionamiento del mismo.

- Memoria RAM de 512 [MB].
- Sistema Operativo Windows NT, XP o Vista.
- Puerto de comunicación serial que cumpla con el interfaz RS232 o puerto USB, para lo cual se necesita usar un convertidor USB/RS232 con su correspondiente driver.
- Tener instalado Microsoft Office Excel 2003 o versiones superiores.
- Tener conectada al PC una tarjeta de sonido, con su correspondiente driver instalado, para poder reproducir los sonidos que el SI contiene.

C.1.2 PASOS PARA INSTALAR EL SI

La carpeta del instalador del SI, contiene los siguientes los archivos que se muestran en la siguiente figura:



Figura c.1: Archivos que contiene la carpeta del instalador del SI

Con los archivos mostrados en la figura anterior los pasos a seguir para instalar el SI son:

- Instalar el archivo “MCRInstaller” que es el que contiene compilado todos los toolboxes de Matlab, que sirven para ejecutar aplicaciones del tipo stand-alone, sin tener instalado dicho programa en el computador en el que se va a trabajar.
- En caso de que el computador con el que se vaya a trabajar, no disponga del puerto DB9 del interfaz RS232, será necesario utilizar un convertidor USB/RS232, el cual consta entre los accesorios del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, para lo cual se requiere instalar el driver de dicho convertidor, el cual está empaquetado en el archivo “CREAR PUERTO COM VIRTUAL”.
- Copiar en algún directorio del computador de trabajo la carpeta “SISTEMA INFORMATICO”, que contiene el ejecutable del SI y los directorios necesarios para el funcionamiento del mismo (Figura c.2). Bajo ningún concepto se debe borrar alguno de los directorios o archivos que contiene la carpeta “SISTEMA INFORMATICO”, con excepción de los archivos almacenados en las carpetas “GRAFICOS” y “MEDICIONES”.
- Copiar el acceso directo de la carpeta “SISTEMA INFORMATICO” al escritorio del computador de trabajo, o en caso de que éste no funcione crear uno nuevo, para acceder fácilmente al SI.

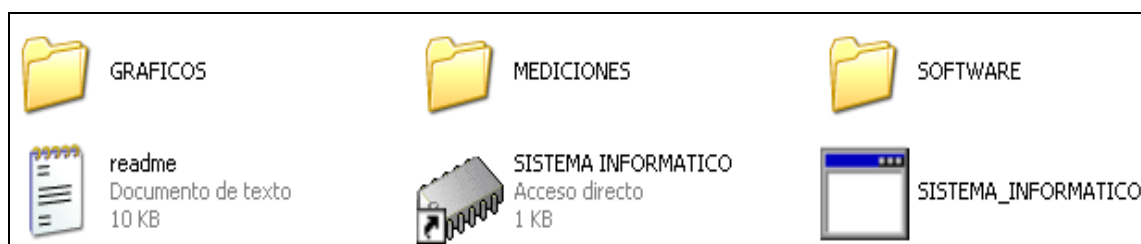


Figura c.2: Archivos que contiene la carpeta “SISTEMA INFORMATICO”

C.1.3 DURANTE EL FUNCIONAMIENTO DEL SI

Cuando se ejecuta el SI, aparecen dos ventanas (Figura c.3), la una que corresponde a la interfaz gráfica de éste programa y la otra que le sirve de soporte a esta última, la cual por ningún concepto debe ser cerrada, ya que si esto ocurre, el SI inmediatamente también se cerrará, sin consultarle al usuario de esta acción.

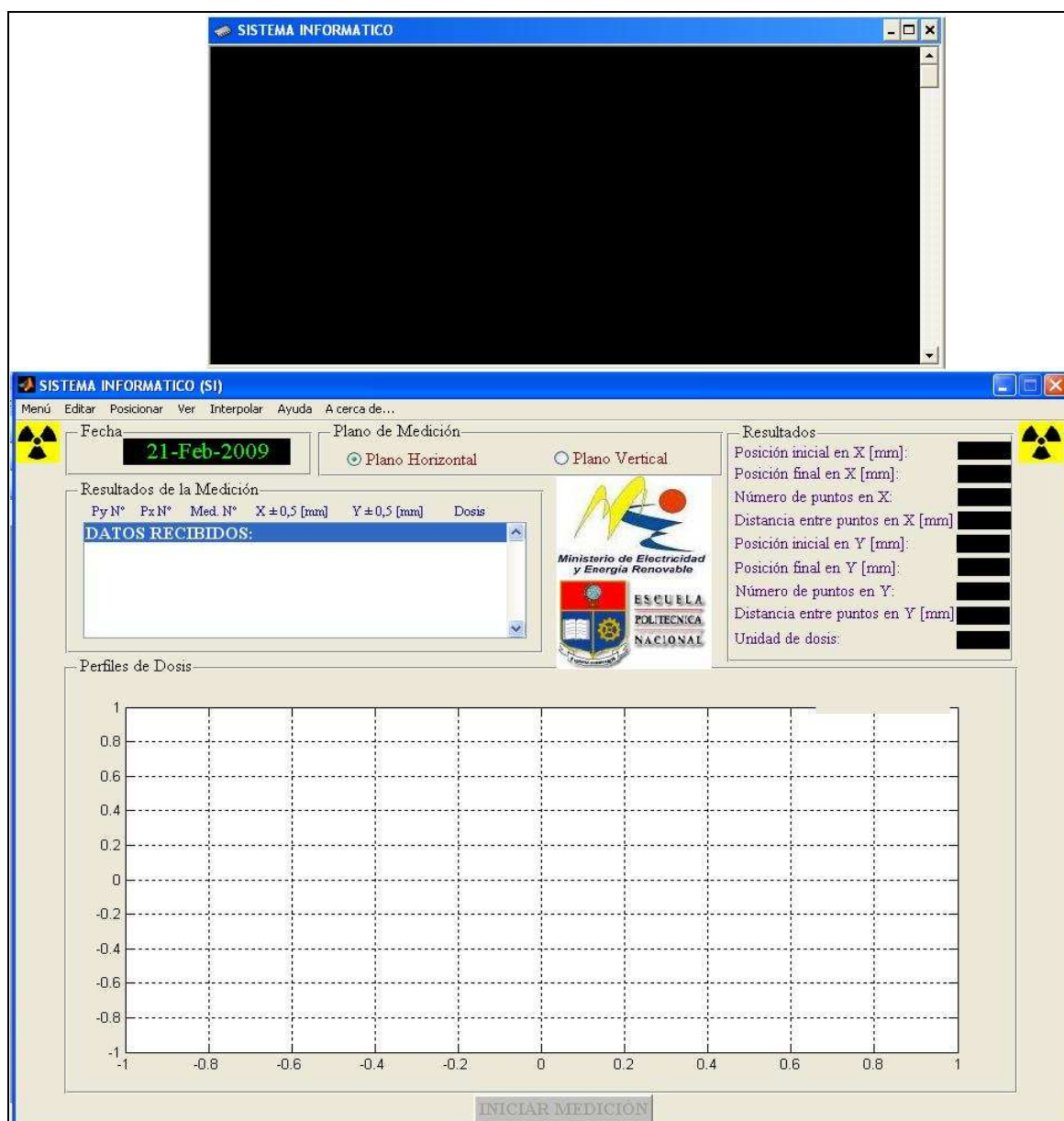


Figura c.3: Ventanas que se despliegan cuando se ejecuta el SI

ANEXO D

D.1 ANÁLISIS DE COSTOS DEL SISTEMA AUTOMÁTICO DE MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

D.1.1 COSTO REFERENCIAL DE EQUIPOS, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

A continuación se muestra un detalle del costo referencial que demandó el diseño, construcción e implementación del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, considerando los costos de los equipos de instrumentación nuclear que se emplearon para este propósito:

Grupo	Componente	Valor [USD]	Fuente
EQUIPOS DE INSTRUMENTACIÓN NUCLEAR	Dosímetro Farmer	10000	CEEA
	Cámara de Ionización Farmer + cable	3000	
	Brazo Mecánico Therados	1000	
	Fantoma	3000	
SI	Implementación	4000	Autor del Proyecto
	PC	1000	
UCMAD	Diseño	2000	
	Construcción	625	
	Materiales	150	
PRUEBAS	Análisis de resultados obtenidos	625	
Costo Referencial		25400	

Tabla d.1: Detalle del costo referencial de construcción del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis

En la tabla anterior, los costos de implementación del SI y de diseño y construcción de la UCMAD, están calculados en base al tiempo empleado para cumplir dichas tareas, el cual se desglosa en la Tabla d.2 y además se considera el hecho de que el sueldo promedio mensual que la Escuela Politécnica Nacional paga a un ingeniero que trabaja 8 horas al día como investigador de algún proyecto es de USD 1000 ⁴⁴. Hay que tomar en cuenta también que este costo sería aplicado para el caso en que se creara una versión comercial del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis.

⁴⁴**Fuente:** Dirección de Recursos Humanos de la Escuela Politécnica Nacional

Ítem	Meses	Días/Semana	Horas/Día
Implementación y desarrollo del SI	8	5	4
Diseño de la UCMAD	8	5	2
Construcción de la UCMAD	1	5	5
Pruebas del equipo final	1	5	5

Tabla d.2: Desglose del tiempo empleado en el diseño y construcción del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis

D.1.2 COSTO DE VERSIONES COMERCIALES DEL SISTEMA DISEÑADO Y CONSTRUIDO

En la actualidad el principal proveedor a nivel mundial de equipos de medición de distribución de dosis para sistemas de radioterapia es PTW, empresa que ofrece una versión parecida al Sistema de Medición de Distribución de Dosis diseñado y construido en el presente trabajo, a un costo de USD 92350 y con los componentes que se muestran en la Tabla d.3.

Siemens, otra empresa proveedora a nivel mundial de equipos médicos, ofrece el mismo sistema de dosimetría fabricado por PTW, con los componentes que están descritos en la Tabla d.3; en consecuencia el costo que esta empresa cobra por este tipo de sistemas debe ser al menos igual o superior al de PTW ⁴⁵.

D.1.3 COMPARACIÓN DE COSTOS

Antes de establecer una comparación de costos entre una versión comercial y el Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, diseñado e implementado en el presente trabajo, es necesario hacer una breve comparación de la cantidad de accesorios y características que presentan los mismos; por ejemplo, la versión de PTW ofrece accesorios como un elevador eléctrico de precisión para el fantoma con agua, un pedestal de nivelación, un brazo mecánico que opera directamente en tres dimensiones (X, Y y Z), etc., los cuales no

⁴⁵Las empresas que proveen equipos médicos, son muy reservadas a la hora de brindar información acerca del precio de los mismos, por este motivo resulta difícil conseguir cotizaciones acerca de equipos de medición de distribución de dosis para sistemas de radioterapia

constan entre los accesorios que contiene el presente proyecto, debido a que estos implementos son complementarios para realizar un proceso de medición, por lo tanto lo único que se consigue a través de éstos, es disminuir el tiempo de montaje del fantoma con agua en un sistema de radioterapia, pero de ninguna manera influyen dentro del proceso mismo de medición.

Hay que considerar también que el brazo mecánico del equipo de PTW, ofrece una mayor exactitud de posicionamiento y medición de posición, en comparación con la exactitud de posicionamiento y medición de la misma que ofrece el equipo del presente trabajo, lo cual se debe fundamentalmente a la estructura mecánica de los diferentes componentes del brazo mecánico.

Otro punto a considerar es que de ninguna manera se pueden abaratar los costos de los equipos de instrumentación nuclear, utilizados para la construcción del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, debido a que éstos ya existían en la CEEA, por lo tanto lo que verdaderamente hace la diferencia y constituye el punto de comparación con cualquier versión comercial de este tipo de sistemas es el costo tanto del SI, así como de la UCMAD.

Por último, hay que considerar también que PTW es una empresa que vende muchos de éstos equipos alrededor del mundo, por lo tanto el costo de producción de los mismos se abarata por la cantidad en que se producen.

Tomando en cuenta las anotaciones hechas anteriormente, se puede ver que el costo del Sistema Automático de Medición de Distribución de Dosis, diseñado e implementado en el presente trabajo (Tabla d.1) es 3.64 veces menor que el costo de una versión comercial del mismo ofrecida por PTW.

ANALIZADOR DE HAZ DE TERAPIAS L9LA1166	
Item	Descripción
Tanque de agua (Fantoma)	596x594x502 [mm ³]
Kit de mantenimiento del tanque de agua	-----
Detector de movimiento en 3D	500x500x408 [mm ³]
Mecanismo de Movimiento en 3D (Brazo Mecánico)	Exactitud de posicionamiento y medición de ± 1 [mm], utilizando motores a pasos y un mecanismo de tornillo sin fin
Unidad de control MP3	Unidad de control motorizada para posicionamiento en X, Y y Z
Control de lámpara colgante	Led que muestra las posiciones de X, Y y Z
Pedestal de nivelación	45° y 90° de exactitud rotacional
Elevador eléctrico de precisión	Contiene un reservorio y una bomba de agua con un tiempo máximo de llenado de 5 [min]
Cables de conexión	Dos pares de cable de 6 [m] y un cable serial de 20 [m]
Set de cables de conexión para los motores	-----
Electrómetro de doble canal TANDEM	Contiene autogranancia
Detectores de radiación	Dos detectores Semiflex PTW de 0.125 [cm ³]
Software MEPHYSTO mc2	Programación simple, chequeo automático del detector de radiación, genera una tabla de datos, procesamiento y análisis de datos del haz de radiación. Compatible con WINDOWS XP
Licencia para software MEPHYSTO mc2	-----
Licencia para el módulo de planificación de tratamiento	-----
Computadora portátil para software MEPHYSTO mc2	-----
Garantía	1 año

Tabla d.3: Componentes del sistema de dosimetría L9LA1166 de PTW⁴⁶

⁴⁶**Fuente:** Empresa de Equipos Médicos PTW Latin America, Rio de Janeiro, Brasil, 2009

ANEXO E

E.1 COMPONENTES DE LA UNIDAD DE CONTROL DE MOVIMIENTO Y ADQUISICIÓN DE DATOS (UCMAD)

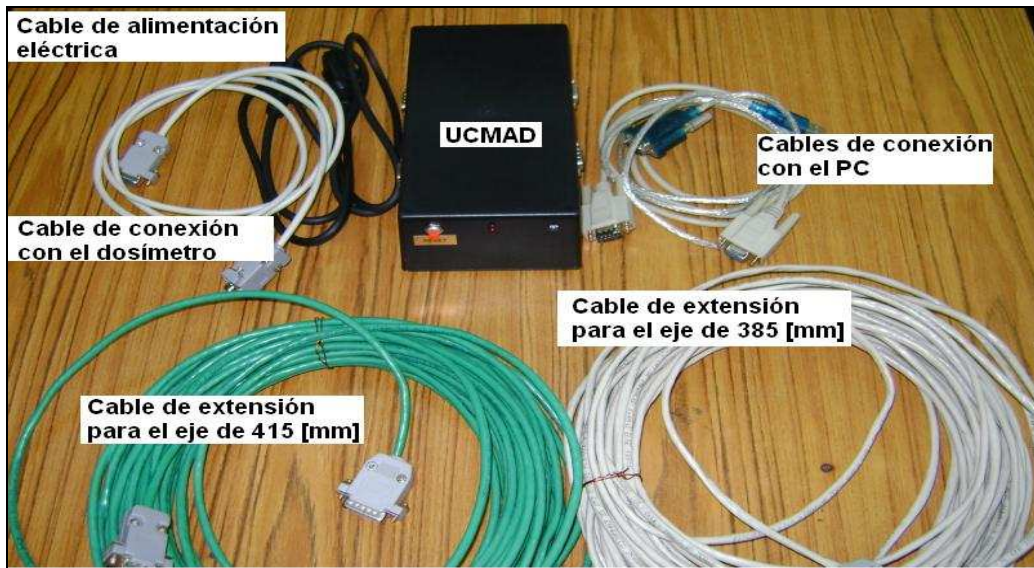


Figura e.1: Accesorios de la UCMAD

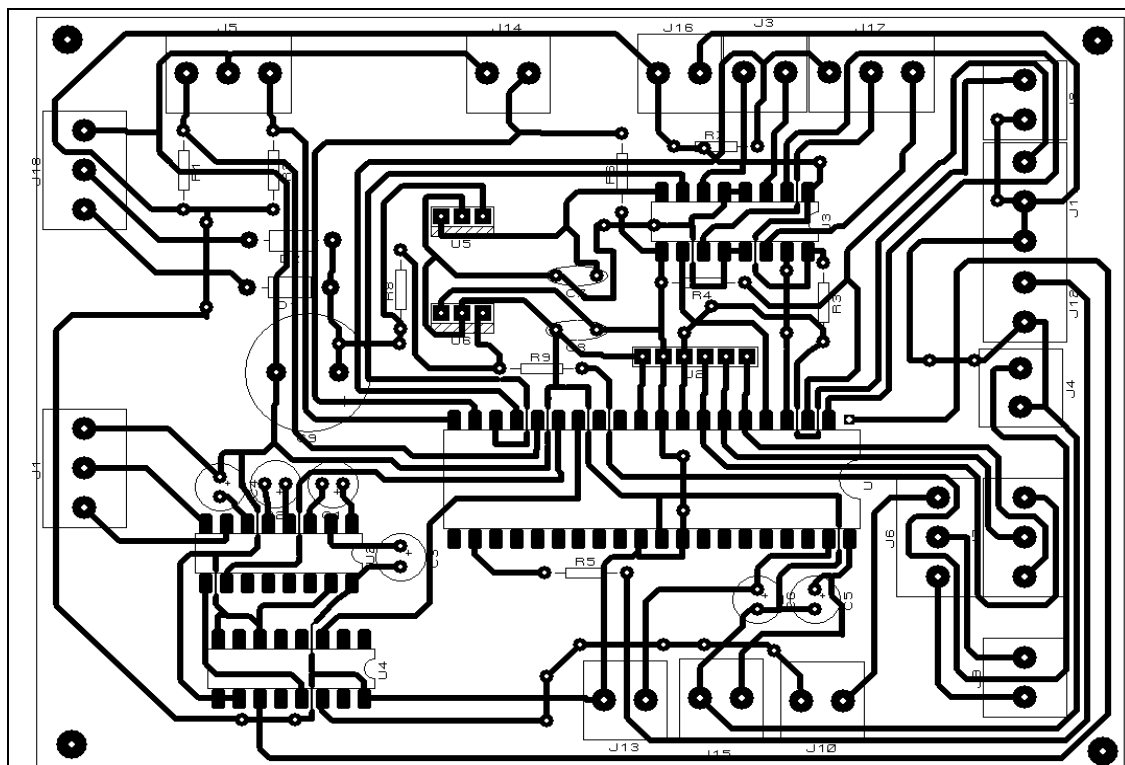


Figura e.2: Circuito impreso de la UCMAD



Figura e.3: UCMAD



Figura e.4: Vista frontal de la UCMAD

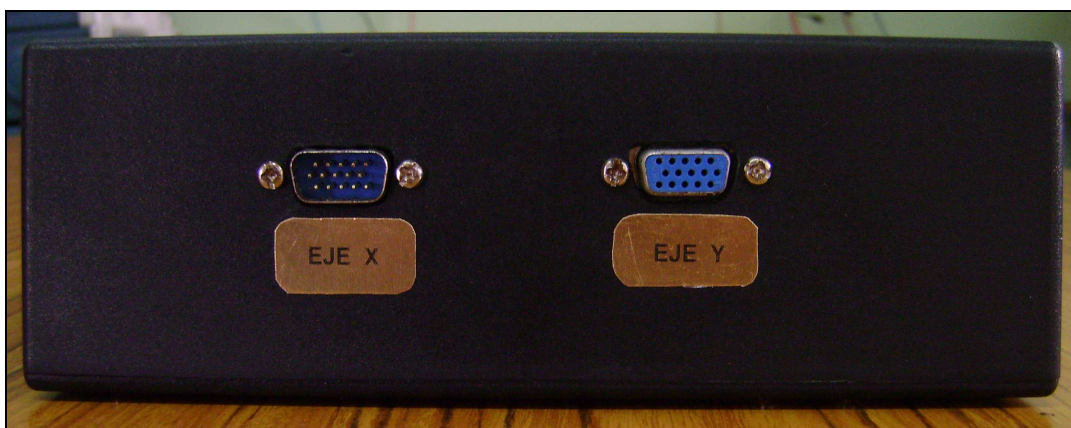


Figura e.5: Vista lateral de la UCMAD (derecha)

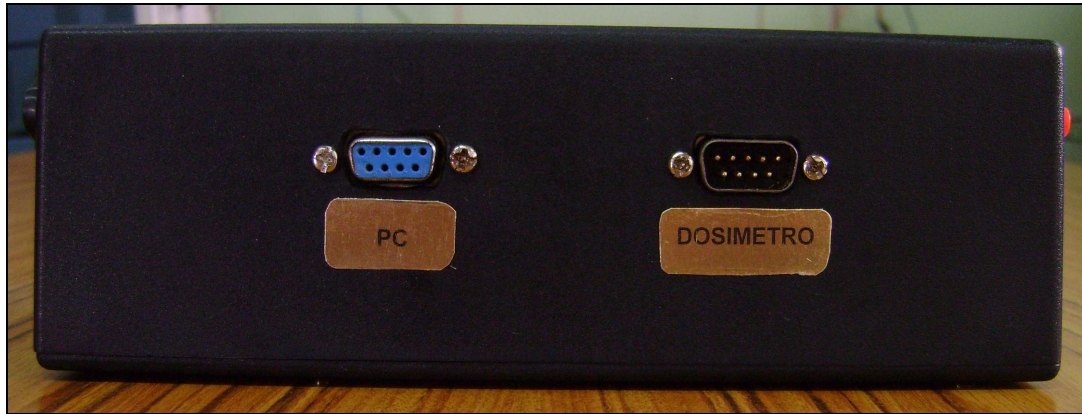


Figura e.6: Vista lateral de la UCMAD (izquierda)



Figura e.7: Vista posterior de la UCMAD

E.2 LABORATORIO DE DOSIMETRÍA SECUNDARIA NORMALIZADA DE LA COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA

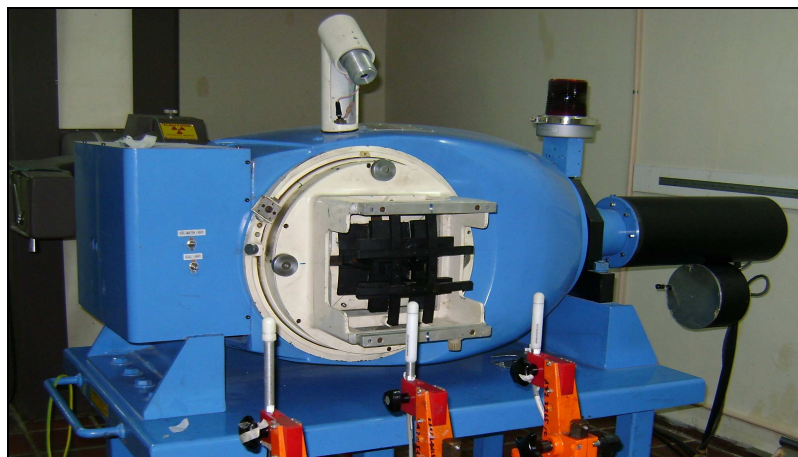


Figura e.8: Cabezal con fuente de Cobalto-60



Figura e.9: Bunker para pruebas



Figura e.10: Sala de control