ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

ESCUELA DE INGENIERÍA

GUÍA TÉCNICA DE INSTALACIÓN, AJUSTE Y PUESTA EN MARCHA DE UN EQUIPO DE MEDICINA NUCLEAR (GAMACAMARA)

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TITULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO MENCIÓN TELECOMUNICACIONES

GALO DAVID JARRÍN MOLINA

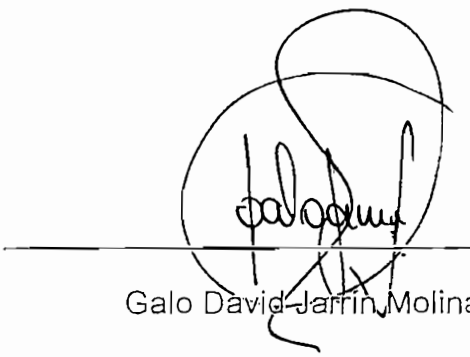
DIRECTOR : DOCTOR LUIS CORRALES

QUITO, FEBRERO 2002

DECLARACIÓN

Yo, Galo David Jarrín Molina, 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 correspondiente a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por normatividad institucional vigente.



Galo David Jarrín Molina

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Galo David Jarrín Molina, bajo mi supervisión.

DOCTOR LUIS CORRALES

AGRADECIMIENTOS

Agradezco desde lo más profundo de mi ser, a mi esposa María Dolores, ya que sin su apoyo incondicional, sin su ayuda y sin su constante aliento, este arduo trabajo no hubiera sido culminado. Del mismo modo agradezco a todas aquellas personas que en cierto grado contribuyeron para que cierre con éxitos un importante capítulo dentro de mi vida profesional.

DEDICATORIA

El presente trabajo lo dedico a mis Padres, que con su apoyo incondicional, su cariño y la confianza que siempre me han brindado, han sido pilar fundamental en la consecución de mis metas tanto personales como profesionales. Del mismo modo quiero dedicar este trabajo a mi hijo Fernando, que siempre está en mi mente y corazón.

RESUMEN

A breves rasgos, el presente proyecto trata de ser una guía, para aquellas personas que se adentran en el complicado mundo de la Ingeniería Biomédica. Si bien es cierto en nuestro País es muy complicado hablar de ingeniería propiamente dicha, sin embargo existe mucho trabajo técnico especializado en el montaje, puesta en marcha, capacitación a terceros y mantenimiento de equipos médicos, los que por su costo, tecnología aplicada y complejidad, requieren de una fuerte formación profesional y una especialidad en el área, misma que se gana con el trabajo diario y experiencias adquiridas en varios años de labor.

Este trabajo abarca desde el principio de funcionamiento de un equipo de Medicina Nuclear, detalla todos los trabajos y puntos necesarios para la planificación y la preparación del ambiente de instalación de un equipo de gamagrafía específico, enseña los procedimientos recomendados por el fabricante para su correcta instalación, así como narra las dificultades técnicas al aplicar esas recomendaciones en un medio como el nuestro, pero enseña como éstas dificultades pueden ser solventadas localmente, para garantizar un correcto funcionamiento del equipo. Finalmente detalla los trabajos de ajuste, calibración y puesta en marcha del equipo, antes de que este pueda ser entregado al cliente para su trabajo diario.

Esta tesis no trata de reemplazar los manuales de instalación y ajuste desarrollados por el fabricante, pero si trata de ser una guía de cómo esos manuales pueden ser aplicados a nuestro medio.

Para finalizar, recomienda puntualmente, lo que creo es muy importante tomar en cuenta, para el trabajo normal del equipo, recomendaciones observadas en siete años de trabajo en el medio, detalles que ayudan a mantener el correcto funcionamiento del equipo, para beneficio de los pacientes y del prestigio de la institución médica donde estos están instalados.

INDICE GENERAL

RESUMEN.....i

CAPITULO 1

GENERALIDAES DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO Y PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

1.1 GENERALIDADES 1
1.1.1 DEFINICIONES IMPORTANTES..... 1
1.2 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO..... 11
1.2.1 CÁMARA DE CINTILACIÓN.....12
1.2.2 COLIMADORES Y DETECTORES.....17
1.2.3 CONVERSIÓN ELÉCTRICA.....21

CAPÍTULO 2

TRABAJOS DE PREINSTALACIÓN

2.1 DESCRIPCIÓN DE NORMAS.....34
2.1.1 NORMAS UTILIZADAS.....37
2.1.1.1. NEMA 37
2.1.1.2. DIN.....38
2.1.1.3. NCRP.....39
2.1.2 REGLAMENTO NACIONAL DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA.....41
2.2 TRABAJOS DE PREINSTALACIÓN.....43
2.2.1 CARGA DEL PISO EN EL CUARTO DE EXAMINACIÓN.....46
2.2.2 TRANSPORTE DE EQUIPO E INGESO AL CUARTO.....47
2.2.2.1 Transporte del Equipo.....48

2.2.2.2 Ingreso al Cuarto de Instalación.....50
2.2.3 UBICACIÓN DE LOS COMPONENTES.....53
2.2.4 ALTURA DE LA SALA.....55
2.2.5 ILUMINACIÓN DEL AMBIENTE.....55
2.2.6 SEGURIDAD DEL AMBIENTE.....56
2.2.7 AMBIENTES ADICIONALES.....57
2.3 DISEÑO DEL AMBIENTE.....59
2.3.1 AREA TIPO DE INSTALACIÓN.....60
2.3.2 ESTUDIO DEL AMBIENTE EXISTENTE.....61
2.3.3 DISEÑO DE LAS MODIFICACIONES DEL AMBIENTE.....62
2.3.4 UBICACIÓN DEL EQUIPO.....63
2.3.5 CANALIZACIONES ELECTRICAS.....64
2.3.6 ACOMETIDA ELECTRICA.....65
2.3.7 RUTAS DE ACCESO.....66
2.3.8 ANCLAJE AL PISO.....67
2.4 SEGURIDAD PARA LAS RADIACIONES.....70
2.4.1 UNIDADES.....72
2.4.1.1 Dosis de Energía (D).....72
2.4.1.2 Relación de Dosis de Energía ($D^{\cdot}$).....73
2.4.1.3 Dosis Iónica o Exposición (J).....73
2.4.1.4 Relación de Dosis Iónica (J*).....74
2.4.1.5 Cálculo de la Dosis de Energía.....74
2.4.1.6 Dosis Equivalente (H).....75
2.4.1.7 Tasa de Dosis Equivalente ($H^{\cdot}$).....75
2.4.2 RADIOACTIVIDAD ESTIMULADA.....78
2.4.3 DOSIS PERMISIBLES Y EFECTOS.....80
2.4.1.1. Dosis Permitidas para Personas.....81
2.4.4. CLASIFICACION DE AREAS DE TRABAJO.....86
2.4.5 ASIGNACIÓN DE ÁREAS (CRITERIOS DE SEGURIDAD).....87

CAPITULO 3

INSTALACIÓN MECANICA Y ELECTRICA

3.1 PROCEDIMIENTO DE NIVELACION DEL PISO.....93
3.1.1 CONDICIONES DE USO.....94
3.1.2 PRECAUCIONES.....94
3.1.3 PREPARACION DEL PISO.....95
3.1.4 DETERMINACION DE LA CANTIDAD DE EPOXICA.....95
3.2 INSTALACION DE LA PLATINA DE PISO.....97
3.3 ANCLAJE DEL GANTRY A LA PLATINA DE PISO.....99
3.3.1 INSTALACION DEL MOTOR DE ROTACIÓN.....101
3.4 INSTALACION DE LA MESA DE PACIENTE POSTERIOR.....102
3.4.1 INSTALACION DEL DISPOSITIVO DE EXTENSIÓN.....103
3.5 INSTALACION DE LA TORRE.....105
3.5.1 INSTALACION DE LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN.....106
3.5.2 INSTALACION DE LAPLATINA MEB.....107
3.5.3 INSTALACION DE LAS COMPUTADORAS ICON Y SNAC.....108
3.5.4 CONEXIÓN DEL CABLE DEL GANTRY Y LA MEB.....110
3.6 INSTALACION DEL PPM Y LOS CONTROLES MANUALES.....111
3.6.1 INSTALACION DEL BRAZO DE SOPORTE DEL PPM.....111
3.6.2 INSTALACION DEL PPM.....113
3.6.3 CONEXIÓN DE LOS CONTROLES MANUALES.....113
3.7 INSTALACION DEL DETECTOR Y CABLEADO DE LA MESA FRONTAL.....114
3.7.1 MOVIMIENTO DEL SISTEMA EN MODO MANUAL.....114
3.7.2 INSTALACION DEL DETECTOR.....116
3.7.3 CABLEADO DE LA MESA DE PACIENTE FRONTAL.....118
3.7.4 INSTALACION DEL SISTEMA DE ANCLAJE DE LA MESA.....119
3.8 INSTALACION DEL ARMAZON EN C DEL DETECTOR.....123
3.9 INSTALACION DEL CARRO PORTA COLIMADORES.....124
3.10 INSTALACION ELECTRICA.....127

CAPITULO 4

AJUSTE, CALIBRACIÓN Y PUESTA EN MARCHA

4.1 AJUSTES MECÁNICOS.....131
4.1.1 ENCENDIDO DE LA GAMACAMARA.....131
4.1.2 ENCENDIDO DEL DETECTOR.....132
4.1.3 ALINEACION DEL GANTRY.....133
4.1.4 ALINEACION DE LA MESA DE PACIENTE.....135
4.1.4.1 Alineación de la Mesa de Paciente Posterior.....135
4.1.4.2 Alineación de la Mesa de Paciente Frontal.....139
4.1.5 CALIBRACION DE LA ALTURA DE LA MESA FRONTAL.....146
4.2 CALIBRACIONES DE LOS EJES PRINCIPALES.....147
4.2.1 CALIBRACION DE LA ROTACIÓN.....148
4.2.2 CALIBRACION RADIAL.....150
4.2.3 CALIBRACION DEL MOVIMIENTO DEL GANTRY 150
4.2.4 CALIBRACION DEL MOVIMIENTO VERTICAL DE LA MESA.....151
4.2.5 CALIBRACION DEL MOVIMIENTO VERTICAL MESA FRONTAL.....151
4.2.6 CALIBRACION MOVIMIENTO ENTRADA SALIDA PHS.....152
4.3 CALIBRACION MOVIMIENTO INCLINACIÓN CAUDAL DEL DETECTOR.....153
4.4 CALIBRACION DEL ARMAZON EN C DEL DETECTOR.....154
4.5 GRABACION DE LA INFORMACIÓN DE LOS COLIMADORES.....154
4.6 INSTALACION DE LAS TAPAS DEL EQUIPO.....156
4.7 PUESTA EN MARCHA.....162
4.7.1 PREPARACION DE LA FUENTE PUNTUAL.....163
4.7.2 COMPROBACION DEL PICO DEL SISTEMA.....164
4.7.3 SINTONIZACION DE L A CAMARA.....165
4.7.4 VERIFICACION DE LAS CALIBRACIONES DE FLUJO INTRISNS.....167

CAPITULO 5

COCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES.....171
5.2 RECOMENDACIONES.....173

ANEXOS

BIBLIOGRAFIA

CAPITULO 1

CAPITULO 1

GENERALIDADES Y PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

Tratar de abarcar un tema tan extenso y profundo es una tarea complicada, sin embargo el objetivo de esta introducción es dar a conocer los principios básicos en los que se fundamenta la teoría de la medicina nuclear, conocer un poco más las aplicaciones médicas de ésta, y conocer el futuro de esta técnica de diagnóstico médico.

1.1 GENERALIDADES

Para poder comprender más fácilmente lo que es la medicina nuclear, es necesario manejar la terminología y conceptos preliminares que se detallan a continuación:

1.1.1 DEFINICIONES IMPORTANTES

Átomo: es la menor unidad en la que puede dividirse un elemento y todavía poder ser identificado químicamente como tal. El átomo tiene una masa central llamada núcleo consistente de protones y neutrones, la cual está cargada positivamente. Girando en órbitas alrededor del núcleo se encuentran los electrones que tienen una carga negativa. Debido a que la masa del electrón es insignificante comparada con la del protón y el neutrón, la masa del átomo se considera como la masa del núcleo.

En un átomo neutro el número total de electrones en órbita es igual al de las cargas positivas en el núcleo. Estos electrones deben llenar de acuerdo al número atómico (Z) del átomo las diferentes capas u órbitas. La primera capa (llamada K) puede contener máximo 2 electrones, la segunda (llamada L) un máximo de 8 electrones, la tercera (llamada M) 18, la cuarta (llamada N) 32, la quinta (llamada O) 32, la sexta (llamada P) 18, la séptima (llamada Q) 8. Esto según la teoría clásica de la estructura atómica.

Como el núcleo esta cargado positivamente y los electrones negativamente existe una fuerza de atracción del núcleo hacia los electrones llamada **fuerza de ligadura**, la cual es mayor cuanto más cerca estén del núcleo los electrones orbitales, según la ley de Coulmb.

Número Atómico (Z): Se refiere al número total de protones en el átomo y es característico de cada elemento.

Número de Masa Atómica (A): O número másico, representa el resultado de la suma del número atómico más el número de neutrones (N) que existen en el núcleo.

$$A = Z + N$$

Unidad de Masa Atómica (UMA): Se le da este nombre a una unidad de masa equivalente a 1/12 de la masa de un átomo de carbón-12.

$$1 \text{ UMA} = 1.66057 \times 10^{-27} \text{ Kg}$$

Isótopos: Un isótopo de un átomo es aquel que contiene el mismo número de protones, pero varía el número de neutrones del original, lo que implica que el número másico cambia. Un isótopo puede ser inestable o radiactivo.

Ión: El ión de un elemento es aquel que por cualquier tipo de fenómeno ha perdido la neutralidad eléctrica (han perdido o ganado electrones), es decir que tiene carga. Si la carga del ión es positiva o negativa, este se denominará Catión o Anión respectivamente.

Ionización: Es el proceso por el cual se extrae un electrón de un átomo o molécula, dejándola a esta con una carga eléctrica.

Decaimiento: O Radiactividad, es la transformación (o desintegración) espontánea de un núcleo energético inestable, en uno de menor energía, acompañado por la emisión de alta energía, fotones o partículas. Cuando se tiene

emisión de energía o fotones, se llama generalmente a esta transformación radiactividad, y cuando la transformación libera partículas, se la denomina decaimiento. El tiempo del decaimiento no puede ser predicho, y no puede ser alterado (ni retardado ni acelerado), gobernándose siempre este tiempo por leyes probabilísticas.

El número de decaimientos por unidad de tiempo se denomina *actividad.* La actividad se expresa en Bequerels (Bq). Un Bq es un decaimiento por segundo. Para el S.I., la unidad de medida del decaimiento es el Curie (Ci).

$$1\ Ci = 3.7 \times 10^{10}\ decay/s = 37\ GBq$$

La actividad está representada por "A"; siendo $A = N \times \lambda$. Donde:

N = Número de átomos presentes

λ = Constante de decaimiento (característica de cada elemento).

Constante de Decaimiento (λ): Es un factor de proporción que indica que parte del núcleo radiactivo existente decae por unidad de tiempo. Esta constante es específica para cada radionucleido. Mediante λ se puede determinar la actividad en cualquier tiempo mediante la siguiente relación:

$$A = A_o \times e^{-\lambda t}$$

Donde e es la base del logaritmo natural (e = 2,7183)

A_o es la actividad inicial de un núcleo radiactivo.

Nucleidos: Es una especie nuclear individual, únicamente caracterizada por un número atómico (Z) y un número másico (A).

Radionucleidos: Se los denomina con este nombre a todos los nucleidos inestables (radiactivos), generalmente estos son nucleidos con una relación desbalanceada entre los protones y los neutrones de su núcleo, en el que existe un exceso de energía. En este núcleo, existirán transformaciones por uno o más decaimientos hasta que este alcance una condición estable. Por ejemplo el Yodo 131, cuya nomenclatura es "^{131}I" es un radionucleido, el Yodo 127 (^{127}I) es un nucleido estable.

Vida Media: Es el tiempo requerido para que una sustancia radiactiva alcance la mitad de su valor inicial. Biológicamente se refiere al tiempo necesario para que el cuerpo o un órgano elimine la mitad de la materia original. Físicamente se refiere al decaimiento radiactivo de la mitad de los valores originales. La vida media de un isótopo está relacionada con el decaimiento constante. Esta es característica de cada radionucleido. Por ejemplo la vida media del Tc-99m es de 6 horas.
En la Figura 1.1.1.1 se representa el decaimiento del Tc-99m en función del tiempo.

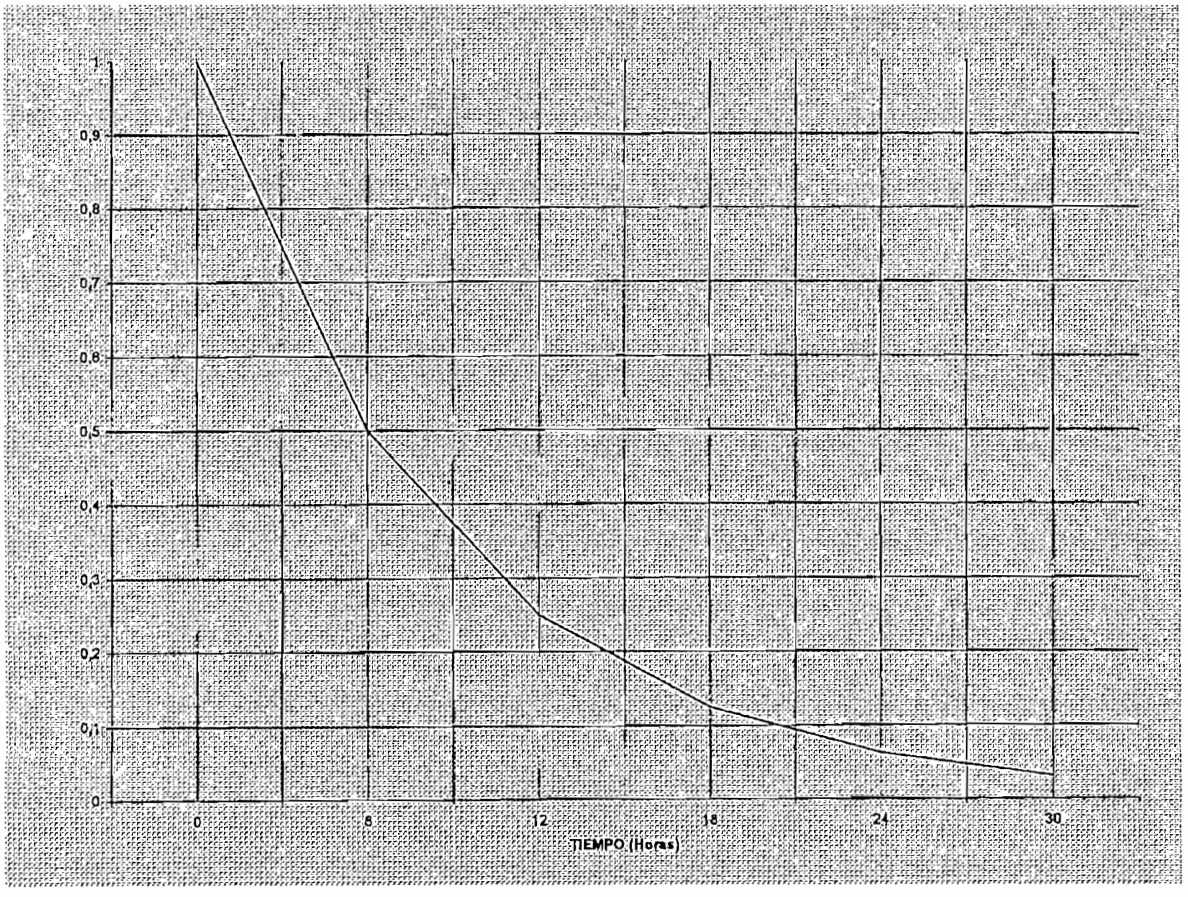


Figura 1.1.1.1 Decaimiento del TC-99m en Función del Tiempo

Radioisótopo: Es un miembro radiactivo de una familia de isótopos por ejemplo el Yodo-131, simbolizado por ^{131}I.

Radiofarmaceútico: Es un radionucleido o compuesto etiquetado con radiactividad, usado para propósitos diagnósticos o terapéuticos, antes que

farmacológicos. En el Anexo A se puede revisar los radiofarmaceúticos más utilizados en medicina nuclear.

Cuanto: Es la unidad o cantidad de energía indivisible discreta análoga al átomo en la teoría atómica de la materia. Se supone que los cuerpos radiantes emiten energía sólo en múltiplos exactos del cuanto, múltiplos a los que se denomina cuanta.

Isómeros: Cuando el tiempo entre cambios en el núcleo y la liberación de cuantos de rayos γ es mayor que 10 segundos, se dice que ese átomo es un isómero. El estado excitado de un isómero es llamado estado metastable, por ejemplo el Tecnecio 99m (^{99m}Tc).

Radiación: La radiación es un fenómeno por el cual la energía es trasportada por el espacio en forma de rayos. La energía puede presentarse como partículas (radiación corpuscular) o también como pequeños paquetes de ondas de energía electromagnética que se encuentran en movimiento. Estos paquetes de energía, se mueven desde su fuente en línea recta en una determinada dirección. La unidad de energía de radiación es el electrón-voltio eV.

Los tres más importantes tipos de radiación son: Radiación Alfa (α), Radiación Beta (β), Radiación gamma (γ). A las dos primeras se las conoce también como radiación corpuscular.

La radiación es el proceso por el cual la energía, en forma de rayos, es enviada a través del espacio. Se define a un rayo como un flujo de energía emitida por una fuente, para el cual un medio de transporte no es necesario; es decir, el rayo puede viajar a través del espacio libre (vacío).

La Radiación Corpuscular es la radiación formada por partículas materiales (con masa) cargadas positiva, negativamente o sin carga.

Radiación Alfa (α): Es la más pesada y más grande de las partículas de radiación y debido a su carga y a su peso es muy ionizante en su paso a través de la materia, y por ello pierde rápidamente su energía. Está compuesta de partículas cargadas positivamente, estando cada una compuesta de dos **neutrones** y dos **protones**, siendo su carga nuclear +2. Esta radiación es la menos penetrante de todas y basta para su absorción unos pocos centímetros de aire o un papel delgado. Conceptualmente la fuente de la inestabilidad de los elementos pesados es su tamaño; su núcleo es demasiado grande. Una vía para llegar a ser pequeños y estables es mediante la expulsión de partículas. Los átomos de elementos pesados, expulsan partículas en grupos que contienen 2 protones y 2 neutrones (es decir, en forma de núcleos de helio). Estos grupos son expulsados con una velocidad muy alta y son llamadas partículas alfa. Los átomos que expulsan estas partículas se dice que decaen por medio de emisión de radiación α. Los átomos que emiten radiación α cambian a un nuevo elemento debido al hecho de que su núcleo pierde dos protones; por ejemplo, cuando el uranio emite una partícula α, este se transforma en torio.

Radiación Beta (ß): La segunda manera de que un átomo pesado pase a ser más liviano y estable, es por medio de división en dos átomos más pequeños, en un proceso denominado fisión espontánea. Esta división puede ser natural o forzada por la adición de neutrones extras. La β es una partícula muy liviana que se desplaza a altas velocidades (cercana a la de la luz), se produce cuando después del proceso de fisión, los átomos que poseen exceso de neutrones tratan de corregir su inestabilidad. Así, si un neutrón libre es abandonado, este espontáneamente cambiará en un protón y en un electrón. No pasa a través de la materia en línea recta sino que es fácilmente desviada y dispersada. Puede ser absorbida por algunos pocos milímetros de aluminio o atravesar varios centímetros de aire antes de perder su energía. Cuando se produce este tipo de radiación corpuscular, el número atómico del elemento cambia, no así el número másico, que permanece constante. Este nuevo elemento llamado "producto hija" es también radiactivo, y también emitirá radiación β para tratar de ser más estable. Este proceso continuará hasta que una relación neutrón / protón estable sea alcanzada. Existen dos tipos de partículas β el electrón y el positrón, denominadas β^+ y β^-, los positrones son el

resultado de un protón convertido por un neutrón, son muy raros y son usualmente creados en laboratorios. Los positrones tienen una vida corta, en su interacción con los electrones, ambas partículas son aniquiladas. En esta aniquilación, la masa de ambas partículas es convertida en dos rayos γ de 511 KeV, los cuales abandonan la escena en direcciones opuestas 180°.

Un neutrón se transforma en un protón y libera un electrón y un rayo γ de la siguiente manera:

$$^{40}K_{19} \rightarrow {}^{40}Ca_{20} + \beta^{-} + \gamma$$

$$^{11}C_{6} \rightarrow {}^{11}B_{5} + \beta^{+} + \text{neutrino}$$

Radiación de Neutrones: Esta radiación es producida por interacción de partículas en aceleradores, por algunas fuentes radioactivas, o por procesos de fisión nuclear. Bajo determinadas condiciones los neutrones pueden ser comparados de manera similar a los rayos gamma, pero como regla general, tienen mayor poder de penetración. Cuando los neutrones son detenidos por un material son generalmente capturados por el núcleo, resultando de esto la emisión de rayos gamma y beta. Materiales con gran cantidad de Hidrógeno detienen más fácilmente a la radiación de neutrones, por ejemplo el agua, el polietileno, parafinas, etc. Esta es una radiación corpuscular de un tipo de partícula pesada, que se la cataloga dentro del grupo de los bariones (según la teoría de la mecánica cuántica), esta radiación no posee carga eléctrica, y su masa es igual a la del protón.

Radiación Electromagnética: Este tipo de radiación no posee masa en reposo y no tiene carga eléctrica, sin embargo tiene características de onda. Es una energía de perturbación que se propaga en el espacio libre en línea recta a la velocidad de la luz y puede ser visualizada como una onda o como paquetes de energía discretos llamados fotones.

Radiación Gamma (γ): Es una energía de onda sin partículas, de origen nuclear. Es altamente ionizante. Pueden viajar hasta 100 m y más en el aire sin perder sus características. Sobrepasan en sus efectos dañinos a los rayos X.

Radiación X (Rayos X): Difieren de los rayos Gamma en cuanto a su fuente de origen, ya que los rayos X son producidos eléctricamente por algún equipo generador, cuando son requeridos, y son generados desde los electrones orbitales. La radiación X es producida cuando la energía de interacción de electrones de alta velocidad choca con átomos de un material de elevado número atómico. Debe quedar claro que la radiación X es producida artificialmente. Los rayos X y los Gamma son físicamente imposibles de distinguir, siendo la única diferencia su origen, mientras los rayos X se producen artificialmente, los rayos Gamma son emitidos espontáneamente desde el núcleo de un átomo inestable.

En el Tabla 1.1.1.1 se muestra los diferentes tipos de radiación

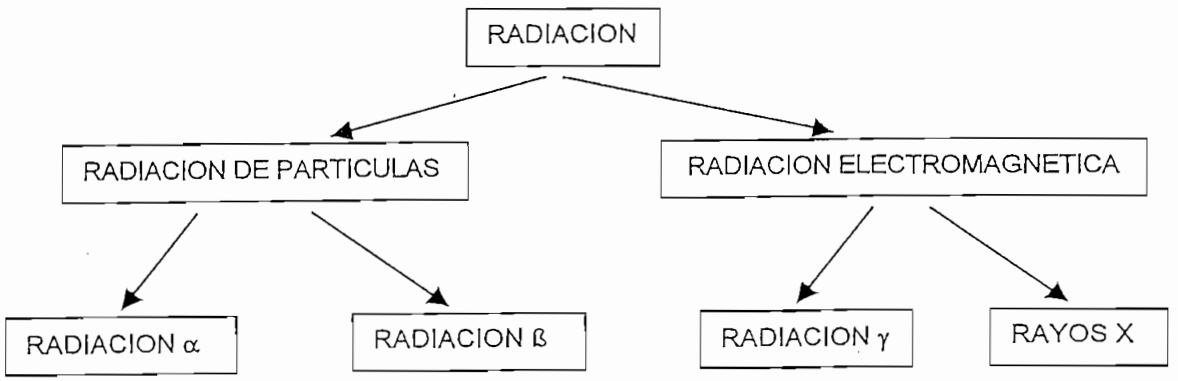


Tabla 1.1.1.1 Radiación Electromagnética y de Partículas

A continuación se muestra en la Tabla 1.1.1.2 el espectro de las ondas electromagnéticas, en la que se puede observar la ubicación de los diferentes tipos de radiación.

LONGITUD DE ONDA λ (cm)	FRECUENCIA (Hz)	ENERGÍA (Ev)	DESIGNACION	TECNICA USADA
10^{9}	3_x10^{1}			
10^{8}	3_x10^{2}			
10^{7}	3_x10^{3}			
10^{6}	3_x10^{4}		LF	
10^{5}	3_x10^{5}		MF - HF	TRANS. RADIO
10^{4}	3_x10^{6}		HF - VHF	TELEVISION
10^{3}	3_x10^{7}		VHF - UHF	
10^{2}	3_x10^{8}		UHF	
10^{1}	3_x10^{9}		MICROONDAS	RADAR
10^{0}	3_x10^{10}		MICROONDAS	
10^{-1}	3_x10^{11}	1.2 meV	MICROONDAS	
10^{-2}	3_x10^{12}		RADIACION	
10^{-3}	3_x10^{13}	0.12 eV	TERMICA	
10^{-4}	3_x10^{14}	1.2 eV	INFRAROJO	OPTICA
			LUZ VISIBLE	FOTOGRAFIA
			ULTRAVIOLETA	
10^{-5}	3_x10^{15}	12 eV		
10^{-6}	3_x10^{16}	120 eV		
10^{-7}	3_x10^{17}	1.2 KeV		
10^{-8}	3_x10^{18}	12 KeV	RADIACION X	DIAGNOSTICO
10^{-9}	3_x10^{19}	120 KeV	RAD X - RAD γ	TERAPIA
10^{-10}	3_x10^{20}	1.2 MeV	RAD X - RAD γ	
10^{-11}	3_x10^{21}	12 MeV	RAD X - RAD γ	
10^{-12}	3_x10^{22}	120 MeV	RAD X - RAD γ	
10^{-13}	3_x10^{23}	1.2 GeV	RAD γ	
10^{-14}	3_x10^{24}	12 GeV	RAD γ	
			RADIACION	
			COSMICA	

Tabla 1.1.1.2 Gama del Espectro de las Ondas Electromagnéticas

Las principales características de las radiaciones más comunes, indicadas anteriormente, se muestran en la Tabla 1.1.1.3

RADIACIÓN	MASA u.m.a.	CARGA	ENERGIA	ALCANCE AIRE	ALCANCE AGUA	ORIGEN
Alfa	4,00387	+2	3-8 Mev	2-8 cm	20-40 um	núcleos pesados
Beta (-)	5,4850*10	-1	0-5 Mev	0-10 m	0-1 mm	núcleos con alta relación n/p
Neutrones	1,008986	0	0-10 MeV	0-100 m	0-1 mm	reacciones nucleares (fisión de uranio)
Rayos X	0	0	1eV-100KeV	1mm-10m	1 um-1 cm	transiciones entre electrones orbitales
R. Gamma	0	0	10KeV-10MeV	1cm-100m	1mm-10cm	transiciones nucleare

Tabla 1.1.1.3 Características de las Radiaciones Más Comunes

Es también de interés conocer la profundidad de penetración de los varios tipos de radiación.

La profundidad de penetración de la radiación depende de:

a) **Energía de la radiación.**

b) **Tipo de radiación.**

c) **Tipo de material irradiado.**

La Figura 1.1.1.2 muestra la penetración en tejido humano de los tres tipos de radiación más comunes cuando se aplica una energía de 1 MeV para los tres casos.

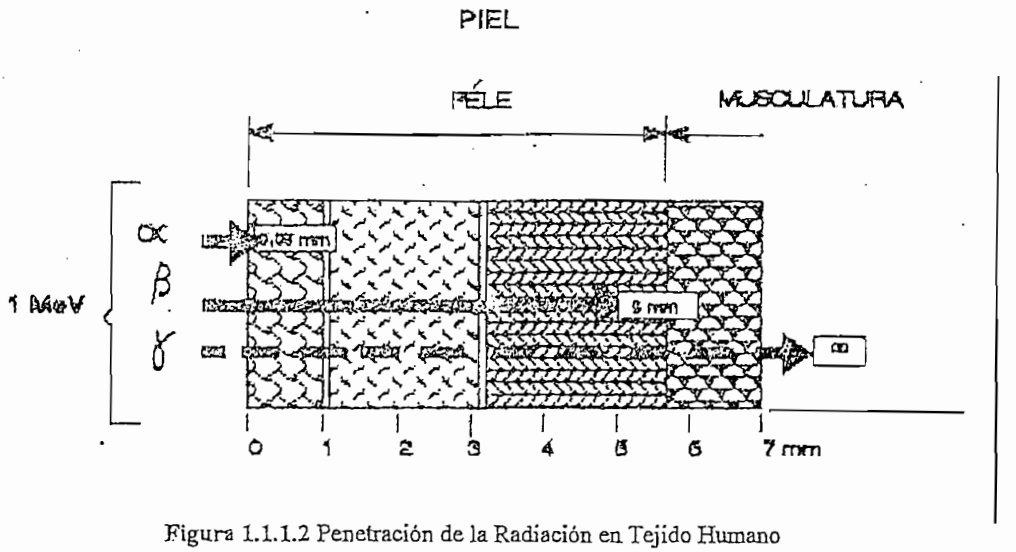


Figura 1.1.1.2 Penetración de la Radiación en Tejido Humano

1.2 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE UN EQUIPO DE MEDICINA NUCLEAR (GAMACAMARA)

La imagen nuclear, que es la imagen que se obtiene en un equipo de medicina nuclear o comúnmente llamada gamacámara, es la producción e interpretación de representaciones gráficas de muestras de rayos gamma (γ) resultantes de la transmutación espontánea de isótopos radiactivos. Esta es una técnica diagnóstica por medio de la cual la estructura interna del órgano bajo estudio puede por medio de ella ser deducida. Esto se lleva a cabo por medio del estudio de muestras de rayos gamma resultantes esencialmente de dos efectos. El primero es la distribución y concentración de la fuente de rayos gamma, y el segundo es la modificación de los rayos gamma de acuerdo a la densidad del material a través de los cuales pasan.

Hay muchos dispositivos capaces de detectar y medir la intensidad de los rayos gamma, sin embargo la detección de muestras de rayos gamma y su conversión a una imagen visual es realizada por medio de una cámara de cintilación.

El método mas comúnmente usado en medicina nuclear, es convertir al paciente en una fuente de rayos gamma. Esto se logra por medio de la inyección de

isótopos radioactivos en una solución acuosa dentro del paciente. Esto resulta en una combinación particular de ventajas diagnósticas, las cuales son únicamente peculiares para la imagen nuclear, porque las características físicas y químicas de los isótopos radiactivos en soluciones son similares a las características de los no radiactivos del mismo elemento. La fuente de rayos gamma es por eso viable para participar en la física y aspectos químicos de los procesos metabólicos del sujeto, y la ubicación y concentración de esta fuente distribuida puede ser visualizada en términos de movimientos a través de los sistemas circulatorios, y cómo estas soluciones son captadas por órganos específicos.

Debido a la capacidad que tienen las células cancerígenas de captar o concentrar en ellas el material radiactivo, resulta práctico inyectar soluciones radiactivas, generalmente de tecnecio, para visualizar finalmente concentraciones sospechosas del material a lo largo de un órgano (por ejemplo en el sistema óseo es muy notorio, células cancerígenas descubiertas por acumulación de ^{99m}Tc. En el anexo D se puede observar un resultado típico de un examen de medicina nuclear de cuerpo entero).

De la misma forma, existen órganos específicos que reaccionan de diferente forma, dependiendo del material radiactivo utilizado, es así que parea estudios de la glándula tiroides, se utilizan radioisótopos del Yodo, para efectuar estudios funcionales del corazón se utiliza galio radiactivo, para nombrar a los estudios más comunes. El modo de ingestión del material radiactivo, así como el lugar de la introducción en el organismo, determinarán el órgano a ser analizado, por consiguiente no se obtendrán los mismos resultados cuando se inyecte material radiactivo, que cuando este sea ingerido en una solución.

1.2.1 CÁMARA DE CINTILACIÓN

Este tipo de cámaras están diseñadas para producir una imagen correspondiente a una muestra de rayos gamma, por lo tanto esta debe incluir un detector sensible a estos rayos. La imagen que va a ser producida, es una representación planar, que posee variaciones de intensidad de un punto a otro en el plano. Cada punto

de imagen puede ser caracterizado por tres parámetros independientes: Uno para la intensidad, que se denomina "z", y dos para la ubicación, llamados "x" y "y". Por eso la imagen integral debe ser considerada como una colección de este juego de tres parámetros. La misión de la cámara es crear una correspondencia biunívoca (o mapeado) entre el juego de los tres parámetros, los cuales conforman el modelo de rayos gamma impregnados en este detector, y ellos dan como resultado una imagen. Por esta razón el detector de la cámara tiene una forma plana, cada punto del cual tiene una ubicación y una susceptibilidad a los rayos gamma de diferente intensidad.

La cámara no crea información de imagen por medio de cualquier proceso de scan eléctrico o mecánico. La superficie sensitiva total de este detector esta continuamente activa y detecta rayos γ cada vez y dondequiera (sobre la superficie) que ellos deban ocurrir.

Excepto por los transductores, ubicados al frente, la cámara es principalmente un dispositivo electrónico. En la Figura 1.2.1.1 se puede observar el diseño de una cámara típica. En ésta el elemento principal se lo muestra nombrado como cabezal, el cual contiene el detector y la circuiteria de procesamiento de la información. La más importante señal de salida del cabezal es la información de imagen, la cual tiene forma de señales "x", "y", y "z", las cuales definen los puntos de la imagen. Ciertos parámetros operacionales de la circuiteria dentro del cabezal, deben ser definidos por el operador del equipo, por lo que se requiere una consola de control, que se la muestra en la Figura 1.2.1.1. Cada sistema necesita un medio que permita mostrar la imagen producida. Una pantalla denominada CRT (tubo de rayos catódicos), es la más comúnmente usada. El CRT es controlado por las tres salidas de información de la imagen que entrega el cabezal. Las señales de posición "x" y "y", son apropiadamente amplificadas, procesadas, modificadas temporalmente, para que puedan manejar respectivamente las placas de deflexión horizontal y vertical del CRT. La señal "z", es aplicada al control de la grilla del CRT, después de que haya sido modificada en tiempo y amplitud, determinando esta señal z la intensidad de la pantalla. De

esta manera, cada juego de tres valores (x, y, z) determina un sólo punto en cualquier lugar de la pantalla del CRT.

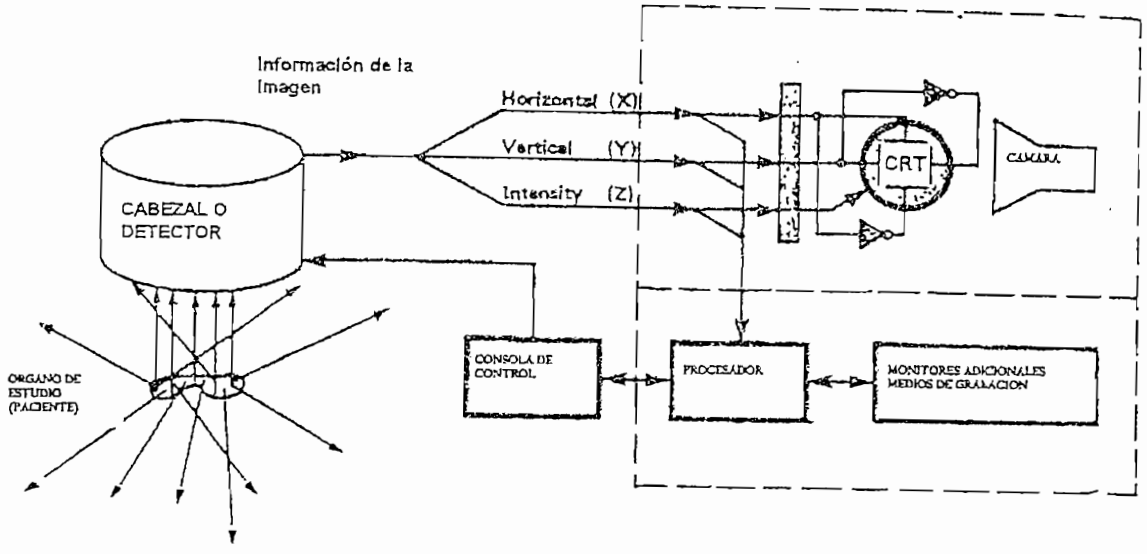


Figura 1.2.1.1 Diseño de una Gamacámara Típica

Una imagen completa consta de varios puntos (o dots), que se generan por el cambio de las señales x, y, z en el tiempo.

Debido a que estos puntos cambian en el tiempo, la mejor manera de poder registrar estas imágenes es por medio de una cámara fotográfica, ubicada frente a la pantalla del CRT, y dejar expuesta la película por un determinado período de tiempo. Cada punto individual, que aparece en la pantalla del CRT, tiene una duración e intensidad relativamente uniformes, solo las ubicaciones sucesivas de los puntos, son diferentes. Sin embargo, la aparición de puntos sucesivos debe ser más común en algunas regiones de la imagen plana que en otras.

La generación de una imagen por medio del efecto de integración (descrito anteriormente) involucra el uso de un ordinario CRT y una cámara fotográfica; sin embargo otros procesos de registro, como monitores electrónicos modernos, o monitores de persistencia, pueden ser usados con mejores resultados. De igual

forma en los sistemas modernos, computadoras cada vez más integradas y rápidas, permiten la formación de imágenes más definidas, confiables y seguras para determinar diagnósticos médicos veraces.

Para ilustrar el mecanismo de formación de puntos, la Figura 1.2.1.2 muestra una secuencia arbitraria de tres puntos aleatorios como formas de onda, los cuales producen posteriormente ubicaciones en la pantalla del CRT. Estos tres puntos denominados como A, B y C, son el resultado de tres rayos gamma específicos pero aleatorios los cuales previamente golpearon el detector de la cámara en las mismas ubicaciones correspondientes a como ellos aparecieron en la pantalla del CRT. Estos tres eventos específicos han sido electrónicamente procesados por la cámara para producir las señales x, y, z.

Después del procesamiento, los anchos de los pulsos x e y para cada uno de los tres pulsos, tienen una duración común "D", pero el ancho del pulso z es acortado, para evitar que se muestren puntos durante el movimiento del haz del CRT; además, todos los pulsos z tienen una amplitud común I. Esto refuerza el hecho de que la variación de la imagen integrada final solo depende del número de puntos que aparecen en cualquier sector del CRT durante el periodo de exposición.

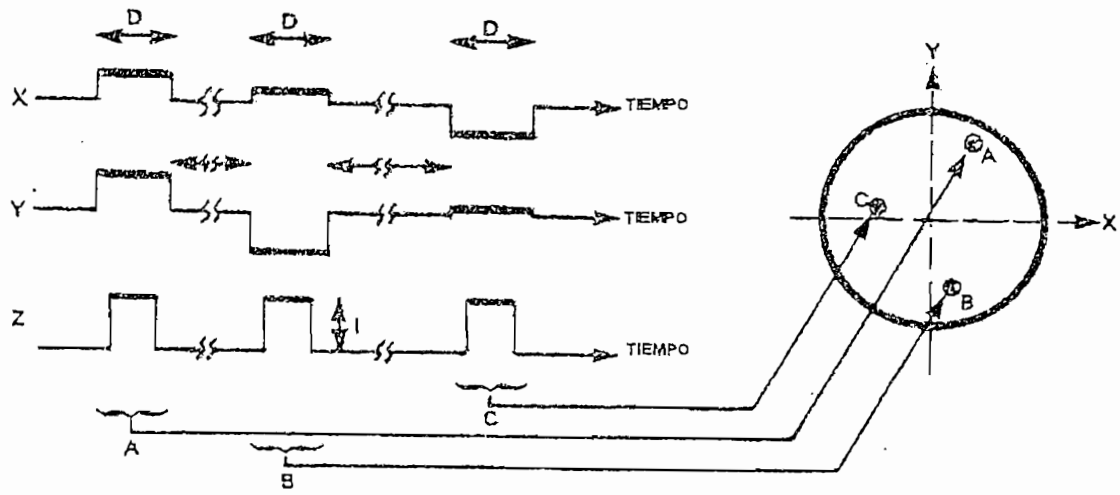


Figura 1.2.1.2 Formación de Puntos o Dots

El intervalo entre grupos de pulsos sucesivos es desconocido y aleatorio, porque este depende del tiempo de llegada del rayo gamma individual.

Ahora se puede dibujar una correspondencia entre las ubicaciones de los tres puntos y el grupo de pulsos que los producen; en el grupo de pulsos responsable por el punto A, las señales x, y tienen aproximadamente una amplitud positiva igual, para el punto B, el pulso "x" es ligeramente positivo, y el pulso "y" es negativo; y para el punto C el pulso "x" es moderadamente negativo mientras que el pulso "y" es escasamente positivo.

Parte integrante de la cámara de cintilación, es el bloque mostrado como procesador, el mismo que representa un sistema que es capaz de digitalizar las señales "x", "y", "z". Estas señales pueden entonces ser integradas dentro de imágenes digitales, las cuales pueden ser ahora manipuladas, almacenadas y mostradas, por medio de una amplia variedad de formas, tales como discos, cintas, cámaras fotográficas, monitores a color, soportan técnicas de mejoramiento de imagen, presentación de imágenes secuenciales en sistemas modernos, reconstrucciones tridimensionales, diagnósticos funcionales y patalógicos, entre otros muchos post procesamientos.

1.2.2 COLIMADORES Y DETECTORES

La selección y detección de los fotones de rayos γ, los cuales contribuyen a la formación de la imagen, es completado por la acción de dos componentes pasivos, los cuales trabajan juntos. El componente que selecciona el fotón de rayos γ que va a ser usado se denomina colimador, y es el primer elemento con el que los rayos γ interactuarán. El dispositivo que detecta a los rayos γ, se denomina Cristal y es generalmente construido a base de sales cristalinas de sodio yodado. La relación y ubicación física de estos dos componentes se la puede observar en la Figura 1.2.2.1. El cristal es una parte permanente de la cámara, no así el colimador, que puede ser removido y reemplazado por otros colimadores que tengan diferentes características entre sí, las cuales están relacionadas directamente con el tipo de radioisótopo empleado.

El cristal es una sola pieza de material sólido homogéneo y trasparente, cuyo espesor varía entre media y 3/4 de pulgada, dependiendo de la tecnología empleada en su construcción, y de la utilización del mismo. El espesor del cristal es un compromiso entre resolución de imagen y eficiencia de detección. A menor espesor el cristal será más eficiente, pero de poca resolución.

Como se puede ver en la Figura 1.2.2.1, el colimador es plano, y tiene una gran cantidad de pequeños huecos perpendiculares a la superficie del cristal, este diseño sirve para que sólo las trayectorias de los fotones de rayos γ que sean paralelas a los huecos del colimador puedan pasar a través de él, y los otros sean absorbidos por las paredes plomadas de los hoyos del colimador. Esto garantiza que la radiación secundaria o "scatter" sea eliminada en un gran porcentaje y solo la radiación útil realmente sea usada para la generación de la imagen. La razón por la que un colimador es necesario en la obtención de imágenes gamagráficas, es que los fotones de rayos γ son extremadamente energéticos y no pueden ser enfocados o reflejados como otros fotones comunes.

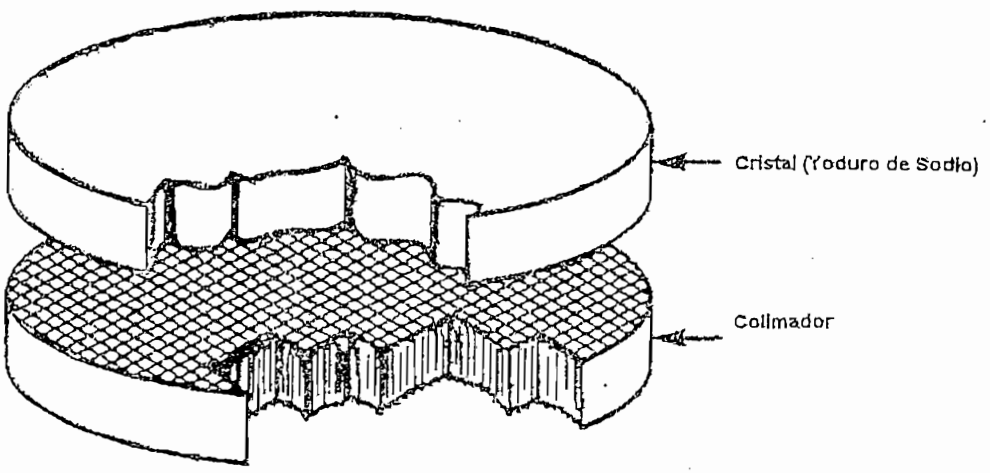


Figura 1.2.2.1 Ubicación del Cristal y el Colimador

En la Figura 1.2.2.2 se muestra el efecto de los huecos paralelos a las trayectorias de los fotones de rayos γ. Se puede apreciar que son solo ellos los que alcanzan la superficie del cristal. Esta es pues la función principal de los colimadores. Los otros fotones, o son bloqueados por las paredes del colimador o salen fuera de su campo de acción.

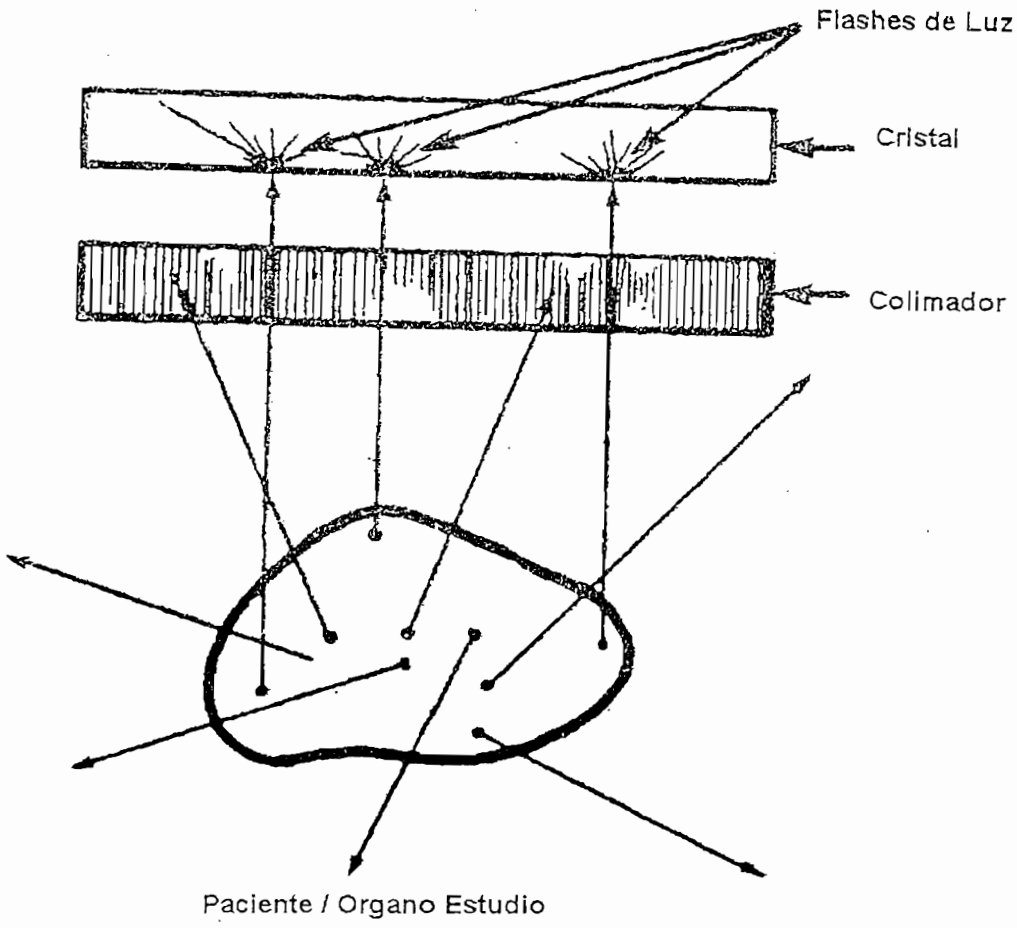


Figura 1.2.2.2 Efecto del Uso del Colimador

Como se puede observar en la Figura 1.2.2.2, un flash de luz es generado entre el cristal y el punto de impacto de cada fotón de rayos γ. De este modo la muestra resultante de los flashes de luz coincide con la muestra de rayos γ que golpean la superficie del cristal.

Por medio de este proceso, una imagen del órgano o cuerpo estudiado podría ser apreciada por medio de una simple observación en la superficie superior del cristal. Desafortunadamente cada flash de luz es extremadamente débil y tiene una muy corta duración, por ello es necesario incrementar otros componentes a la cámara de cintilación, para que la imagen final pueda ser apreciada por el ojo humano. Estos componentes adicionales tienen el efecto de detectar los flashes de luz y transformarlos en señales eléctricas, y de esta manera pueden ser

manipuladas, amplificadas, filtradas y finalmente transformadas en imágenes de alta definición y resolución.

Hay muchas maneras en las cuales los fotones de alta energía pueden ser detectados, estos incluyen cámaras de ionización, filmes fotográficos, detectores de estado sólido, materiales fluorescentes, entre otros. En todos ellos la energía del fotón es transformada a otro tipo de energía la cual puede incluir el desprendimiento de partículas subatómicas, la producción de fotones de baja energía, y absorción de calor. El cristal de Talio sobrecargado de yoduro de sodio, de los detectores de la cámara de cintilación comunes son de materiales fluorescentes. Este material fluorescente tiene la propiedad que cuando un fotón de alta energía lo golpea, un importante proceso físico de intercambio de energía es producido de modo que son generados un gran número de fotones de baja energía y luz visible. Este resultado tiene dos ventajas las cuales son explotadas por otros componentes de la cámara de cintilación: existe muchos más fotones con los cuales se puede trabajar y esos fotones se encuentran en una porción del espectro magnético para el cual existen técnicas más fáciles de detección.

Considerando el fenómeno físico de intercambio de fotón a energía es necesario tomar en cuenta el número de fotones involucrados. Normalmente, cuando se mide cuantitativamente cada parámetro como magnitud de corriente eléctrica o la intensidad del haz de luz es necesario pensar que cada parámetro tiene un valor instantáneo. El concepto de valor instantáneo en este caso debe ser una integración de eventos en un período de tiempo. El tiempo necesario para acumular una suficiente cantidad de fotones de rayos γ para construir una típica imagen es de varios minutos. Otro dato importante a considerar es que estadísticamente se ha podido comprobar que si la conversión de un fotón de rayos γ, en el cristal, fuera 100% eficiente, este generaría aproximadamente 100.000 fotones de luz visible. Sin embargo, solo el 10% de la energía del fotón de alta energía es aprovechada para generar fotones luminosos, y de estos solo el 50% son aprovechados y convertidos en señales eléctricas, ya que los demás son reflejados y absorbidos por el propio cristal, antes de que ellos puedan

alcanzar los transductores eléctricos. El resultado final es que sólo cientos de fotones de luz visible son producidos por cada fotón de rayos γ.

1.2.3 CONVERSIÓN ELÉCTRICA

Los flashes de luz producidos en el cristal del detector son convertidos en señales eléctricas por medio de un número de tubos fotomultiplicadores (PMTs), estos son tubos cilíndricos a los que se les ha practicado el vacío interno, poseen una superficie fotosensible ubicada en el extremo inferior de los mismos. Esta superficie convierte a los fotones de luz incidentes en ella, en electrones que son acelerados hacia el otro extremo del tubo por medio de campos eléctricos de alto voltaje. La cantidad de electrones convertidos por la superficie foto sensible es muy baja; sin embargo, debido a las propiedades del tubo este número es incrementado, conforme viajan del un extremo del PMT al otro. A lo largo de cada PMT existe internamente un número determinado de placas metálicas, las cuales mantienen una diferencia de potencial muy grande (alto voltaje) con respecto a la anterior. En esta estructura, los electrones emitidos por la superficie fotosensible son acelerados y chocan con la primera placa, ocasionando que se liberen electrones secundarios (la energía cinética de los electrones incidentes arranca a estos electrones secundarios). Los electrones secundarios son acelerados entonces hacia la próxima placa donde un efecto similar es producido. Luego de pasar a través de 8 o 9 placas, esta corriente incrementada de electrones se presenta como un pulso de corriente en la salida final del tubo. El factor de multiplicación o ganancia del PMT, logra entonces que el pulso de corriente de salida esté conformado por varios millones de electrones por cada fotón de luz visible que originalmente golpeo la superficie fotosensible del tubo. El pulso de corriente producido tiene la suficiente amplitud para un posterior procesamiento por un circuito electrónico convencional.

Teóricamente, si existe un flujo suficiente de fotones de luz visible sólo serían necesarios pocos PMTs para determinar la ubicación de cualquier flash luminoso producido en el cristal. Desafortunadamente el número de fotones de luz visible por haz de luz es demasiado pequeño, de modo que es imperativo tener el mayor

número posible de fototubos; además, considerando que el diámetro de cada fototubo (2 pulgadas) es considerablemente menor que las dimensiones de la superficie del cristal, se puede cubrir la superficie total del cristal con muchos PMTs. Para detectores circulares lo que más se usa son arreglos hexagonales de PMTs tal como se muestra en la Figura 1.2.3.1. Para detectores rectangulares arreglos especiales de 59 fototubos distribuidos matricialmente son los más comúnmente usados.

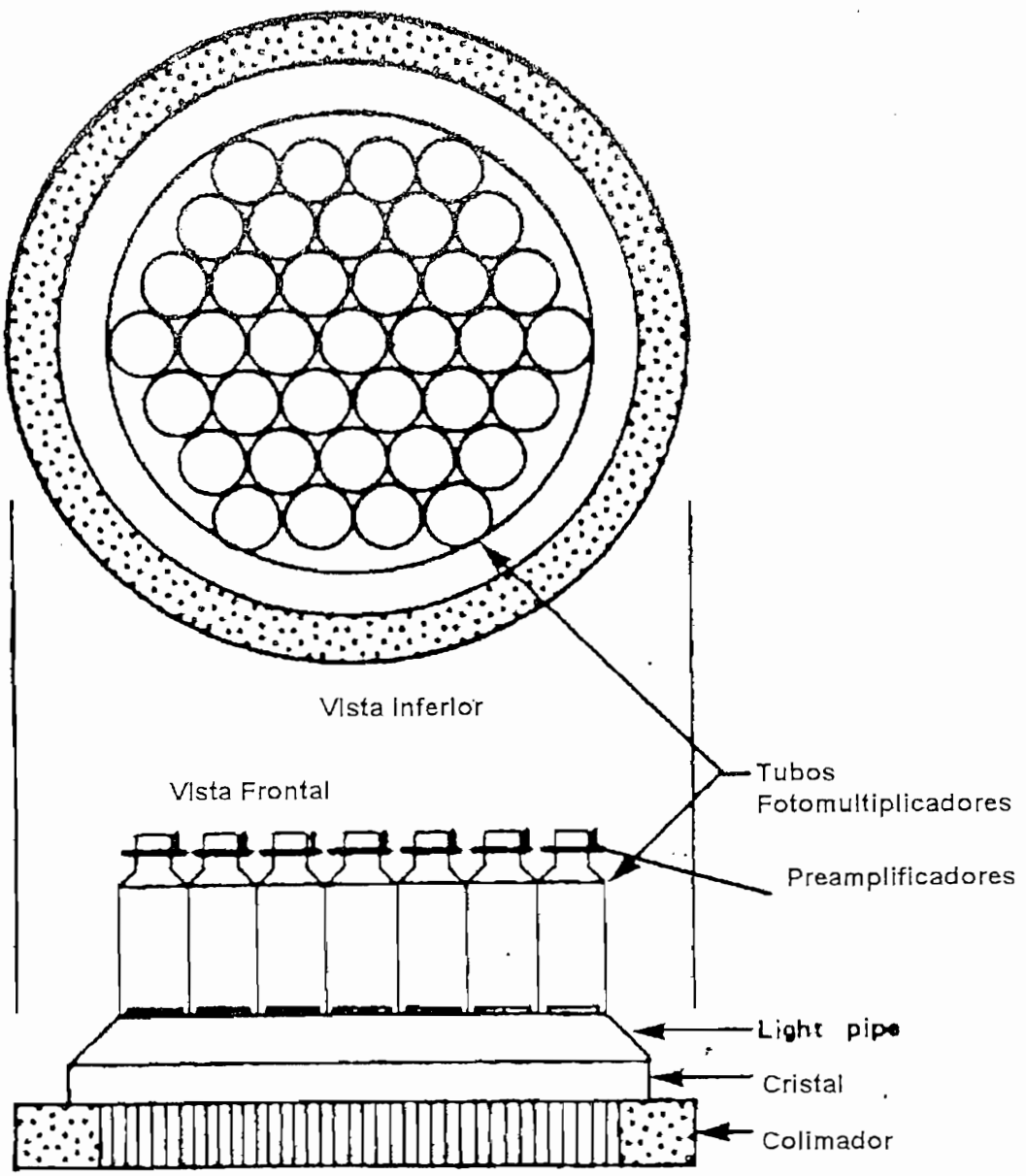


Figura 1.2.3.1 Arreglo Común de PMTs

En estos tipos de arreglos, los PMT cilíndricos son acomodados juntos con sus ejes paralelos uno con otro y perpendiculares a la superficie del cristal. Las superficies fotosensibles de los tubos están todas lo más cerca posible del cristal, de esta manera hay un acoplamiento óptico por medio de una delgada capa de material transparente que sirve como un tubo de luz por medio de reflexión, refracción y dispersión, la geometría de este tubo de luz provee un efecto parejo.

Los arreglos más comúnmente usados para los detectores circulares son de 37 o 75 PMT. En la Figura 1.2.3.1 se muestra una versión simple de 37 fototubos distribuidos hexagonalmente. En los detectores más modernos, que son rectangulares, arreglos de 59 PMTs son combinados con tecnologías más avanzadas para obtener la mejor calidad de imagen posible.

Cada fototubo individual está provisto con un preamplificador separado ubicado en una pequeña tarjeta de circuito impreso justo al extremo del fototubo. Esta tarjeta está colocada alrededor del cuello del tubo en la parte superior cercana a la salida, para que el pulso de salida del tubo este lo más aislado posible del ruido eléctrico. El preamplificador amplifica el pulso de corriente de cada PMT y provee una salida de baja impedancia para controlar la circuiteria que va a continuación.

La ganancia individual de los preamplificadores puede ser cambiada o ajustada. Si la ganancia de los preamplificadores no es uniforme, la imagen final será distorsionada con respecto a la imagen real. Para ello es necesario elaborar periódicamente un procedimiento de recalibración de los componentes del arreglo de PMTs, este procedimiento se denomina sintonización o "tuning". En las cámaras más modernas, este procedimiento es completamente realizado por el computador principal, y el operador solo tiene que analizar los resultados, para poder concluir que el ajuste fue terminado correctamente.

Cuando un flash de luz genera un pulso de corriente a la salida del PMT, el objetivo es crear alguna clase de indicación de la ubicación del flash de luz, el cual puede ocurrir en cualquier punto arbitrario a lo largo de una fila de PMT. Esta indicación o señal, es un voltaje, el cual es proporcional a la distancia a lo largo

del eje "x". Para definir la distancia a lo largo de este eje se divide arbitrariamente en unidades de longitud, tal y como se muestra en la Figura 1.2.3.2; entonces, para identificar un PMT individual en la fila, se les asigna números en concordancia con las marcas en el eje "x".

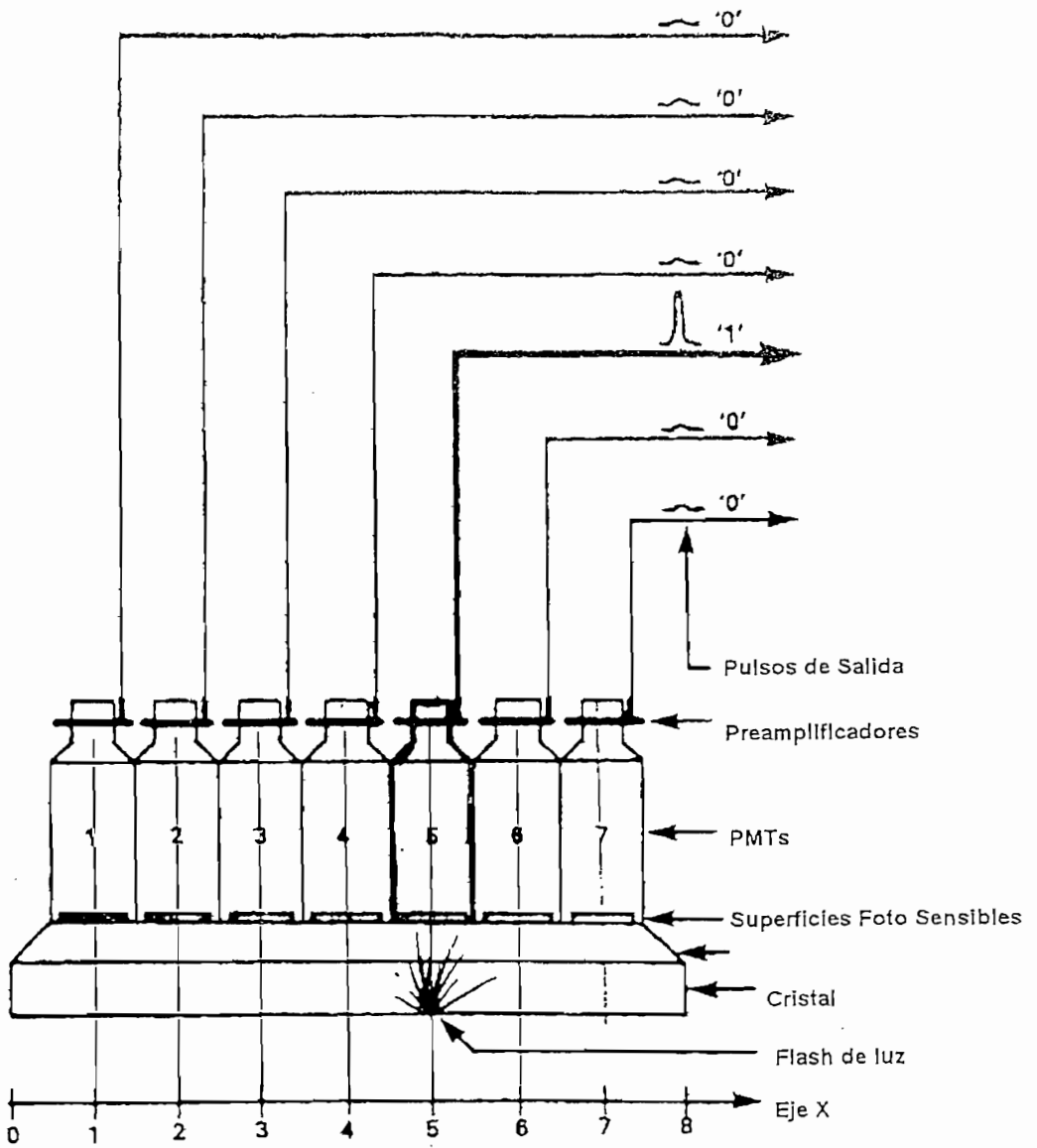


Figura 1.2.3.2 Arreglo de las Salidas de los Preamplificadores

Ahora, como se muestra en la Figura 1.2.3.2, un flash de luz ocurre en cualquier ubicación arbitraria a lo largo de la fila de PMTs. Para facilitar la explicación, se asumirá que todos los flashes de luz tendrán la misma intensidad y que cada flash

de luz es tan débil que solo puede ser visto por el PMT más cercano a él. Bajo estas circunstancias, se puede observar que sólo existe una señal de salida del preamplificador correspondiente al PMT que pudo ver el flash de luz.

La salida de los preamplificadores de cada PMT están conectadas a una circuiteria denominada como "seudo amplificadores" cada uno de los cuales es manejado o controlado por un respectivo PMT. La salida de estos seudo amplificadores es ingresada a un circuito sumador, la salida del cual produce una señal única que representa la suma de todos los pulsos de corriente de los preamplificadores. Estos dos circuitos adicionales se los puede observar en la Figura 1.2.3.3.

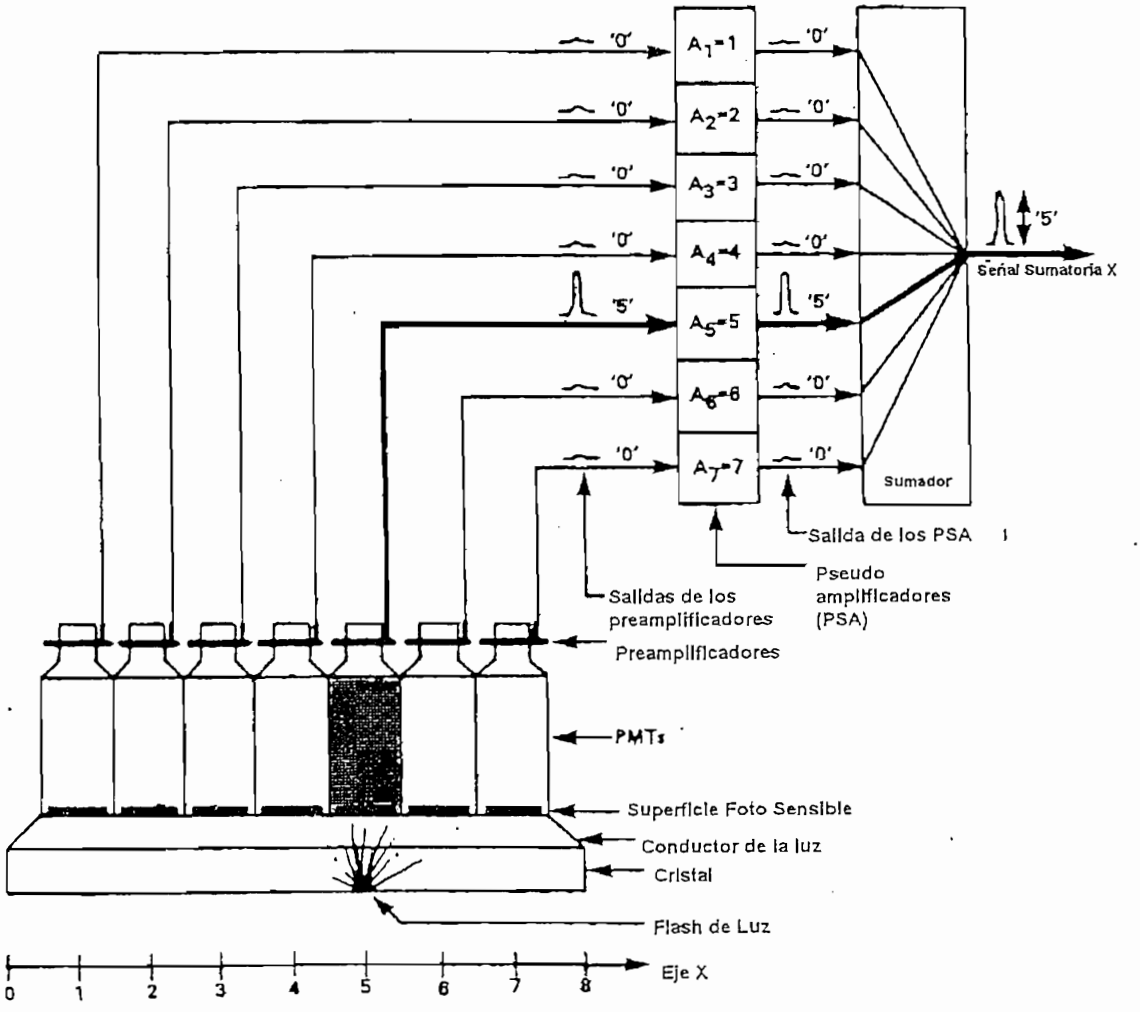


Figura 1.2.3.3 Circuito Medidor de Distancia

En esta figura se puede ver que las ganancias "A" de los seudo amplificadores no son iguales, por lo que ellas tienen que ser ajustadas de tal modo que las ganancias de los seudo amplificadores vecinos difieran por una constante, justo como la distancia entre sus correspondientes PMTs colindantes difieren por la constante. El efecto de esto es que la salida de los PMTs adicionales desde el origen del eje "X" son amplificados a pesar de que las salidas de los PMTs estén cercanas a los orígenes. El resultado neto es que el tamaño del pulso de salida del sumador es proporcional a la distancia entre el origen del eje "X" y el flash de luz.

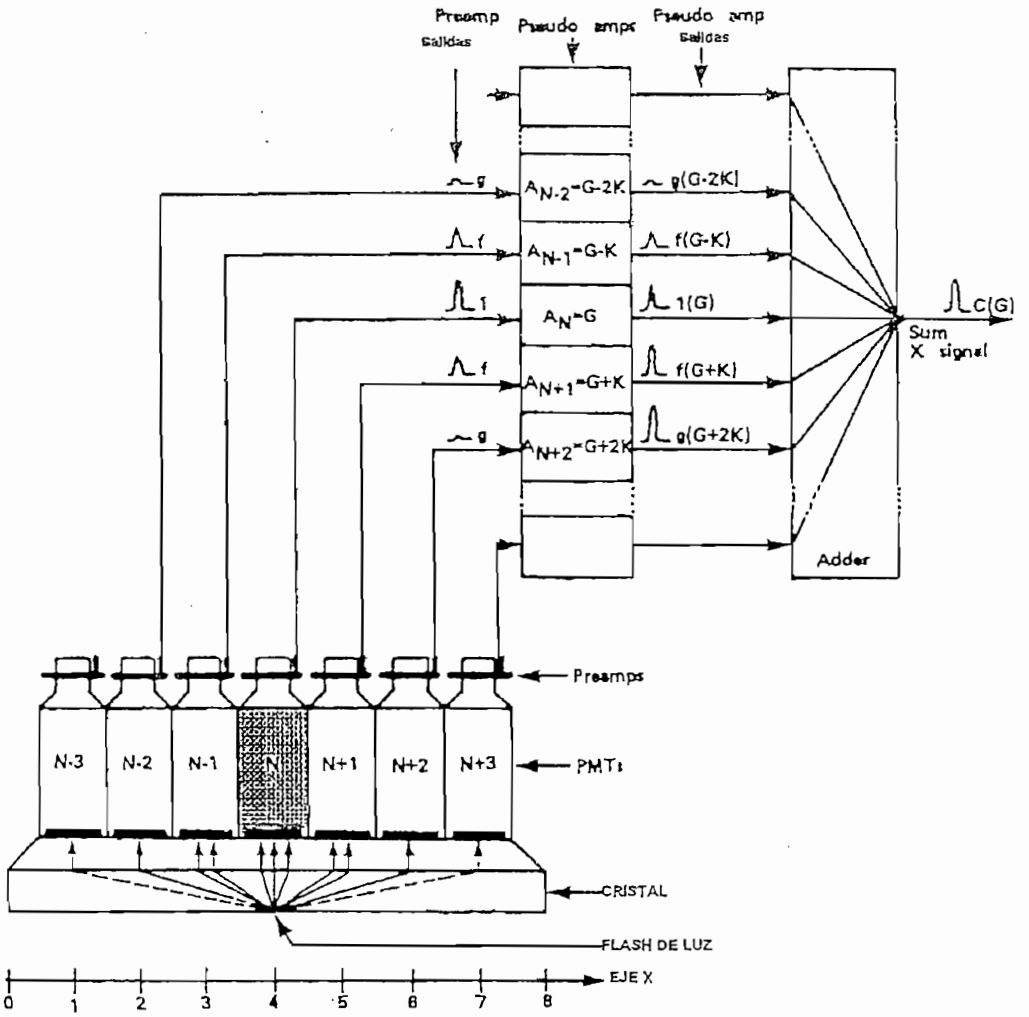
Hay que considerar sin embargo que si la ganancia de uno de los seudo amplificadores está ligeramente desajustada, la salida del sumador indicará una ubicación correspondiente incorrecta para el flash de luz. Este efecto llega a ser más desfavorable cuando la distancia entre el flash de luz y el origen del eje"X" es mayor por que el correspondiente seudo amplificador tiene una mayor ganancia. Para evitar estos problemas es necesario tener en cuenta varios aspectos: un cuidado meticuloso en el diseño y construcción de la circuiteria, proveer de un sistema de corrección automática de ganancia, controlada por un computador, o disponer de aislamientos especiales para atenuar en mejor medida el ruido de entrada a los preamplificadores.

Cuando un flash de luz se genera, su energía es dispersada uniformemente en todas las direcciones. Si la luz es confinada al plano del cristal, se debería esperar que su intensidad decaiga en forma inversamente proporcional a la distancia de la fuente. Sin embargo, la función de dispersión exacta es independiente de la dirección, lo cual ocurre en un medio homogéneo líquido del cristal.

En cuanto a los seudo amplificadores; arbitrariamente se asigna un valor de "G" al seudo amplificador particular asociado con el tubo número "N". Cabe recordar que aunque la ganancia actual de "G" es arbitraria, esta debe ser correspondiente a la distancia a lo largo del eje "X". Esto indica que el valor de amplificación de todos los seudo amplificadores deberían diferir de sus vecinos por medio de una constante; a esta constante se le denomina "K". Ahora es

posible asignar ganancias a todos los otros seudo amplificadores, relativas a G. Esos valores están indicados en la Figura 1.2.3.4.

A continuación se puede considerar entonces que la salida de cada uno de los seudo amplificadores es simplemente el producto de su ganancia por su valor de entrada. Esto también es mostrado en la Figura 1.2.3.4.



ECUACION #:

1) SUM = ... + g(G−2K)+f(G−K) + G+ f(G+ K) + f(G+2K)

2) = ... + gG−2Kg + fG−fK + G + fG + fK + gG + 2Kg + ...

Cancelación de términos

3) = ... +gG +fG + G + fG + gG + ...

4) = ... + +2G (g+f) + G ...

5) [2(g + f + ...) + 1] G

6) = CG = (Intensidad) * (Distancia) = SEÑAL "X"

Figura 1.2.3.4 Salidas de los Seudo Amplificadores Para Varios PMTs

La salida del sumador puede ahora ser obtenida por sumas de las entradas como se muestra en la Ecuación 1 de la Figura 1.2.3.4. El punto (o dot) en la ecuación implica que hay términos simétricamente perdidos que corresponden a PMTs no incluidos en el ejemplo. El resultado de expandir la Ecuación 1 es la Ecuación 2 en la cual se encuentra que hay pares de términos que se cancelan por otros. Cuando son cancelados, el resultado es la Ecuación 3, en la cual se encuentra que cada uno de los términos reemplazados contiene un factor común "G". En la Ecuación 4 "G" es eliminado, y en la Ecuación 5 se pierden los términos simétricos y son llevados dentro del resultado en paréntesis. El resultado final es la Ecuación 6, en la cual todo excepto "G" se agrupa en conjunto como una única constante "C". El hecho es que "C" es en realidad una constante que puede explicarse considerando a sus componentes ("f", "g", etc.), lo cual describe la función de dispersión de un flash de luz, y son, por consiguiente, independientes de estas localizaciones en el cristal. "C" es en efecto proporcional a la energía total del flash de luz, pero tomando en cuenta que se asumió que todos los flashes de luz son de igual intensidad, "C" es entonces una constante. Esto permite analizar a "G" previa definición que es proporcional a la distancia en dirección del eje "X". Por lo tanto las Figuras 1.2.3.3 y 1.2.3.4 muestran resultados idénticos independientemente del número de PMTs involucrados.

El siguiente paso en la evolución de esta descripción es una simplificación en la cual todos los "seudo amplificadores" y sumadores son reemplazados por una simple red de resistencias. Esto se ve en la Figura 1.2.3.5.

En esta red de trabajo la salida de cada preamplificador maneja un terminal de una resistencia correspondiente; el otro terminal está conectado para formar una suma común. En este punto se puede trabajar sobre amplificadores operacionales cuyas funciones principales proveen un nivel referencial para la suma de funciones y convertir corrientes aditivas a simples señales de baja impedancia.

Para simular una ganancia de un antiguo "seudo amplificador" cada valor de resistencia debe ser escogido de acuerdo a su conductividad (inverso de su resistencia). Estas difieren de sus vecinos por una constante. Para enfatizar este

punto, los valores de un número de resistencias contiguas están clasificadas en el Figura 1.2.3.5, usando símbolos relativos "G" y "K" en la misma forma que fueron usadas en la Figura 1.2.3.4. Otra cosa indicada en la Figura 1.2.3.5 es la salida de otros 30 tubos de colocación no vistos en un corte seccional. Estas resistencias como las otras, deben ser proporcionalmente conductivas a la distancia de sus tubos respectivos del eje "Y" (que es proporcional a la distancia en la dirección del eje "X").

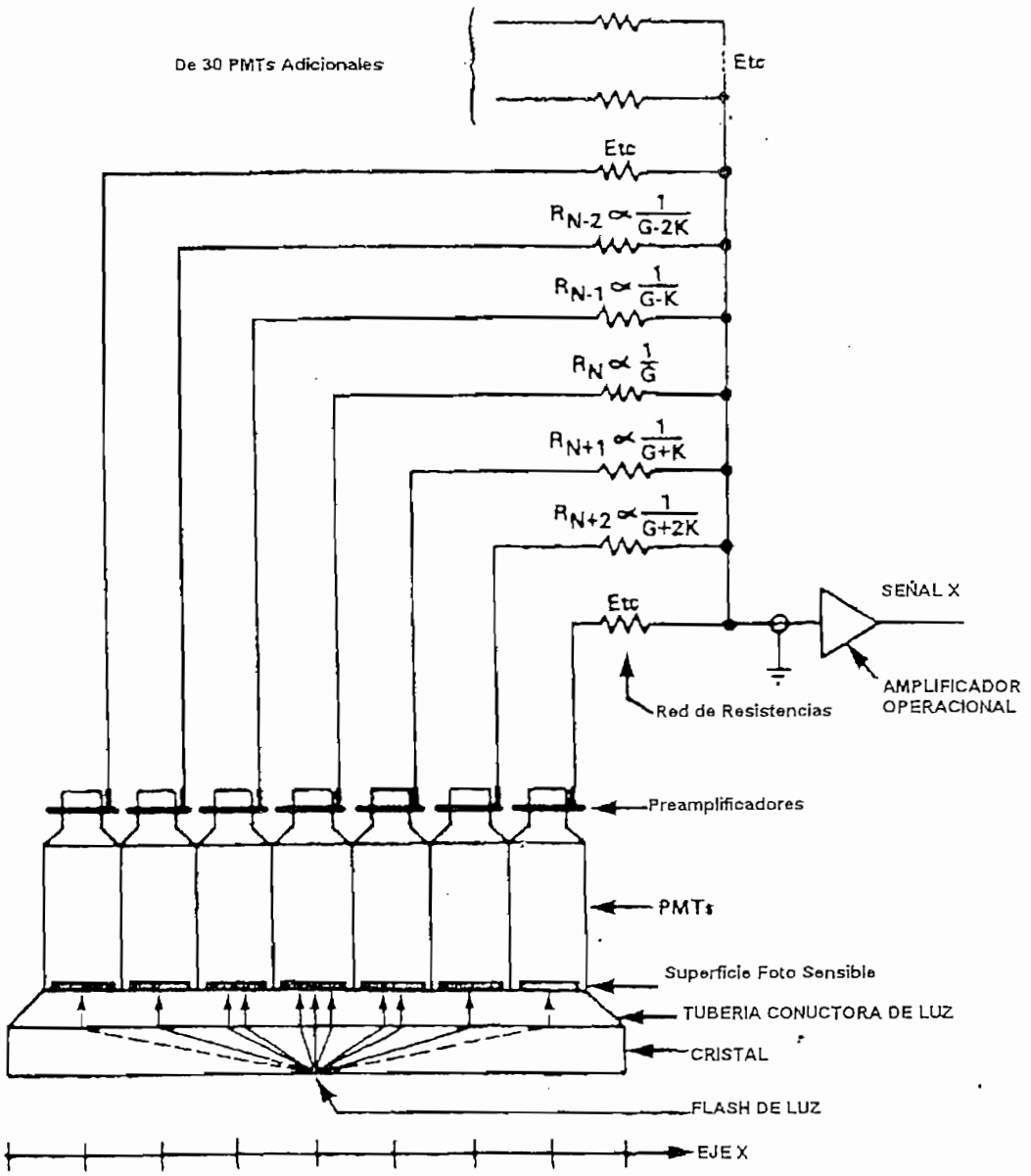


Figura 1.2.3.5 Simplificación Resistiva del Circuito

El esquema de la Figura 1.2.3.5 representa en principio, una manera razonable de desarrollar una señal indicativa de distancia en una de las dos direcciones ortogonales del plano de representación de una imagen. Esta es la dirección escogida para llamarla dirección " X" y la señal resultante es la versión de la señal "X" solicitada. Argumentos y esquemas similares pueden ser desarrollados para la dirección ortogonal "Y". La única diferencia por supuesto es que el valor de las conductividades de las dos redes de resistencias asociadas con cada PMT deben reflejar el hecho que cada PMT tiene dos valores independientes para las coordenadas direccionales de esta posición. Cuando adiciones necesarias deben ser hechas se tendrá una señal "X" y "Y", las cuales, entre dos de ellas, definirán completamente la ubicación de cada flash de luz. Todas estas permanecen así hasta que se genere la señal "Z", la cual define la intensidad de cada flash de luz.

Un hecho que debe considerarse es que todos los flashes de luz no son de igual intensidad y consecuentemente ellos pueden producir una distorsión direccional en las señales "X " y "Y". Para evitar este inconveniente, se puede ignorar todos los flashes de luz que no tengan intensidades aproximadamente iguales, pero para ello es necesario primero medir la intensidad de cada flash de luz, antes de que se pueda determinar cuales flashes deben ser ignorados. Esta técnica artificialmente restaura la concepción de que todos los flashes de luz están a casi igual intensidad y además restaura parcialmente la validez del circuito usado para producir las señales "X" y "Y". La desventaja de este método es que reduce el número de flashes de luz que pueden ser usados para formar una imagen final. Esto implica adicionalmente la reducción de distorsión en las señales "X" y " Y" las mismas que requerirán ser modificadas con una función de intensidad.

El requerimiento de la señal "Z" es ser generada por un simple incremento de salidas de todos los PMTs en el arreglo. Cada señal puede ser generada en un modo idéntico y ser usada para producir señales "X" y "Y"; esto es, empleando una red de trabajo compuesta de un grupo de resistencias y un amplificador operacional. La única diferencia en esta tercera red de trabajo es que no hay la necesidad de graduar los valores de las resistencias. En efecto, ellos deberían ser iguales a sus salidas combinadas y ser independientes de la posición.

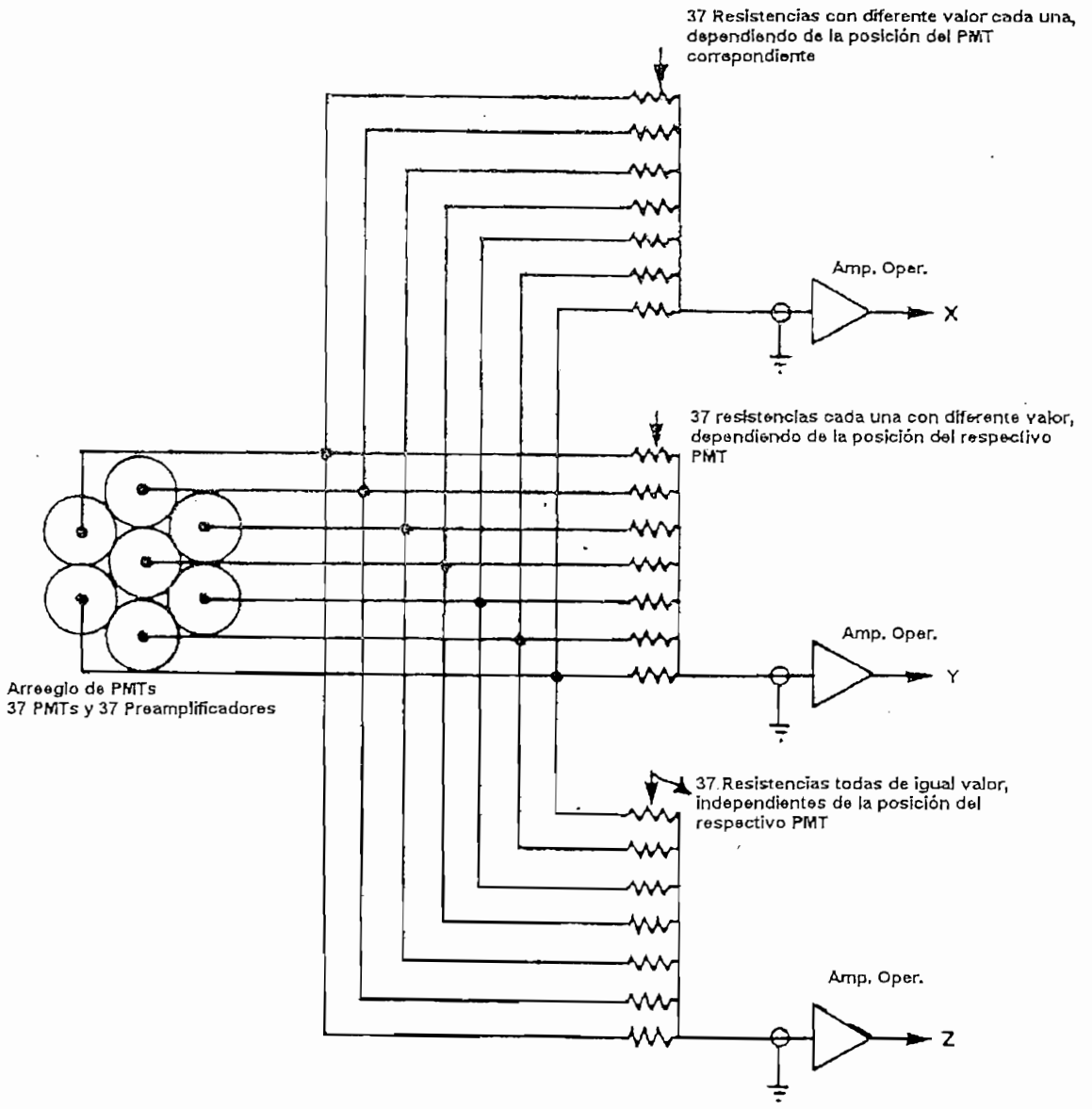


Figura 1.2.3.6 Derivación Fundamental de la Señal del Dot (o punto)

De este modo se ha descrito como se obtienen las señales "X", "Y", "Z", las mismas que al ser procesadas por el computador son convertidas en una señal de video, que finalmente es mostrada en una pantalla oscilográfica, o en los nuevos equipos en monitores de computadoras dedicadas.

Esta señal de video a su vez puede ser captada por cámaras, impresoras, videocámaras, cámaras láser y finalmente, generar un documento de la imagen de diagnóstico obtenida.

En síntesis, se ha descrito en este capítulo el principio de funcionamiento de una gamacámara.

CAPITULO 2

CAPÍTULO 2.

TRABAJOS DE PREINSTALACIÓN

En este capítulo y a manera de estudio de caso se realizará un estudio técnico del procedimiento recomendado por la casa fabricante del equipo de medicina nuclear modelo ECAM, el cual abarcará la instalación mecánica y eléctrica del mencionado sistema, basado en normas y estándares nacionales e internacionales de instalaciones hospitalarias vigentes, si bien es cierto se tratará de resumir el procedimiento, el desarrollo de este capitulo contemplará todos los puntos requeridos para planificar de forma total los trabajos de preinstalación requeridos para el montaje físico de la gamacámara.

Es importante señalar que en aquellas situaciones donde no ha sido posible aplicar las referidas normas, generalmente por situaciones propias de nuestro país, se recurre a la experiencia que el autor ha acumulado en más de 6 años de trabajo con este tipo de equipos. Por supuesto, las alternativas que se han seguido, han sido analizadas con mucho detenimiento para adaptar los medios nacionales al alcance, a las necesidades del equipo, garantizando el trabajo de instalación, para que el sistema no se vea afectado en su operación ni en sus resultados de diagnóstico.

Sobre la base de los requerimientos técnicos indicados en las normas internacionales, se pretende dar al lector un amplio criterio de selección del área física en la cual se realizará la instalación de la gamacámara. Se detallará los criterios básicos de planificación del ambiente, así como también se mencionarán los pasos a seguir durante la instalación del equipo antes mencionado.

Para un equipo de Gamagrafía es necesario realizar un análisis adicional de la seguridad radiológica y eléctrica que influye adicionalmente en el diseño del

ambiente.

El procedimiento descrito en este capítulo, servirá de base para realizar un análisis particular de la instalación del equipo de Medicina Nuclear (Gamagrafía), marca Siemens, modelo E.CAM, que será instalado en el mes de febrero del 2002, en el servicio de imagen del Hospital Carlos Andrade Marín de la ciudad de Quito.

2.1 DESCRIPCIÓN DE NORMAS

Es la finalidad de este trabajo de investigación, dar a conocer las recomendaciones internacionales vigentes en diferentes países del mundo, en lo relacionado a instalaciones de equipos de Gamagrafía.

Antes de dar a conocer las normas internacionales y nacionales aplicables a este campo de la ingeniería médica, es necesario aclarar varios conceptos, los mismos que se detallan a continuación:

Estándar es la unión de todas las reglas técnicas, regulaciones o recomendaciones que son preparadas por organismos internacionales en todo el mundo, y que están vigentes ya sea en el ámbito nacional, regional o internacional.

El propósito de las regulaciones internacionales es el de reunir a un grupo selecto de trabajo, comprendido por expertos en ciencia, medicina y salud pública; y en cooperación con los consumidores, usuarios, fabricantes, importadores, empacadores, distribuidores y minoristas de los productos regulados, discutir la información que estará contenida en el estándar, la cual asegurará que los procesos de fabricación, venta, distribución del producto, así como la instalación, ajuste, calibración y pruebas se cumplan satisfactoriamente.

La información contenida en el estándar ayuda adicionalmente a reducir o mantener niveles de exposiciones a la radiación, dentro de los recomendados por

organismos especializados, y de esta manera garantizar la seguridad tanto del paciente como del operador.

Los fabricantes de equipos de gamagrafía, recogen las recomendaciones técnicas emitidas por varias organizaciones internacionales, tales como: NEMA, IEC, DIN, ISO, NCRP, etc., para emitir los documentos en los que se describen los procedimientos de fabricación, venta, embalaje, instalación, ajuste, calibración y pruebas.

Una vez que el equipo se encuentre en el país de destino, el instalador deberá adaptar las normas sugeridas a la realidad de cada país, para que cada instalación sea garantizada y satisfactoria, cumpliendo con plazos claves como son la entrega del equipo y el entrenamiento del manejo del equipo al personal de una determinada institución de salud, definida como cliente.

El fabricante certifica que el equipo por él manufacturado cumple con el estándar aplicable, solamente si el sistema es ensamblado e instalado de acuerdo a las instrucciones publicadas por el mismo, y si las adaptaciones realizadas localmente, reemplazan eficazmente a las instrucciones que no fueron posibles de aplicar en el país de destino del equipo.

Por tal motivo el fabricante debe proveer la información necesaria del equipo, que incluye las instrucciones de montaje, instalación, ajuste y pruebas de funcionamiento de los componentes del sistema según lo indica la **Norma FDA 21 CFR 1020.30(g)**.

Es de importante consideración traducir el texto de la **Norma FDA 1020.30(g)**, que define términos que se han nombrado hasta el momento, tales como:

Montaje (A)

Se define al montaje como unir las partes o piezas de un componente o un sistema.

Estos componentes o partes deben ser desempacados e instalados perfectamente, para que el equipo finalmente ensamblado, pueda detectar procesos radiactivos emitidos por una fuente, que para el caso de gamagrafía es el mismo paciente. Esta correcta instalación implica ensamblaje de piezas y partes, correcto cableado y conexiones de señales eléctricas y de datos, instalación de computadores y de software especialmente diseñado para el equipo, y accesorios como modems líneas telefónicas, periféricos, etc.
Aunque tradicionalmente los términos montaje e instalación son usados como símiles, se debe aclarar que el término Instalación incluye otras actividades que no son cubiertas en las actividades de montaje.

Instalación (I)

Se define a la instalación como la configuración de los componentes del sistema para el uso, verificando que los trabajos de montaje y ajuste fueron hechos en forma adecuada para cumplir satisfactoriamente con las especificaciones del estándar.

La unidad puede ser usada para los fines que fue construida, en el caso de una equipo de gamagrafía, para procesos de diagnóstico, toda vez que la instalación haya finalizado, siguiendo las instrucciones del fabricante, las cuales deberían incluir cualquier ajuste y prueba adicional requerido para verificar el cumplimiento con las especificaciones.

Ajuste (A)

Se define al ajuste como la acción de conseguir que los diferentes componentes y partes del sistema lleguen a la mejor posición de trabajo para propósitos de cumplimiento.
El ajuste cubre las actividades realizadas para asegurar que los componentes trabajen independientemente dentro del cumplimiento del estándar.

Prueba (T)

Se define a la prueba como un examen crítico, observación, o evaluación de todas las condiciones y funciones de operación a través de procedimientos llamados de "test", provistos por el fabricante, los cuales probarán que la unidad cumpla las especificaciones técnicas. Debido al hecho de que el fabricante prueba absolutamente todas las partes antes de enviar el equipo al país de destino, y realiza el procedimiento denominado "protocolo de ajuste", adjunto al equipo se encuentran los protocolos de ajuste y calibración en los cuales el fabricante anota con que valores eléctricos específicos el equipo fue calibrado en la misma fábrica. Parte principal de las pruebas locales es entonces la comparación de los valores de fábrica con los obtenidos en el proceso de prueba del equipo en el sitio de instalación

2.1.1 NORMAS UTILIZADAS

A continuación, se describirá las funciones de trabajo principales de los estándares internacionales que serán usados en este trabajo de pre instalación.

En al ANEXO B de este trabajo de investigación se adjunta una copia de los originales de las normas internacionales y nacionales utilizadas durante el desarrollo del tema.

2.1.1.1 NEMA (National Electrical Manufacturers Association)

La NEMA es una asociación de comercio formada por la combinación de fabricantes eléctricos en los Estados Unidos, desde 1926. Actualmente tiene cerca de 550 compañías miembros, las que producen componentes y equipos eléctricos completos. NEMA posee una división de sistemas de terapia y de equipos de diagnóstico por imagen. Dentro de esta división existe la sección denominada Nuclear, que representa a fabricantes de equipos de medicina nuclear, incluyendo todos los mayores proveedores de cámaras de cintilación.

Además de la estandarización de equipos de medicina nuclear, esta división de NEMA incluye intercambio de información para desarrollos tecnológicos en el área, explicación y difusión de los beneficios de la medicina nuclear, y desarrollo de métodos de discusión de ventajas financieras de equipos de capital con administradores.

Un estándar de NEMA define un producto, un proceso, o un procedimiento referido a nomenclatura, composición, construcción, dimensiones, tolerancias, seguridad, características de operación, calidad, pruebas, y el servicio para el cual fue diseñado. Estos estándares son documentos que siempre se van actualizando, en períodos que no superan los 5 años.

Los estándares de NEMA aplicables a medicina nuclear son los siguientes:
Resolución Espacial Intrínseca
Resolución de Energía Intrínseca
Linealidad Espacial Intrínseca
Campo de uniformidad de inundación Intrínseca
Registro Espacial de Ventana Múltiple
Tasa de Desempeño de Conteo Intrínseco
Sistema de Resolución Espacial
Sistema de Sensibilidad

2.1.1.2 DIN (Deutsche Institute Norm)

El Instituto Alemán de Normas (DIN) está extensamente involucrado en el desarrollo de estándares, que tengan relevancia ambiental. Actualmente, existen más de 26 grupos técnicos que están involucrados en este mencionado desarrollo dentro del DIN.

Para recopilar, administrar, y difundir la información relacionada a esta actividad, el DIN estableció el sistema de información DITR (Deutsche Information Center

for technique regulate).

El DITR es una base de datos que contiene estándares internacionalmente relevantes, regulaciones técnicas y guías.

Actualmente, más de 41000 documentos están almacenados en el DITR, los cuales son actualizados mensualmente. Este servicio está disponible en idioma alemán, y está vigente para Alemania y el resto de países Europeos; sin embargo, muchos de los documentos han sido traducidos al inglés, o francés. La obtención de cualquier documento técnico emitido por el DIN es restringida, y tiene costo para el usuario. Siemens AG, por ser una empresa alemana, tiene basado la construcción de sus equipos en estas normas, y la única manera de conseguirlas en el Ecuador es a través de la página de Intranet de Siemens S.A., cuya matriz está en la ciudad de Quito y cuya dirección electrónica es: http://www-td.med.siemens.de:88/

Las normas DIN aplicables a equipos de Medicina nuclear son las siguientes:
DIN 6814 P13: Terms and Definitions in the Field of Radiological Technique; Collimators and Shieldings for Measurements Instruments in Nuclear Medicine
DIN 6844 P3: Installation for Nuclear Medicine; Radiation Protection Calculations
DIN 6850: Radiation Protection Containers, Tables an Saves for Use in Nuclear Medicine; Requirements and Classification
DIN 6855 P2: Quality Control of Nuclear Medicine Instruments; Test Conditions For Type Gamma Cameras with Rotation Detector Heads
DIN 6855 P3: Quality Control of Nuclear medicine Instruments; Single Crystal Gamma Camera Used in Planar Scintigraphy.

2.1.1.3 NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements)

El Consejo Nacional de Protección Radiológica y Mediciones NCRP, es una organización no gubernamental, sin fines de lucro, de servicio público, creada

como un cuerpo educacional y científico, cuya misión es la de formular y diseminar información, guías, y recomendaciones sobre protección radiológica y mediciones, las cuales representan el consenso del pensamiento científico. Inicia su trabajo desde 1929. Fue originalmente establecida para representar todas las organizaciones radiológicas nacionales dentro de los Estados Unidos. El trabajo del NCRP tiene un significante impacto sobre casi todas las actividades dentro y fuera de los Estados Unidos las cuales utilizan o crean radiación.

La misión de la NCRP también abarca la responsabilidad de facilitar y estimular la cooperación entre organizaciones relacionadas con el carácter científico de la protección radiológica y mediciones.

Un enfoque especial de la NCRP está destinado al estudio de la protección radiológica en medicina, y en la seguridad radiológica operacional.
Los objetivos de la NCRP son los siguientes:

a) Agrupar, analizar, desarrollar y diseminar al público interesado la información y recomendaciones acerca de la protección radiológica, y mediciones de radiación.

b) Proveer de los recursos para las organizaciones dedicadas al estudio científico de la seguridad radiológica, y estimular su trabajo en el mencionado campo.

c) Desarrollar conceptos básicos acerca de la radiación, unidades y mediciones, en lo relacionado con la seguridad radiológica.

d) Cooperar con la Comisión Internacional de Protección Radiológica, el Consejo de Radiación Federal, la Comisión Internacional de Unidades y Mediciones de la Radiación, y otras organizaciones nacionales e internacionales, gubernamentales y privadas, en lo concerniente a cantidad, unidades y medición de la protección radiológica.

Los reportes de la NCRP aplicables a equipos de Gamagrafía son los siguientes:
NCRP RPT 124: Sources and Magnitude of Occupational and Public Exposures

from Medicine Nuclear Procedures

NCRP RPT 70: Nuclear Medicine Factors Influencing the Choice and Use of Radionucleids in Diagnosis and Therapy.

NCRP RPT 73: Protection in Nuclear Medicine.

2.1.2 REGLAMENTO NACIONAL DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA DE LA COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA (CEEA)

Este documento fue publicado en el registro oficial número 891 del 8 de agosto de 1979, y está vigente en nuestro país hasta la presente fecha.

El Ecuador no dispone de un documento legal que permita regular y ejercer el control del buen uso de las radiaciones ionizantes y asegure a usuarios, miembros del público que puedan estar directa o indirectamente expuestos a esta clase de radiaciones, y a la población en general, que su empleo se realice sin riesgos. Si bien es cierto en la actualidad la comisión trata de regular aspectos como importación de equipos de radiodiagnóstico y fuentes cerradas y abiertas de radiación ionizante, no existe un normativo especifico para el trabajo que se pretende dar a conocer en la presente tesis.

La CEEA desarrolla para nuestro país el proyecto de reglamento de seguridad radiológica, cuyo contenido está basado en recomendaciones internacionales dadas por el organismo internacional de energía atómica y la comisión internacional de protección radiológica (recomendaciones vigentes en el año de 1979). Este constituye el único documento oficial que rige la instalación de un equipo de medicina nuclear y el manejo de isótopos radiactivos. Literalmente el trabajo de la CEEA se generaliza para manipulación y trabajos con radiaciones ionizantes, y siendo la radiación γ parte de esas radiaciones, las disposiciones pueden ser aplicadas a los equipos de Medicina Nuclear.

Los artículos más importantes, referentes al trabajo de equipos que emiten radiaciones ionizantes, se describen a continuación:

ART 66. Todo representante de casas fabricantes de máquinas de rayos X, (se

puede extender también para equipos de gamagrafía) autorizado legalmente para comercializar en el Ecuador, que importe máquinas de rayos X, debe comprobar previamente que el comprador tenga al día la licencia correspondiente para poder operarlo en el Ecuador.

El Banco Central del Ecuador no podrá conceder el permiso de importación, ni dar curso a los trámites pertinentes, sin que el destinatario presente su licencia vigente:
El importador debe notificar a la CEEA, por lo menos treinta días antes, de que dicha máquina va a ser introducida al país. En la notificación constarán los datos pertinentes, tales como fabricante, modelo, tipo, propósito y rendimiento de máquinas, así como el nombre y dirección del destinatario y el número de licencia otorgada por la CEEA.

ART. 67. A más de lo señalado en el artículo 66, el importador debe cumplir con todo lo especificado en el contrato de compraventa, con relación a garantías y mantenimiento del equipo.
El importador está obligado a entregar e instalar el equipo dejándolo en perfecto estado de funcionamiento y es responsable de cualquier daño que pueda ocurrir durante el transporte e instalación que ocasionare deterioro en el equipo con relación a su operación, y a su seguridad radiológica.

ART. 68. El poseedor, propietario o usuario de una máquina de rayos X debe registrarla a la CEEA dentro de un plazo no mayor a 3 meses contados desde su puesta en marcha.

ART. 77. Cada equipo deberá, para operar, estar instalado en un local con tantas barreras primarias y secundarias como sean necesarias, según las normas de protección radiológica.

ART. 79. Las características del blindaje para el equipo serán las siguientes: las paredes, piso y techo hacia los cuales pudiera apuntarse el haz útil de radiación deberán tener barreras primarias. Las barreras primarias de las paredes tendrán una altura mínima de dos metros sobre el nivel del piso.
Se proveerán barreras secundarias en todas aquellas paredes, piso y techo que, por restricciones en la orientación útil de radiación, no pueden ser afectadas directamente por dicho haz.

ART. 141. Si, luego de una inspección, se encontrare que el local o equipo no cumple con las especificaciones de Seguridad Radiológica, al licenciatario se le dará el plazo de noventa días para cumplir este requisito.
En caso de que este plazo no se cumpliere con lo dispuesto, se procederá a la clausura de la instalación.

2.2 TRABAJOS DE PREINSTALACIÓN

Antes de empezar el análisis de este punto es importante familiarizarse con el equipo, así como con su nomenclatura, para ello se presenta la Figura 2.2.1 que muestra las partes constitutivas del equipo de gamagrafía marca Siemens, modelo E.CAM.

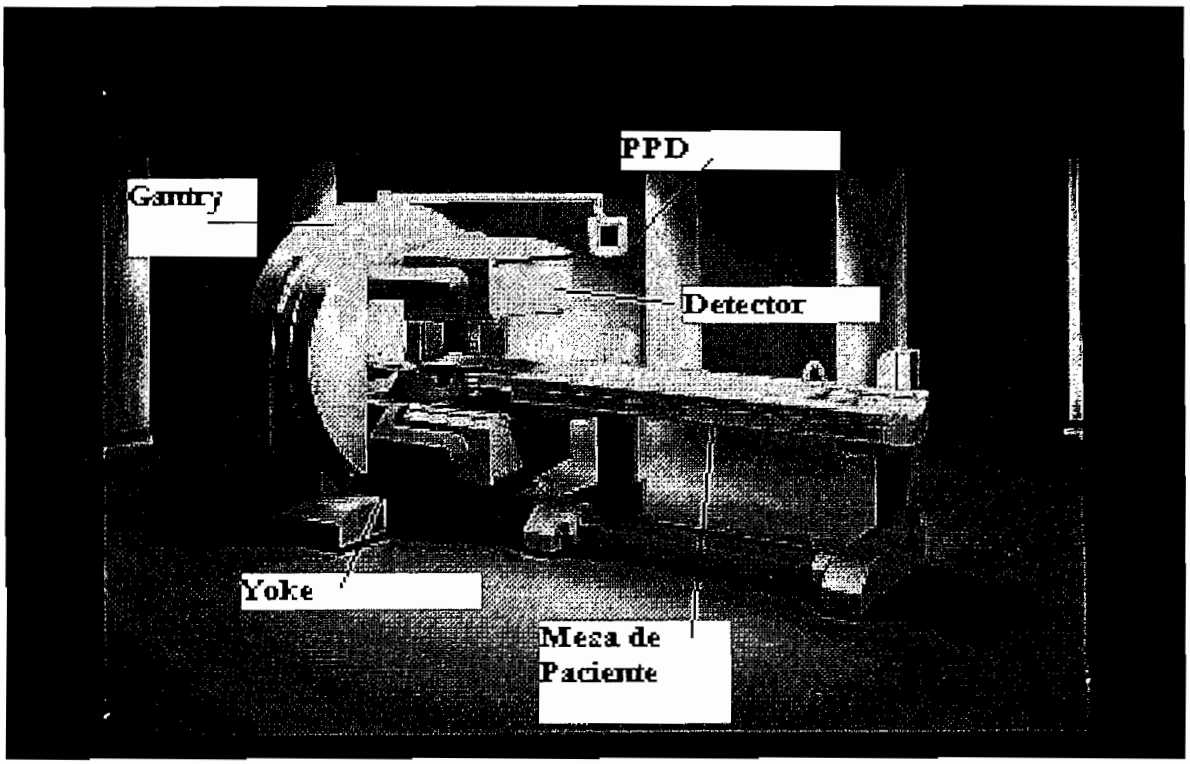


Figura 2.2.1. Imagen del Equipo de Gamagrafía y Detalle de sus Partes

Para poder empezar un trabajo de montaje e instalación de un equipo médico, y en especial de una gamacámara E.CAM, el departamento técnico a cargo del trabajo debe evaluar previamente el ambiente de instalación seleccionado por el cliente, en caso de que exista un ambiente preconstruido, o deberá asesorar directamente la construcción de un local que cumpla satisfactoriamente las condicionantes del equipo.

En los trabajos de preinstalación se deben tomar en cuenta, para la elaboración de los planos arquitectónicos definitivos, las características físicas del equipo, sus requerimientos eléctricos, dimensiones peso, altura, temperatura de trabajo, etc, ya que los mismos determinan el tamaño y características del cuarto de instalación.

En la Tabla 2.2.1 se describen los datos específicos del equipo E.CAM que será instalado en el Hospital C.A.M. de la ciudad de Quito:

COMPONENTE	PESO (Kg)	DIMENSIONES largoxanchoxalto (cm)
Gantry (Sistema de 1 sólo detector)	909	192x124x218
Base del Gantry	186	179x107x35
Mesa de Paciente	740	283x123x135
Carro Porta colimadores	272	106x98x154
Yoke del Gantry	282	149x105x148
Detector	377	96x85x93

Tabla 2.2.1 Dimensiones del equipo E.CAM

Con el conocimiento de las dimensiones del equipo, se procede a estudiar los requerimientos del mismo; es decir, área mínima de instalación, altura del cuarto, temperatura y humedad relativa de trabajo, carga en el piso total, distribución de energía, consumo de potencia, gradiente de temperatura, disipación de calor y especificación aproximada del campo magnético. Para conocer estos detalles, a continuación se presenta la Tabla 2.2.2, que especifica los valores de los parámetros descritos para la E.CAM:

PARÁMETRO	VALOR ESPECIFICADO POR EL FABRICANTE
Área mínima del cuarto de examinación Área mínima total del cuarto	14.16 m^2 23.28 m^2
Altura mínima del cuarto	2.13 m
Rango de temperatura de trabajo en el cuarto	15.5 °C - 35 °C
Humedad relativa del cuarto	15% – 80% sin condensación
Consumo de Potencia	3.5 KVA a plena carga
Voltaje de alimentación eléctrica	110 / 220 V
Gradiente de temperatura	4.4 °C / hora
Carga total en el piso	0.059 Kg/cm^2
Disipación de calor	2.0 KW (6800 BTU/hora)
Campo Magnético máximo*	1 Gauss

Tabla 2.2.2 Parámetros específicos del equipo de gamagrafía modelo E.CAM

* Siemens tiene establecido, según estándares NEMA, que el límite máximo de campo magnético expuesto para el detector de una E.Cam debe ser de 1 Gauss.

Los parámetros más importantes que hay que considerar con el objeto de determinar el ambiente de instalación más apropiado, son los siguientes:

2.2.1 CARGA DEL PISO EN EL CUARTO DE EXAMINACIÓN

Un factor determinante para seleccionar un local de instalación es el piso, ya que este debe soportar la carga del peso del equipo, por ello se debe recomendar que este cuarto no tenga parqueaderos, o pisos inferiores bajo él, de lo contrario, el cliente debe garantizar que el piso debe soportar las cargas individuales de los componentes del equipo, tal como se describe en la Tabla 2.2.1.1

ITEM	LOCALIZACIÓN DE LA CARGA	SISTEMAS DE UN SOLO DETECTOR
Gantry con colimador	Peso distribuido uniformemente sobre la base del Gantry	0.15 Kg/cm^2
Gantry sin colimador	Se asume el peso distribuido sobre punto de contacto de las ruedas del Gantry	635 Kg por rueda
Mesa de Paciente con 180 Kg (paciente)	Peso distribuido en los puntos de apoyo de la mesa	182 Kg por punto de apoyo (en total 5)
Carro porta colimadores con colimadores	Peso distribuido en los puntos de apoyo del carro	91 Kg por punto de apoyo (en total 4)
Torre de Computador	Distribuido uniformemente bajo la torre	0.05 Kg/cm^2

Tabla 2.2.1.1 Carga Individual de los Componentes de la E.CAM

2.2.2 TRANSPORTE DE EQUIPO E INGESO AL CUARTO DE INSTALACIÓN

Como parte de la planificación, es de mucha importancia considerar la ubicación del cuarto de instalación de manera global dentro del Hospital o Clínica. Si bien es cierto que ninguna norma internacional o nacional especifica este punto, es de suma importancia recomendar al cliente que el cuarto de instalación esté ubicado en una planta baja con acceso directo a la calle, pues en nuestro país las empresas de transporte se responsabilizan por la entrega del equipo hasta la puerta principal de ingreso al edificio del cliente, quedando bajo responsabilidad del instalador el ingreso del equipo desde la calle hasta el ambiente de instalación, como se especificó en el numeral 2.2.1, el peso de los componentes es muy significativo, como para elevarlos a pisos superiores o trasportarlos por ascensores que normalmente son sólo para personal o pacientes.

Si esta recomendación no puede ser acatada, deberá preverse la contratación de personal adicional, maquinaria adicional (como grúas, plumas y montacargas) y deberá de planificarse la ruta de acceso desde la calle hasta el ambiente de instalación.

2.2.2.1 Transporte del Equipo

Las normas DIN especifican las características de los sistemas de transporte del equipo, mismos que son enviados en conjunto con el sistema, bajo la modalidad de arriendo. En nuestro país, debido a los costos elevados de los sistemas de gamagrafía, los clientes tratan de abaratar gastos adicionales eliminando esta opción del fabricante. Por ello, para transportar el equipo desde la puerta de ingreso hasta el ambiente, el fabricante incluye, sin costo, ruedas ancladas en los elementos más pesados como son el Gantry y la mesa de paciente, para que estos, una vez desembalados puedan ser movilizados con facilidad. Para poder bajar al Gantry de su embalaje de fábrica, el manufacturador envía en el mismo rampas especialmente diseñadas para que el equipo, y ayudado por las ruedas ancladas que más tarde serán retiradas, pueda ser colocado en el piso.

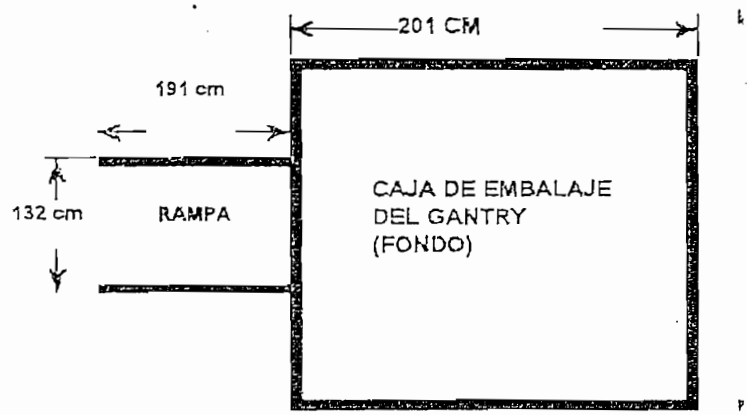


Figura 2.2.2.1.1 Detalle de la rampa que acompaña al Gantry de la E.CAM

En la Figura 2.2.2.1.1 se muestra el detalle de la rampa y en la Figura 2.2.2.1.2, el de las ruedas ancladas en el Gantry.

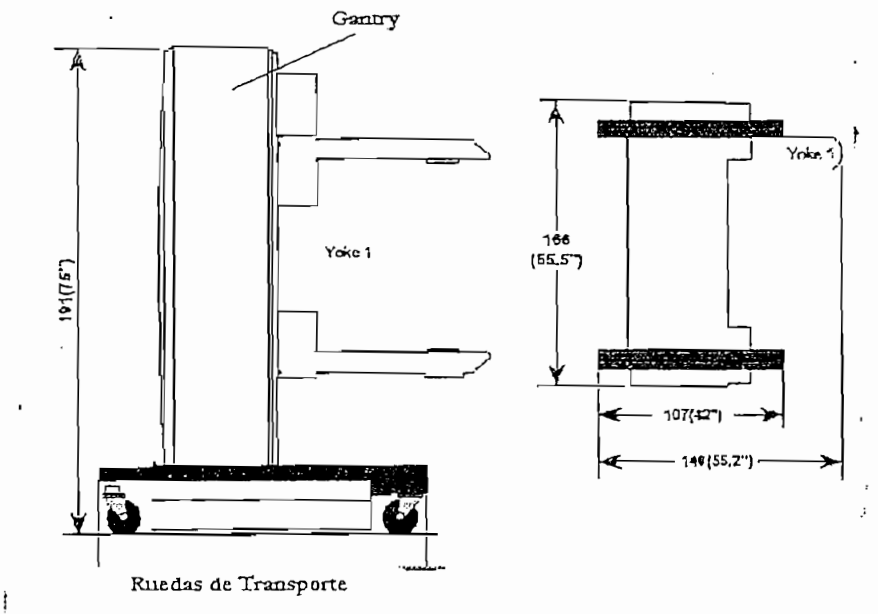


Figura 2.2.2.1.2 Sistema de Ruedas de Transporte del Gantry de la E.CAM

2.2.2.2 Ingreso al Cuarto de Instalación

Como parte importante de los trabajos de preinstalación, es necesario dejar trazada una ruta de ingreso desde la calle hasta el cuarto de instalación del equipo. En el equipo, como único limitante en este punto se tienen las dimensiones de este, específicamente el ancho y la altura del Gantry, como elemento más voluminoso del sistema.

El fabricante determina que el área libre real en los pasillos por los cuales debe transportarse el equipo, debe tener una distancia mínima de 123 cm. Cuando el ambiente de instalación no pueda ubicarse en la planta baja con comunicación directa a la calle, y sea necesario el uso de un elevador, este deberá tener una puerta de entrada mínima de 91,4 cm. En la Figura 2.2.2.2.1, se pueden observar

con facilidad estos detalles.

Para el ingreso al cuarto mismo de instalación el fabricante especifica dos medidas claves, el ancho de la puerta de ingreso, y la distancia desde el filo de la puerta hasta la primera obstrucción (por ejemplo una columna) que presente el cuarto. De este modo la distancia hasta la primera obstrucción del cuarto, determina el ancho mínimo de la puerta de acceso al área de instalación, la misma que asegurará que el Gantry ingrese fácilmente hasta su lugar de anclaje.

En la Figura 2.2.2.2.2 se muestran estas dos magnitudes, y en la tabla 2.2.2.2.1 se determina la relación de estas dos magnitudes

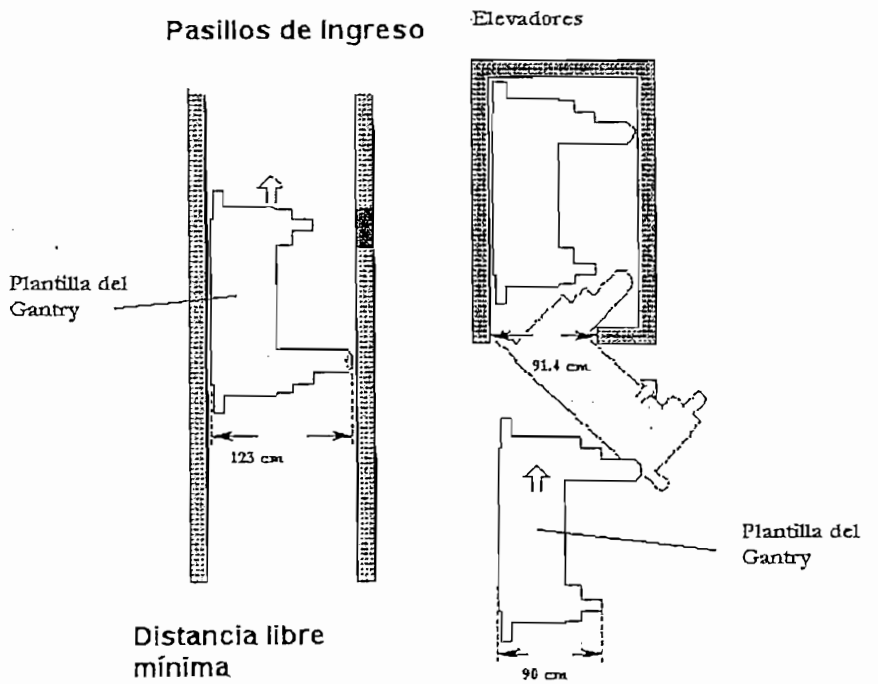


Figura 2.2.2.2.1 Detalles de Ingreso por Pasillos o Elevadores del Gantry de la E.CAM

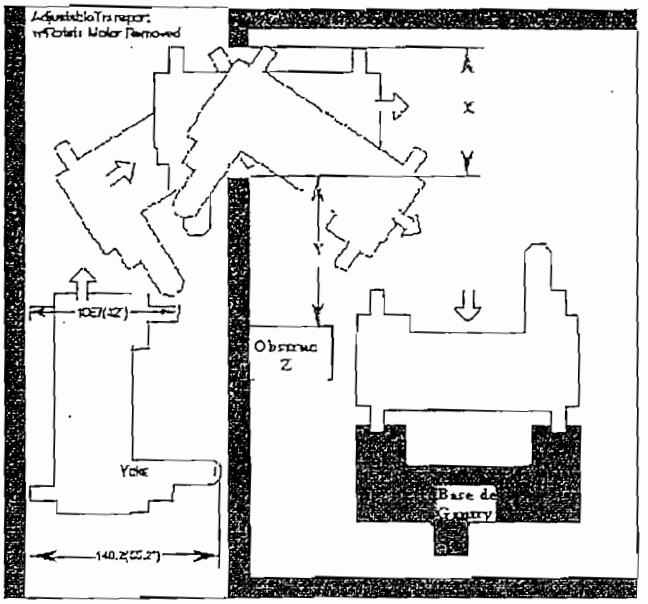


Figura 2.2.2.2.2 Ingreso del Gantry al Cuarto de Instalación

X cm	Y cm	X cm	Y cm
91.4	111.8	121.9	66.0
96.5	101.6	127.0	61.0
101.6	88.9	132.1	55.9
106.7	81.3	137.2	48.3
111.8	76.2	142.2	35.6
116.8	71.1	144.8	0.00

Tabla 2.2.2.2.1 Relación entre el ancho de la puerta de ingreso y la Primera Obstrucción en el Cuarto de Instalación

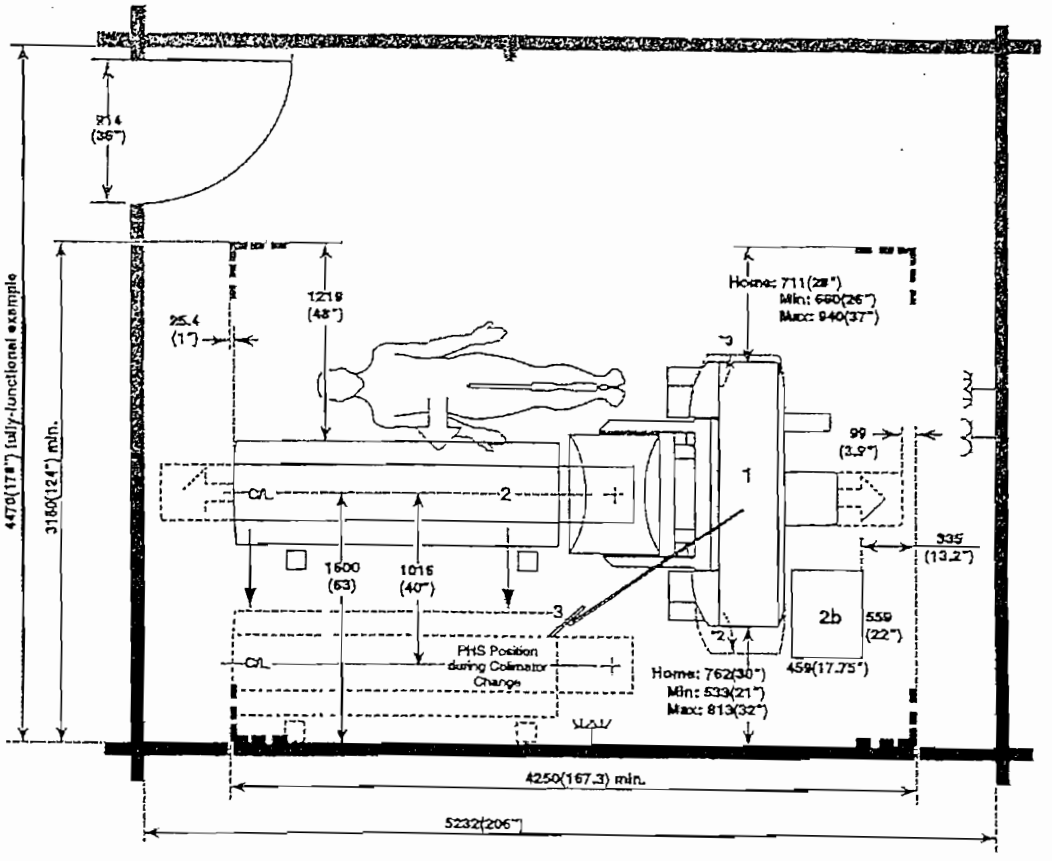
Esta puede ser interpretada de la siguiente forma, para cuando exista una obstrucción Z ubicada a 11.8 cm del filo de la puerta de ingreso, el ancho de la puerta de ingreso deberá ser de 91.4 cm mínimo para que el equipo pueda ser ingresado al mencionado cuarto.

2.2.3 UBICACIÓN DE LOS COMPONENTES

Para poder realizar una correcta instalación, se debe garantizar que los sitios determinados para la ubicación del Gantry, la torre del computador de adquisición, la computadora de procesamiento, la mesa de paciente, sean tales que la longitud de los cables de interconexión (determinadas por el fabricante) sea la justa.

Del mismo modo, se debe garantizar que el cuarto de instalación cumpla con el requisito de área mínima disponible, para asegurar que los movimientos del equipo puedan ser completados con normalidad. Obviamente, esta área mínima esta determinada por las dimensiones del equipo, las cuales se detallaron en la Tabla 2.2.1.

El fabricante exige, para garantizar el correcto funcionamiento del equipo, sin limitantes en sus movimientos, un área mínima de Scan, que es aquella área comprendida por el Gantry y la mesa, que incluye espacio para la posición de parqueo de la mesa y paciente, y para los movimientos del Gantry de 14.16 m^2 y un área mínima total, que abarca la consola de procesamiento y el sitio de parqueo del carro porta colimadores, de 23.28 m^2. En la Figura 2.2.3.1 se muestra las áreas mínimas exigidas por el fabricante.



donde: 1 Gantry

2 Mesa de Paciente Frontal

2b Torre

3 Monitor de Posicionamiento de Paciente (PPM)

Figura 2.2.3.1 Detalle de las Áreas Mínimas Exigidas (medidas en cm)

Finalmente considerando áreas mínimas, movimientos del equipo, espacios para accesibilidad del paciente y personal, se puede elaborar un plano arquitectónico que sugiere la mejor ubicación física posible, para que el equipo cumpla con todas las funciones para las cuales fue desarrollado.

Este plano debe ser entregado al cliente con el suficiente tiempo de antelación para que las modificaciones sugeridas puedan ser implementadas a tiempo y no tener demora en el inicio del trabajo de montaje, justo cuando el equipo arrive

desde su ciudad de origen.

2.2.4 ALTURA DE LA SALA

Es un factor determinante para la selección o construcción de un cuarto de instalación, el limitante de esta dimensión es exclusivamente la altura del equipo, y los movimientos de este que directamente involucren su funcionalidad con respecto a altura. Para el equipo E.CAM, este no tiene desplazamientos críticos en ese eje de movimiento, por lo que prácticamente la altura de la sala viene determinada por la altura del Gantry, en este caso la altura mínima exigida es de 2.13 m.

2.2.5 ILUMINACIÓN DEL AMBIENTE

Debido al hecho de que el equipo E.CAM maneja señales de diagnóstico que en primera instancia son mostradas en un monitor de televisión de alta resolución, la iluminación tanto del área de examen o de scan, así como la del área de procesamiento deben ser cuidadosamente planificadas. Variaciones bruscas en la intensidad de la iluminación, o una iluminación excesiva o deficiente, directamente afectarán el brillo y contraste de los monitores de televisión, perdiéndose entonces capacidad diagnóstica. Es recomendable utilizar luz amarilla con dimmers de control para que el operador del equipo, así como el médico a cargo de un estudio en particular, puedan controlar la iluminación del cuarto y de este modo sacar el mejor provecho a una imagen diagnóstica presentada en el monitor, la misma que posteriormente será enviada a impresión ya sea en cámaras láser o convencionales.

Luces fluorescentes también son utilizadas, sin dimmers, las que brindan una iluminación constante, la misma que debe cumplir los requerimientos de la normas internacionales. En nuestro medio este aspecto en particular no es atendido con la suficiente importancia, lo que va en desmedro de la calidad de un

estudio específico. Este requerimiento de iluminación del cuarto es recomendado por la empresa encargada del montaje del equipo, pero es un trabajo que debe ser completado por el cliente, y este adaptará o diseñará la iluminación de acuerdo a sus posibilidades. Cuando las obras están concluidas, se realizan pruebas de iluminación, para verificar que las condiciones sean las apropiadas.

De acuerdo a la **Norma DIN 5035**, se recomienda una iluminación general de entre 300 a 500 Lux para los ambientes de control de un equipo de diagnóstico. Esto corresponde a lámparas fluorescentes de una potencia aproximada de 30 W/m^2. Los valores por encima de este valor son referenciados a planos horizontales localizados a 85 cm sobre el piso. La iluminación del cuarto de control debería ser dividida en grupos o zonas, de tal manera que puedan ser ajustados a las condiciones de iluminación requeridas.

2.2.6 SEGURIDAD DEL AMBIENTE

A diferencia de otros equipos de diagnóstico médico, en los que ellos por sí mismos son fuentes que generan radiación ionizante, en un equipo de medicina nuclear es el paciente el que se convierte en fuente emisora de radiación ya que a éste se le inyecta una solución que contiene material radiactivo. Por este hecho las dosis de radiación manejadas en el cuarto de examen, son muy bajas, por lo que según las normas DIN, las paredes del cuarto pueden ser de espesor normal, y las puertas de ingreso pueden ser incluso normales, sin recubrimientos de plomo. Sin embargo, gracias a la experiencia adquirida durante el tiempo de trabajo con estos sistemas, es recomendable mantener el espesor de 20 cm de bloque o 15 cm de ladrillo en cada pared del cuarto, y recubrir las puertas de acceso con láminas de plomo de 1.2 mm de espesor, esto no para evitar que la radiación secundaria salga del cuarto, sino al contrario, para evitar que radiación secundaria generalmente generada en el denominado cuarto caliente (que es aquella habitación diseñada para el manejo del generador radiactivo, del que se obtienen las dosis puntuales para cada paciente) se filtre al cuarto de examen e

interfiera con la imagen diagnóstica generando artefactos que distorsionan el resultado del estudio. Es importante señalar que debido al hecho de que los detectores son extremadamente sensibles, pues manejan señales de voltaje de niveles de microvoltios, pueden ser afectados por radiación cósmica, generando interferencias inexplicables para el operador. Por ello se recomienda no tener ventanales en el ambiente, pues esta radiación fácilmente ingresaría al cuarto. Las normas internacionales, no estipulan o reglamentan estos aspectos importantes, pero son datos que deben ser tomados muy en cuenta a la hora de escoger o diseñar el ambiente de montaje.

2.2.7 AMBIENTES ADICIONALES

Un ambiente adicional es aquel espacio físico designado para albergar equipamento adicional complementario al equipo principal, para que el estudio efectuado a un paciente en particular sea completado y este pueda obtener un diagnóstico completo de su enfermedad. Para el equipo E.CAM, los ambientes adicionales son:

El cuarto caliente

El cuarto de desechos

El cuarto de revelado / Sala de informes.

Tomas especiales de Oxígeno y Aire

El cuarto caliente, como se describió anteriormente, es aquel lugar en el que se almacena el generador del isótopo radiactivo con el que trabaja el personal a cargo. Este generador tiene suficiente material radiactivo, como para un trabajo normal de 15 días, por lo que las dosis de radiación que maneja son elevadas, por ello el personal que trabaja en ese ambiente debe tener las protecciones adecuadas para una menor exposición posible, la cual se controla con tiempo, distancia y blindaje (menor tiempo, mayor distancia y mayor blindaje aseguran una baja exposición a radiaciones ionizantes). Este cuarto está dotado adicionalmente de cámaras medidoras de dosis que permiten determinar con facilidad y exactitud la dosis que se le inyecta a un paciente, para evitar así sobre

dosis de radiación lo cual es perjudicial para el paciente o micro dosis lo que implicaría un estudio defectuoso, con resultados erróneos.

El cuarto de desechos debe cumplir los requerimientos de la norma DIN 6850 que especifica el manejo de isótopos radiactivos, para evitar contaminaciones ambientales, controla el desecho de jeringas contaminadas, material radiactivo almacenado, manejo de personal inyectado y manejo de desechos humanos contaminados.

El cuarto de revelado es un cuarto específicamente preparado para el manejo de placas radiográficas, en este cuarto se revelan las imágenes impresas en placas especiales, que se obtienen de maquinas reveladoras comunes o cámaras láser conectadas a la señal de video de salida del equipo, la que contiene toda la información que el médico considere necesaria para emitir un informe diagnóstico.

Este cuarto está en directa comunicación con una pequeña sala denominada de informes, en la que el médico elabora el documento en el que se especifican los resultados de los exámenes realizados en el equipo a un paciente en particular.

Para el caso de pacientes en estado crítico, se recomienda que se tenga instalado en el cuarto de examen, una toma de oxígeno, y otra de vacío, según las normas nacionales vigentes. La instalación de estas tomas especiales, está a libre criterio de decisión del usuario, y dependerá del trabajo previsto al interior del ambiente. En caso de instalarlas, las mismas deben ser alimentadas por tuberías especialmente diseñadas desde la central de oxígeno y aire del hospital. En el caso de que el hospital no cuente con estas tomas, se recomienda la instalación de un tanque de oxígeno portátil al interior del cuarto de examen, el cual podría ser usado con pacientes críticos, si fuera el caso.

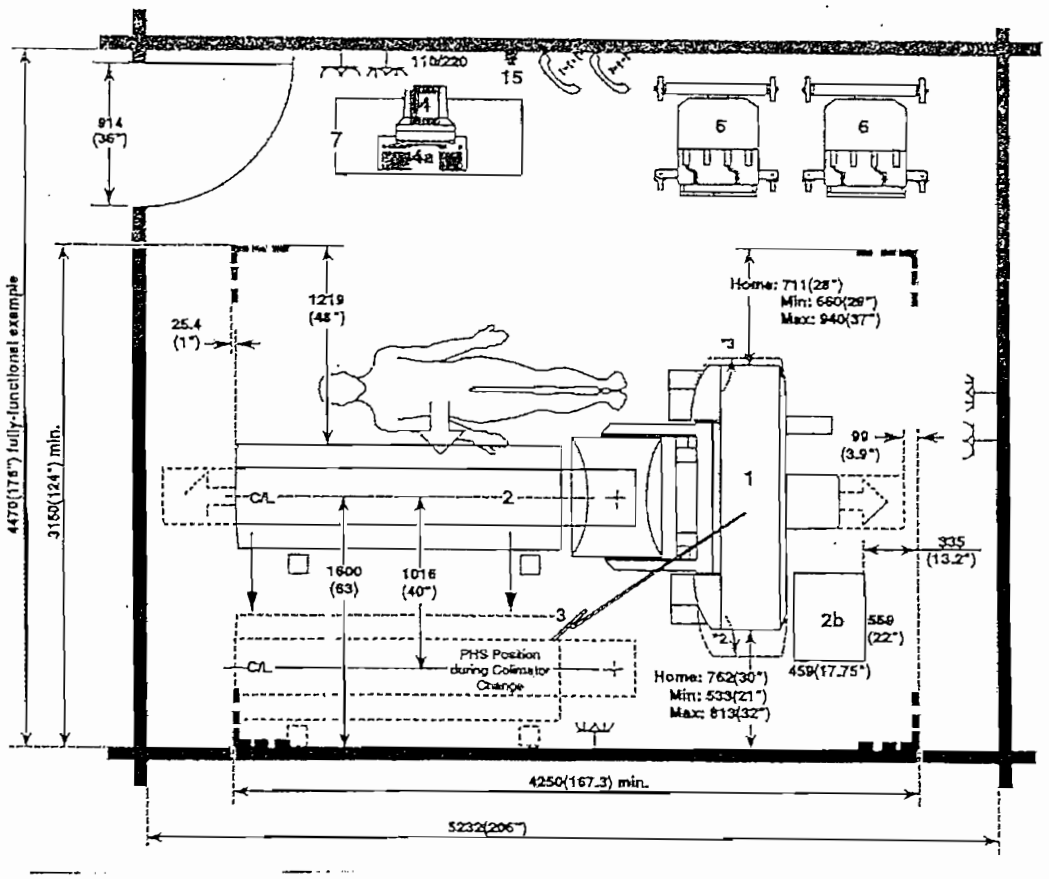
2.3 DISEÑO DEL AMBIENTE

Concluida la planificación o trabajos de pre-instalación, se procede entonces a diseñar completamente el ambiente de instalación. El objetivo de este diseño es la entrega oficial de un juego de planos arquitectónicos, en los que se indican claramente las modificaciones que deben realizarse a un ambiente pre existente (si es el caso) para que el equipo quede perfectamente instalado. Se incluirán las dimensiones del equipo, los movimientos acotados del sistema, la canalización eléctrica, por piso o por techo, los requerimientos de acometida eléctrica, detalles tales como botoneras de on / off, paros de emergencia, tableros de distribución, espesor de paredes, conexiones o cableados especiales, entre los más importantes. Es importante señalar que es responsabilidad de la empresa que ejecute la instalación del equipo, el realizar los planos arquitectónicos del ambiente de instalación del equipo, quedando fuera de su responsabilidad, los ambientes adicionales como cuarto caliente, desechos, revelado y salas de informe que deben ser construidos o adecuados por el propio cliente, sin descartar la posibilidad de un asesoramiento técnico con mayor conocimiento de causa.

La herramienta principal para el diseño de estos planos es el Autocad, en cualquiera de sus versiones. Siemens AG provee a sus sucursales en cada País una aplicación diseñada por la casa matriz denominada Pascad, la cual corre bajo ambiente de Autocad, y en la cual se encuentran grabados los archivos de los equipos que construye la Siemens. De estos archivos se pueden obtener las dimensiones del equipo, los límites de movimiento, las especificaciones del área, en un ambiente de instalación denominado Tipo. Estos datos son copiados y adaptados al diseño del ambiente real disponible en el Hospital. Para ello es necesario primero efectuar un levantamiento técnico de donde se obtienen las dimensiones y características del ambiente disponible para la instalación. Para el caso del equipo de estudio de este trabajo de tesis, el ambiente se encuentra en el servicio de medicina nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín de la ciudad de Quito.

2.3.1 AREA TIPO DE INSTALACION

En primera instancia, en la Figura 2.3.1 se muestra el ambiente tipo de instalación recomendado por el fabricante.



donde: 1 Gantry
2 Mesa de Paciente Frontal
2b Torre
3 Monitor de Posicionamiento de Paciente (PPM)
4 Computadora de procesamiento
4 a Teclado de la computadora de procesamiento
6 Carros Porta Colimadores
7 Mesa de computadora de procesamiento
15 Botón de paro de emergencia

Figura 2.3.1.1 Área Tipo de Instalación de la E.CAM

2.3.2 ESTUDIO DEL AMBIENTE EXISTENTE

Se estudia entonces, posterior al levantamiento del ambiente existente predestinado para la instalación del equipo, las características físicas de este. Como resultado se digitaliza la imagen para mayor facilidad de trabajo en cuanto a las recomendaciones de las modificaciones que se sugiere deben realizarse para garantizar el correcto funcionamiento del equipo.

A continuación, en la Figura 2.3.2.1, se muestra el plano del ambiente inicial destinado a la instalación del equipo.

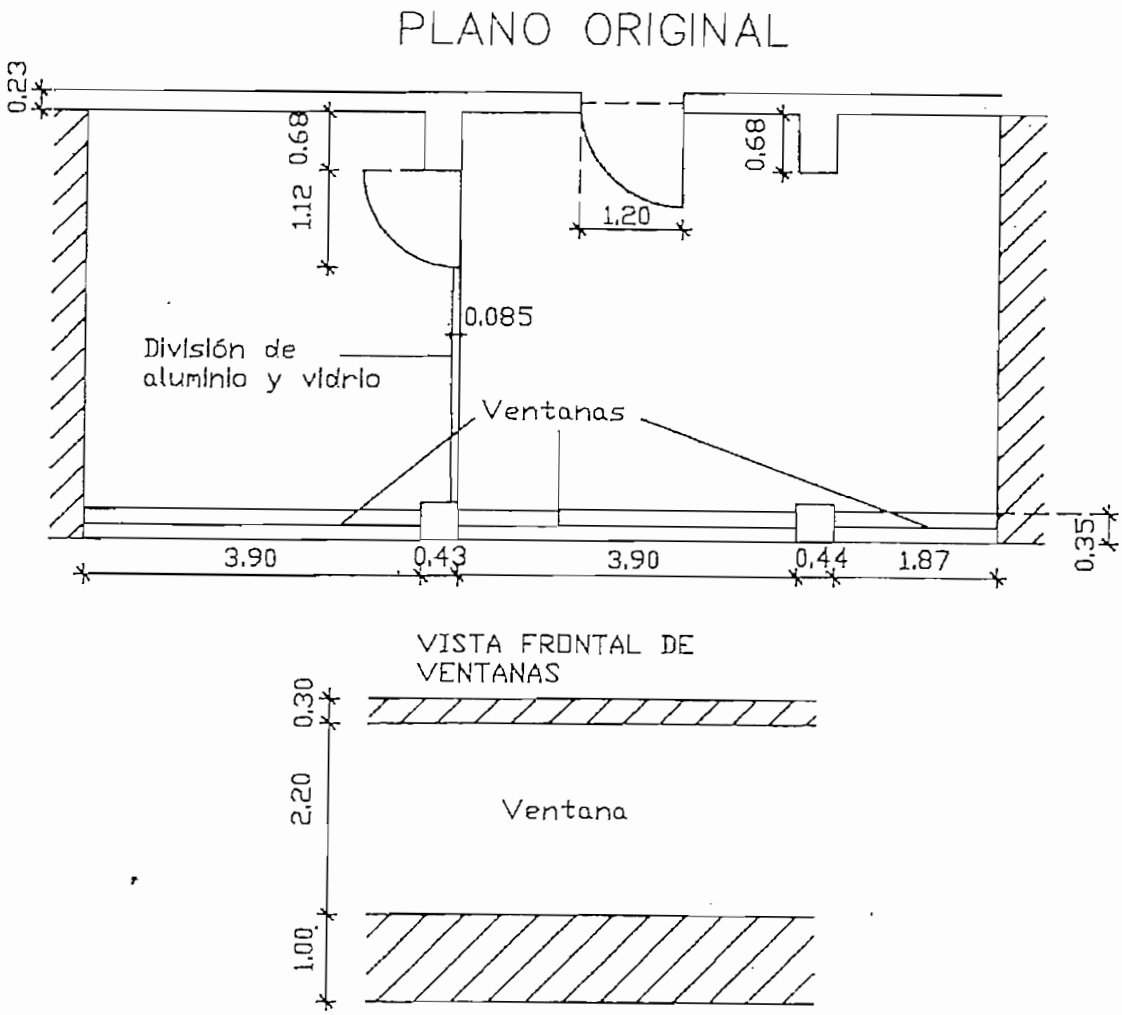


Figura 2.3.2.1 Ambiente de Instalación Inicial existente en el H.CAM, destinado para la E.CAM

Parte del levantamiento es la comprobación de los parámetros especificados por el fabricante, tales como altura de la sala, área mínima, temperatura ambiente, gradiente de temperatura, humedad relativa, y carga del piso máxima. En la Tabla 2.3.2.1 se muestra una comparación de los datos especificados por el fabricante y los valores reales tomados en el ambiente de instalación:

Característica del Ambiente	Recomendado por el Fabricante	Medido en el ambiente de Instalación
Altura de la Sala	2.13 m	3.50 m
Área mínima	14.16 m^2	Superior a lo requerido
Temperatura	15.5 °C – 35 °C	17 °C – 25°C
Humedad	15 – 80%	65% Promedio
Gradiente de Temperatura	4.4 °C/hora	Casi constante
Carga del Piso	0.059 Kg/cm^2	No tiene limitante, piso asentado sobre tierra

Tabla 2.3.2.1. Comparación de Características del Ambiente recomendados y Reales

Como se comprueba, el cuarto satisface en demasía los requerimientos especificados por el fabricante del equipo.

2.3.3 DISEÑO DE LAS MODIFICACIONES DEL AMBIENTE

Una vez aprobado el cuarto de instalación, se procede a diseñar las modificaciones en el mismo, para que satisfaga los requerimientos de funcionamiento estipulados en las instrucciones respectivas del equipo, basados en las normas alemanas DIN 6844 P3 (favor revisar anexo B).

En la Figura 2.3.3.1 se muestra las recomendaciones que se hicieron al cliente para modificar el cuarto de instalación del equipo, para garantizar su correcto funcionamiento:

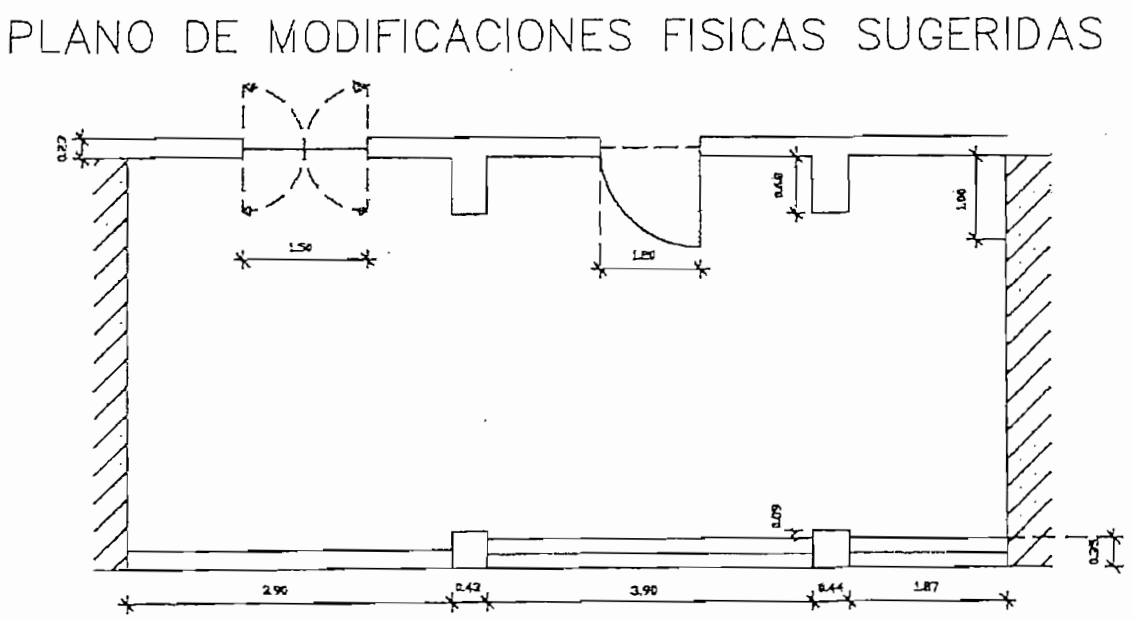


Figura 2.3.3.1 Modificaciones propuestas al ambiente de instalación de la E.CAM

2.3.4 UBICACIÓN DEL EQUIPO

El próximo paso a seguir es colocar la distribución física del equipo dentro del cuarto modificado, de acuerdo a las especificaciones del equipo, de modo que la ubicación sea la más idónea y respete todos los movimientos del equipo, del operador y del paciente. En la Figura 2.3.4.1 se muestra la ubicación del equipo E.CAM dentro del cuarto modificado, así como sus medidas y límites de movimiento.

Los ambientes adicionales necesarios para el funcionamiento del servicio de medicina nuclear, tales como el cuarto de desechos, el cuarto caliente, el cuarto de revelado y la sala de informes se encuentran alejados del cuarto de instalación, en ambientes debidamente separados por cuartos y por el pasillo de ingreso, asegurando de este modo un trabajo sin interrupciones ni interferencias en el cuarto de examen. Por esto estos cuartos no se muestran ni incluyen el la planificación ni en la construcción del ambiente de instalación del equipo.

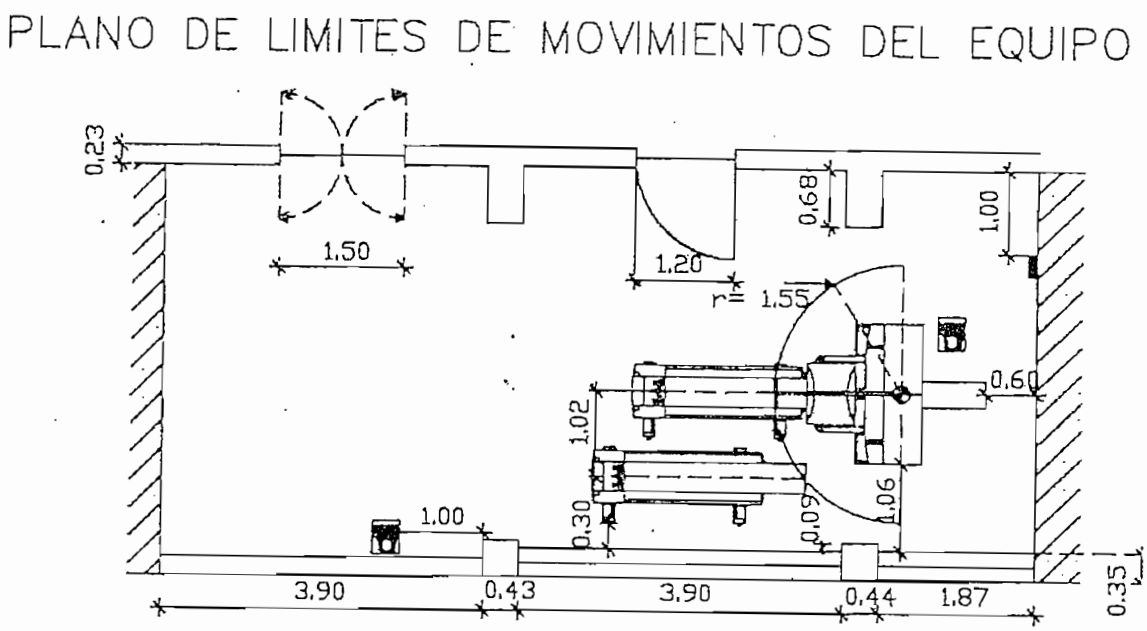


Figura 2.3.4.1 Ubicación del equipo dentro del área modificada, acotación y límites de movimiento

2.3.5 CANALIZACIONES ELECTRICAS

Para poder garantizar el correcto cableado del sistema entre todas sus partes constitutivas, se realiza uno o más planos en los que se representa las canalizaciones recomendadas adicionales a las existentes, que servirán para interconectar las diferentes partes del equipo. Estas canalizaciones pueden ser de piso, de techo, con canales expuestos o empotrados, debiéndose prever adicionalmente la canalización para los botones de marcha, paro y de paro de emergencia. En la Figura 2.3.5.1 se muestran los detalles de canalización requeridos para el montaje del equipo de gamagrafía marca Siemens, modelo E.CAM, en el Hospital Carlos Andrade Marín.

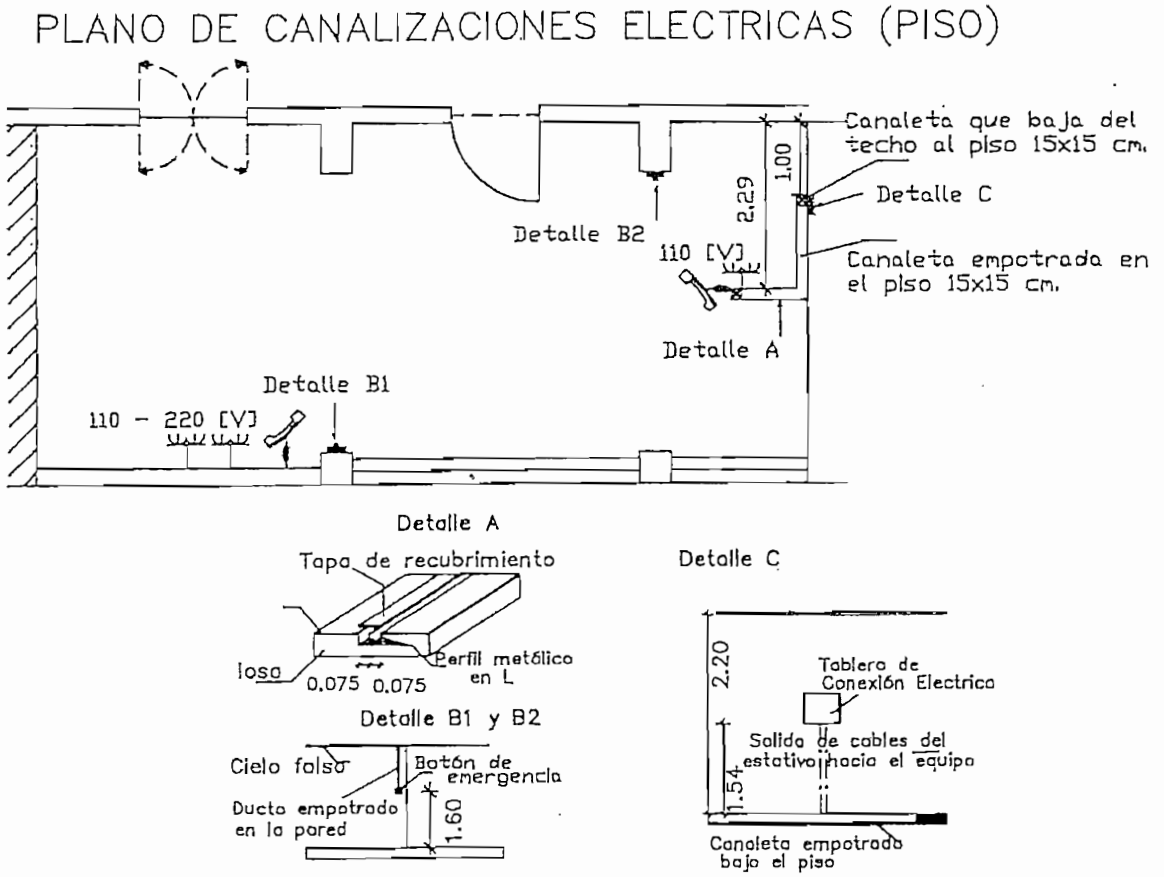


Figura 2.3.5.1 Canalización para la Instalación de la E.CAM

2.3.6 ACOMETIDA ELECTRICA

Posterior a este trabajo, se debe entregar un detalle de la acometida eléctrica, niveles de voltaje de trabajo, consumo de potencia, resistencia de red máxima permisible, protecciones eléctricas, y un diagrama detalle de la construcción del tablero de acometida eléctrica. Estos requerimientos deben cumplirse a cabalidad pues de lo contrario el funcionamiento del equipo no será garantizado.

En la Figura 2.3.6.1 se detalla las características mencionadas aplicables al equipo E.CAM.

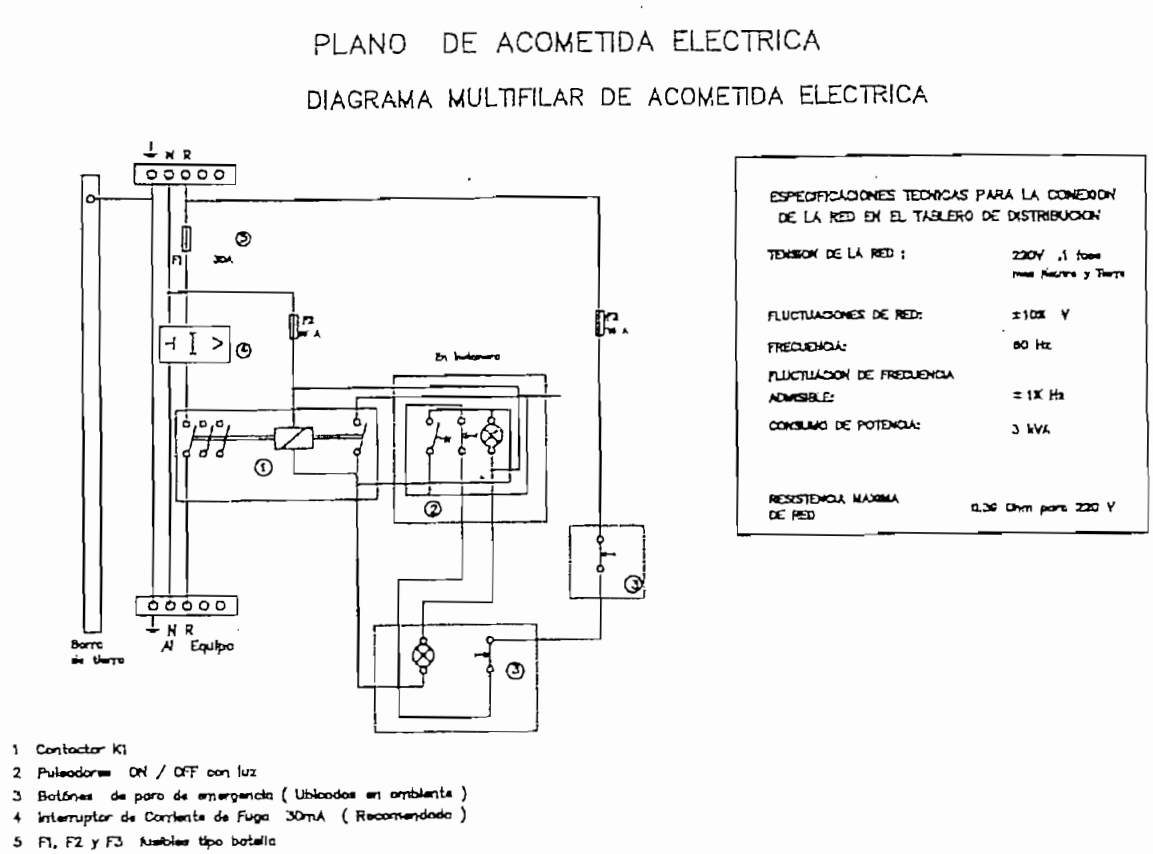


Figura 2.3.6.1 Detalle de acometida eléctrica y construcción del tablero de distribución para la E.CAM

2.3.7 RUTAS DE ACCESO

Finalmente se estudian las rutas de acceso desde la calle hasta el cuarto de montaje, y se verifican que los espacios de los pasillos (y de ser el caso de los elevadores) cumplan los requerimientos mínimos del fabricante. Para el caso específico del Hospital Carlos Andrade Marín, existe acceso directo desde la calle hasta el cuarto escogido, y los pasillos tienen un ancho de más de 2 m, lo cual sobrepasa la recomendación del fabricante (Favor ver Figura 2.2.4).

Con toda esta información detallada a la mano, el cliente debe planificar los trabajos de adecuación y acondicionamiento del ambiente, acordando una fecha tope de entrega de la obra. La conclusión de las modificaciones del ambiente debe ser notificada por escrito a la empresa encargada del montaje pues a partir

de esa fecha se puede atribuir cualquier incumplimiento en el contrato de venta e instalación del equipo a la empresa encargada de la instalación, por demoras en la entrega de los trabajos completamente concluidos. En el anexo B se adjunta un juego original de los planos diseñados y entregados al cliente, que contiene toda la información descrita anteriormente.

En el Anexo C, se presenta una copia del juego completo de planos arquitectónicos de pre instalación, desarrollados y entregados para el servicio de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín de la ciudad de Quito

2.3.8 ANCLAJE AL PISO

El Ecuador es considerado como área de alto riesgo sísmico, por ello el fabricante conocedor de esta categorización está obligado a enviar los dispositivos de anclaje al piso de los elementos más pesados y susceptibles a movimiento por vibraciones sísmicas. Este detalle es una consideración adicional que debe ser tomada en cuenta pues garantizará la correcta fijación de los elementos del sistema al piso, evitando desplazamientos, hundimientos, descentrajes, que pueden afectar severamente la integridad del equipo.

El Gantry se asienta sobre una base metálica especialmente diseñada para este sistema, sobre la cual se vierte una platina epóxica que al endurecerse, garantiza una nivelación perfecta de la base del equipo.

El Gantry debido a su considerable peso debe quedar perfectamente anclado en el piso, con los pernos correspondientes. El fabricante recomienda tipos especiales de pernos (llamados anchors o expansores), que son enviados en conjunto con el equipo. Estos pernos no se los puede conseguir localmente, por tal motivo es muy importante tomar todas las precauciones para realizar un correcto trabajo de anclaje. Los pernos son diseñados para un tipo especial de suelo, en el que este tipo de perno tiene mejor agarre, el suelo debe tener por lo

menos 7 cm de concreto, y deben ser hechos con brocas para concreto de 1.6 cm de diámetro. Pernos adicionales, específicos para áreas sísmicas son enviados para países de alto riesgo, requiriéndose para estos brocas para concreto de 0.95 cm de diámetro.

El fabricante recomienda anclar los pernos con un torque de 25 Nm. En la Figura 2.3.8.1 se muestra el detalle del piso y los pernos de anclaje del Gantry.

Para el caso de la mesa de paciente, ésta no se ancla al piso, pues debe tener movilidad desde la posición de examinación hasta la posición de parqueo y carga de colimadores, por ello usa un sistema denominado "docks", con los que se engancha la mesa en unas platinas huecas mediante un eje removible, y así queda perfectamente fijada al suelo y alineada con el Gantry. De este sistema se hablará con un poco de mayor detalle en el procedimiento de montaje mecánico en el Capitulo 3.

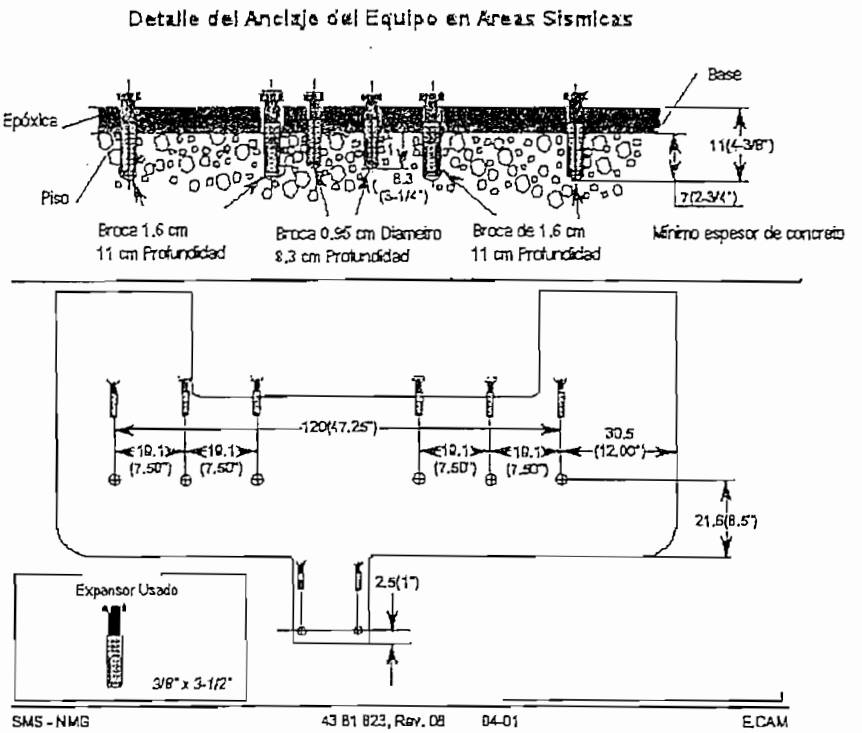


Figura 2.3.8.1 Detalle del tipo de piso y expansores requeridos para la E.CAM

Finalmente se describe en la Tabla 2.3.8.1 un listado de las herramientas requeridas para la instalación de una E.CAM.

Descripción	Cantidad
Lentes protectores	1
Taladro	1
Broca 5/8" x 10"	1
Broca 3/8" x 10"	1
Broca ¾" x 10"	1
Broca 1" x10"	1
Regla métrica de 30 cm	1
Aspiradora	1
Cinta adhesiva con medición	1
Caja de llave de tuercas en pulgadas	1
Juego de llaves hexagonales	1
Destornilladores Philips	1
Multímetro digital	1
Juego de hexagonales en pulgadas	1
Nivel de precisión	1
Lámpara	1
Torquímetro 100 pies-lb máximo	1
Torquímetro 25 pies-lb máximo	1

Tabla 2.3.8.1 Listado de Herramientas requeridas para el Montaje de la E.CAM

2.4 SEGURIDAD PARA LAS RADIACIONES

Un equipo de medicina nuclear trabaja con radiaciones ionizantes, por lo que los procedimientos y definiciones de seguridad radiológica son aplicables a la gamagrafía. Al tratar el tema de seguridad, ineludiblemente se deben analizar los niveles máximos de dosis de radiación permisibles que un operador, un paciente o personal particular pueden recibir en un año, sin que esa dosis recibida produzca efectos biológicos medibles.

Sin embargo, es importante dejar en claro que para radiaciones ionizantes ningún proceso de seguridad sobra o no es aplicable, resaltando el hecho que la mejor protección es la no exposición. Se comenzará el desarrollo de este punto, indicando un breve resumen de las unidades y magnitudes importantes.

Si se desea predecir o calcular los efectos de la radiación ionizante, se podría medir la cantidad de energía que pudiera existir en la parte posterior del cuerpo irradiado.

La magnitud de los efectos de la radiación es proporcional a la energía absorbida en la masa afectada. La unidad, la cual debería describir los efectos de esta irradiación, consecuentemente debe indicar la energía absorbida por unidad de masa como base.

Como unidad, el nombre DOSIS DE ENERGIA, es generalmente aceptado.
Para los numerosos campos de aplicación de la radiación, se definen varios términos para expresar la dosis de radiación. En la Tabla 2.4.1, se indica como se han separado las distintas clases de unidades, usadas para expresar la irradiación ionizante.

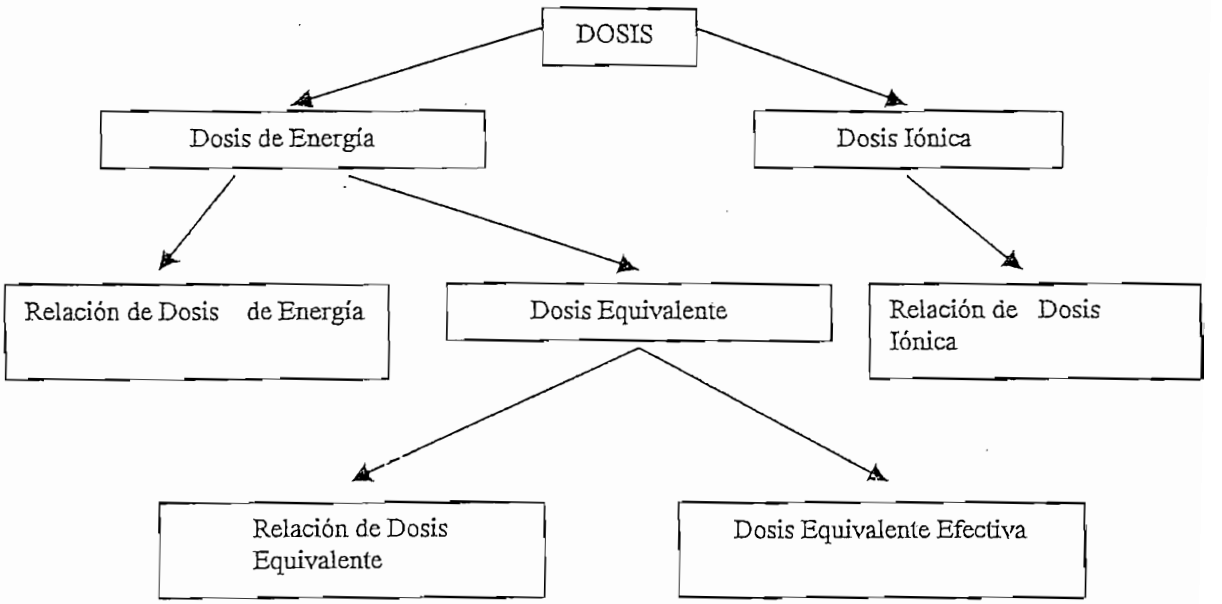


Tabla 2.4.1 Clases de Unidades

2.4.1 UNIDADES

Las unidades más importantes para expresar la dosis de radiación son las siguientes:

2.4.1.1 Dosis de Energía (D)

De acuerdo a la I.C.R.U. (International Committee Radiological Units and Measurements), se conoce a la dosis de energía también como DOSIS ABSORBIDA y se define como: D es la cantidad de energía cedida por las partículas ionizantes a una unidad de masa. Cuando la energía de 1 Julio es transferida, se tienen entonces:

D = energía absorbida / elemento de masa

D = 1 Julio / 1 Kg = 1 W x s / 1 Kg = 1 Gy.

La unidad usada para expresar la dosis de energía es el **GRAY**, cuyo símbolo es Gy. Esta representa la cantidad de energía absorbida por una unidad de masa.

Además esta unidad es universal, porque incluye a todos los tipos de radiaciones ionizantes, así como también a todo tipo de masa.

Es de importancia para esta unidad, únicamente la magnitud de la energía absorbida en el cuerpo irradiado. Si el material de interés tiene un alto número atómico, entonces la energía absorbida es alta y viceversa.

Hasta fines del año 1985, se usaba la unidad RAD (Radiation Absorve Dose), cuyo símbolo es rd, para expresar D. La relación entre las dos unidades es la siguiente:

$$1 \text{ rd} = 0{,}01 \text{ Gy} = \text{Joule / Kg}$$

2.4.1.2 Relación de Dosis de Energía ($\dot{D}$)

Llamada también Tasa de Dosis Absorbida, indica la dosis absorbida por unidad de masa, en un tiempo determinado o, la velocidad a la cual la energía es acumulada, sobre todo cuando los tiempos de exposición son largos.
Se define a esta como sigue:
$\dot{D}$ es la dosis de energía aplicada por unidad de tiempo.

$$\dot{D} = D / t = 1 \text{ J/Kg.s} = 1 \text{ Gy / s} = 100 \text{ rad / s}$$

2.4.1.3 Dosis Iónica o Exposición (J)

Es muy difícil medir el grado de la energía absorbida en un cuerpo o en un tejido. Lo que se realiza en su lugar es medir la potencia de ionización de la radiación en el aire (al frente del cuerpo de interés), lo que constituye un tipo de medida auxiliar de la dosis.

Este tipo de dosis es llamada DOSIS IONICA y se define así:
J es la medida de la carga eléctrica producida por una radiación del tipo ionizante en una masa de 1 Kg de aire seco a presión normal.

J = Cantidad de Carga Generada / Unidad de Masa

J = 1 C / 1 Kg = 1 A . s / 1 Kg

Hasta fines del año 1985, se usaba la unidad Röntgen, cuyo símbolo es R, para expresar la dosis iónica. Siendo la relación existente entre las dos unidades la siguiente:

$$1\ R = 2{,}58 \times 10^{-4}\ C / Kg$$

$$1\ C / Kg = 3{,}88 \times 10^{3}\ R$$

2.4.1.4 Relación de Dosis Iónica ($J^{\cdot}$)

Llamada también tasa de Exposición, indica la velocidad con la cual la carga es acumulada, por esta razón esta magnitud fue definida como:

$J^{\cdot}$ es la carga producida por un radiador del tipo ionizante en un Kg de aire por unidad de tiempo.

$$J^{\cdot} = J / t = 1\ C / 1\ Kg\ .\ s = 1\ A / 1\ Kg$$

En otras palabras, la relación de la dosis iónica es proporcional al número de electrones producidos en 1 Kg de aire en 1 segundo de tiempo.

2.4.1.5 Cálculo de la Dosis de Energía

La dosis de energía se puede calcular, conociendo únicamente la dosis iónica, mediante la siguiente expresión:

$$D = f \times J$$

donde: f es el factor de conversión propio para cada material. Además este factor depende de la cantidad de energía aplicada.

La Tabla 2.4.1.5.1 indica algunos factores f para algunos elementos de interés en el cuerpo humano

		f	f	f	f
ENERGIA (Kev)	FILTRACION (mm de)	AIRE	AGUA	MUSCULO	HUESO
50	1,4 Al	0,87	0,88	0,93	4,2
100	0,2 Cu	0,87	0,89	0,92	3,6
150	0,5 Cu	0,87	0,92	0,94	2,3
200	1,0 Cu	0,87	0,94	0,95	1,6
300	3,0 Cu	0,87	0,96	0,95	1,2
400	3,0 Cu	0,87	0,96	0,96	1,1

Tabla 2.4.1.5.1 Factores de Conversión f Para Diferentes Energías y Materia

2.4.1.6 Dosis Equivalente (H)

Debido a que diferentes tipos de radiación ionizante producen la misma dosis de energía en la materia irradiada, causando cambios biológicos de diferentes magnitudes, existen unidades radiológicas adicionales cuya finalidad es limitar cada acción provocada por el material radiante.

Con este objeto, se define la dosis equivalente, la cual expresa que tan altos son los efectos de un tipo de radiación con respecto a una radiación de referencia, la cual generalmente es la radiación gamma (o radiación X).

La dosis equivalente H se define entonces como el producto de la dosis de energía D por el coeficiente q.

$$H = D \times q$$

El coeficiente q es adimensional, por tanto la unidad para expresar la dosis equivalente es el Joule / Kg. Para diferenciar a las unidades de D y H, se creó la unidad SIEVERT (Sv) para la dosis equivalente:

$$1\ Sv = 1\ J / 1\ Kg$$

Hasta finales del año 1985, se utilizaba la unidad REM (Rad Equivalent Man) para expresar H. La relación entre las unidades es:

$$1\ rem = 1\ x10^{-2}\ J / Kg = 0{,}01\ Sv$$

El organismo internacional llamado ICRU (Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas) creó la Tabla 2.4.1.6.1

TIPO DE RADIACION	MOLESTIA	DOSIS ABSORBIDA (Gy)	EFICACIA BIOLOGICA RELATIVA (RBE)	DOSIS EQUIVALENTE (Sv)
X, Gamma o Beta	Anemia	1.0	1	1
Alfa	Anemia	0.1	10	1
Neutrón térmico	Anemia	0.435	2.3	1
Neutrón rápido	Anemia	0.1	10	1

Tabla 2.4.1.6.1 Factor de Calidad

Según el ICRU, al factor de Eficacia Biológica Relativa (RBE), se lo denomina factor de calidad o factor q.

2.4.1.7 Tasa de Dosis Equivalente ($\dot{H}$)

Indica la variación en el tiempo de H:

$$\dot{H} = H / t\ \ [1\ Sv / s] = [1\ J / 1Kg\ .\ s]$$

La Tabla 2.4.1.7.1 mostrada a continuación, indica algunos de los valores de los coeficientes q, dependiendo del tipo de radiación:

TIPO DE RADIACIÓN	COEFICIENTE q
Radiación gamma (rayos X)	1 (referencia)
Radiación Beta	1
Neutrón Térmico	2.3
Neutrón Rápido	10
Radiación de un Protón	10
Radiación Alfa	10
Núcleos Pesados	20

Tabla 2.4.1.7.1 Valores de q Para Diferentes Tipos de Radiación

En la Tabla 2.4.1.7.2, se incluyen algunas de las propiedades más comunes de las radiaciones.

RADIACIÓN	MASA (u.m.a.)	CARGA	ENERGÍA (MeV)	ALCANCE EN AIRE (m)	ALCANCE EN AGUA (mm)	ORIGEN
Alfa (α)	4.00387	+2	3 - 8	0.02 - 0.08	0.02 - 0.04	Núcleos Pesados
Beta (β^-) negativa	5.485_x10^{-5}	-1	0 - 5	0 - 10	0 – 1	Núcleos con alta relación n/p
Beta (β^+) Positiva	5.485_x10^{-5}	+1	0 - 5	0 - 10	0 – 1	Núcleos con baja relación n/p
Neutrones	1.008986	0	0 - 10	0 - 100	0 – 1	Reacciones nucleares (fusión de uranio)
Rayos X	0	0	eV a 100 KeV	mm a 10 m	μ a cm	Transiciones entre electrones orbitales(Máquina de rayos x)
Rayos Gamma (γ)	0	0	10 KeV a 10 MeV	cm a 100 m	mm a 10 cm	Transiciones nucleares

Tabla 2.4.1.7.2 Propiedades de las radiaciones

2.4.2 RADIOACTIVIDAD ESTIMULADA

En la actualidad, en la naturaleza existen un gran número de elementos radioactivos por sí solos (aproximadamente 40).

Sin embargo, cuando se bombardea ciertos elementos naturales con neutrones, algunos de estos neutrones son capturados por los núcleos de los átomos de los elementos.

Como estos neutrones representan un incremento de energía, los átomos que capturan a estos neutrones pasan a un estado excitado y emiten radiación, para así volver a su condición inicial de estabilidad.

Se tiene por ejemplo el átomo de Cobalto, que posee número de masa 59, y número atómico 27. Cuando a este elemento se bombardea de neutrones, el Cobalto pasa a tener un número de masa 60, pero mantiene el mismo número atómico. De esta forma, el isótopo Cobalto 60 es un radioisótopo.

A través de este proceso son producidos los radioisótopos comúnmente utilizados en exámenes de gamagrafía (Cobalto-60, Iridio-192, etc.).

Los neutrones son producidos por interacciones de partículas en aceleradores, por algunas fuentes radioactivas, o por procesos de fusión. En determinadas condiciones, los neutrones pueden ser frenados de manera similar a los rayos gamma, pero por regla general tienen un mayor poder de penetración.

Cuando los neutrones son detenidos por un material, son generalmente capturados por el núcleo, resultando una emisión de rayos gamma o beta. Materiales con una gran cantidad de hidrógeno tienen mayor poder de retención o captura de los neutrones, como por ejemplo el agua, polietileno, parafina, etc.

De acuerdo a su energía, tal como se muestra en la Tabla 2.4.2.1, los neutrones pueden ser clasificados en:

TIPO DE NEUTRONES	ENERGIA (eV)
Térmicos	0.025 eV
Lentos	< 1 KeV
Intermedios	1 KeV hasta 0.5 MeV
Rápidos	Hasta 15 MeV

Tabla 2.4.2.1 Tipos de Neutrones

A continuación, en la Tabla 2.4.2.2 se describen las principales clases de neutrones.

CLASES	TIPO DE REACCION	VIDA MEDIA (AÑOS)	ENERGIA MAXIMA
^{226}Ra-Be	ALFA - NEUTRON	1622 años	13.08 MeV
^{210}Po-Be	ALFA - NEUTRON	138.40 días	10.87 MeV
^{229}Pu-Be	ALFA - NEUTRON	24400 años	10.74 MeV
^{261}Am-Be	ALFA - NEUTRON	465 años	10.74 MeV
^{24}Na-Be	GAMMA - NEUTRON	14.8 horas	---
^{124}Sb-Be	GAMMA - NEUTRON	60 días	---
^{252}Cf	FISION EXPONTANEA	2.85 años	---

Tabla 2.4.2.2 Clases de Neutrones

A continuación, se indica en la Tabla 2.4.2.3, las fuentes radioactivas más comunes:

ISOTOPO	TIPO DE RADIACION	ENERGIA (MeV)	VIDA MEDIA		OBTENCION Y FORMA QUIMICA MÁS COMÚN
			AÑOS	DIAS	
^{60}Co	β, γ	1.17 1.33	5.3		^{59}Co (n,Y) ^{60}Co Cobalto Metálico
^{137}Cs	β, γ	0.66	28		Fusión (SO_4Cs_2)
^{192}Ir	β, γ	0.61 0.60 0.46 0.32 0.31 0.20		74	^{191}Ir (n,Y) ^{192}Ir Ir metálico
^{170}Tm	β, γ	0.084 0.052 0.010 0.002		127	^{169}Tm (n, Y) ^{170}Tm Tm_2O_3
^{110}Ag	β, γ	0.53 0.66 0.68 0.71 0.76 0.88 0.94 1.39 1.52		270	^{109}Ag(n,Y) ^{110}Ag Ag metálica
^{75}Se	β, γ	0.07 0.12 0.14 0.26 0.28 0.40		127	^{74}Se (n,Y) ^{75}Se Oxido
^{134}Cs	β, γ	0.57 0.56 0.60 0.79 1.17 1.37	2.3		^{133}Cs (n,Y) ^{134}Cs ClCs
^{182}Ta	β, γ	0.10 0.10 0.20 1.12 1.20 1.22		115	^{181}Ta (n,Y) ^{182}Ta metálico

Tabla 2.4.2.3 Fuentes Radiactivas Comunes

2.4.3 DOSIS PERMISIBLES Y EFECTOS EN EL CUERPO HUMANO

En este punto, se pondrá especial atención a los efectos directos e indirectos que producen las radiaciones ionizantes en sus diversas clases, a todo ser vivo que esté dentro del campo de acción de las mismas; es decir, a todo el personal médico que trabaja diariamente con equipos que trabajan con radiación, a los

pacientes que son quienes reciben directamente esta radiación y, en general, a todas las personas que pueden estar en contacto con este medio. Es así, que en este numeral se pretende informar y advertir cuales son los efectos de la radiación, para que de esta manera se pueda tener un criterio formado de las cantidades de radiación permisibles que puede recibir el cuerpo humano, sin que estas puedan causar alteraciones biológicas irreversibles en su organismo.

Lo primero que se debe aclarar es que cuando un órgano es expuesto a la radiación, este absorbe parte de la energía radiante, la misma que no es posible eliminar, debido a la interacción existente entre los cuantos de energía radiante y las células del cuerpo humano. Por esta razón, se conoce que de toda la dosis emitida, un porcentaje de la misma es absorbida por el cuerpo humano. La dosis se absorbe generalmente en los órganos que estuvieron dentro del campo de acción de la radiación. Esta dosis absorbida, generalmente se acumula con el tiempo, cada vez que la persona esté expuesta a este tipo de radiación ionizante, pudiendo decir así que la dosis absorbida por el ser humano se va sumando. De ahí la importancia de conocer los valores máximos de dosis que puede recibir el cuerpo humano en un tiempo determinado.

2.4.3.1 Dosis Permitidas para Personas

Puesto que el cuerpo humano está constituido por una inmensa cantidad de órganos, cada uno de los cuales con diferentes características, al momento de ser expuesto a un tipo de radiación, cada órgano tiene un poder de absorción determinado, el mismo que depende de sus características biológicas. Es por esta razón que se puede decir que existen órganos con poca o con alta sensibilidad a la radiación, definiendo a la sensibilidad como la capacidad de producir efectos dañinos en determinada estructura del cuerpo humano.

En la Tabla 2.4.3.1.1 se muestran los órganos más importantes del cuerpo humano, clasificados de acuerdo a su sensibilidad a la radiación.

ALTA SENSIBILIDAD

Embrión (Hasta tercer mes de gestación)
Feto (Después del tercer mes de gestación)
Órganos Linfáticos, Linfocitos, Eritrocitos, Trombocitos
Médula
Intestino
Ovario (Óvulo)
Testículos (Esperma)
Capilares
Mucosas, Glándulas Salivales
Papilas Capilares
Zonas de Crecimiento de los Huesos
Glándulas Mamarias
Pupilas
Glándulas Transpiratorias y Sebáceas
Glándulas Renales
Piel
Glándula Tiroides
Hígado, Riñones
Huesos de Adultos
Cartílago
Membranas, Púlmones
Sistema Nervioso Central (Cerebro, Médula Espinal)
Nervios periféricos
Tejido muscular

POCA SENSIBILIDAD

Tabla 2.4.3.1.1 Órganos Sensibles a la Radiación

Los límites permisibles de dosis absorbida son muy importantes de conocer, por cuanto indican la cantidad máxima de dosis a la que pueden ser expuestos los órganos del cuerpo humano sin que estos sufran algún daño.

A continuación se indican los valores de dosis máximas que pueden recibir las personas que trabajan con radiaciones ionizantes; es decir, todo aquel personal que labora directamente con fuentes radioactivas (generalmente los tecnólogos médicos) o aquellas personas que tienen un trabajo físico, médico o administrativo.

a) La dosis máxima permisible para el cuerpo entero, sobre todo en testículos, hígado, bazo, médula ósea, de un individuo es de 0,05 Sv/año, ó 5 rem/año.

b) En ningún caso, la dosis total acumulada por el cuerpo humano podrá sobrepasar la dosis máxima permisible expresada por la siguiente fórmula:

$$D = 5 * (N - 18)$$

donde: D= Dosis expresada en rem

N= Edad del individuo expresada en años (N >18 años)

c) La dosis máxima permisible en un trimestre es de 0,03 Sv (3 rem), siempre que la dosis total recibida en los últimos 12 meses no haya excedido los 0,05 Sv (5 rem), excepto en condiciones como las que se indican a continuación:

1.- No se aplica en casos que involucren exposición abdominal de mujeres que estén en condiciones de procrear. En este caso la dosis se limita a 0,013 Sv (1,3 rem) por trimestre.

2.- No se aplica en el caso de un feto de una mujer embarazada. En esta caso, la dosis acumulada en el período de embarazo, desde el momento del diagnóstico hasta el parto, no debe exceder 0,01 Sv (1 rem).

3.- La exposición en la tiroides en personas de menos de 16 años de edad no debe sobrepasar de 0,015 Sv (1,5 rem) por año.

d) Si no fuera conocida la dosis de radiación previamente acumulada en cualquier período de trabajo se admitirá que la persona que trabaje con rayos X, reciba en cada año un valor menor a la dosis máxima permisible que esté en validez.

e) La dosis máxima permisible que pueden recibir los diferentes órganos del cuerpo humano a excepción de los testículos y de la médula ósea, no pueden superar los valores indicados en la Tabla 2.4.3.1.2

ORGANOS	LIMITE TRIMESTRAL Sv (rem)	LIMITE ANUAL Sv (rem)
Manos, antebrazos, pies, tobillos	0,4 (40)	0,75 (75)
Ojos, tiroides, piel del cuerpo entero (excluyendo piel de manos, antebrazos, pies y tobillos)	0,15 (15)	0,30 (30)
Cualquier otro órgano aislado (excluyendo gónadas, hígado, bazo, médula ósea)	0,08 (8)	0,15 (15)

TABLA 2.4.3.1.2 Límite de Dosis Permitidas en el Cuerpo Humano

f) La dosis máxima permisible, llamada **DMP**, para trabajadores con radiación, es de 0,05 Sv (5 rem)/año. Siempre que se considere que el año tiene 50 semanas útiles con 40 horas de trabajo por semana, se puede establecer las dosis máximas permisibles para un trabajador de

radiación, en un mes, en una semana, o en una hora, de la siguiente manera:

DMP = 0,05 Sv/año = 0,004 Sv/mes = 0,001 Sv/semana = 0,00025 Sv/hora = 2,5 mR/hora.

g) Todos los valores anteriores, entre los numerales a y f, se aplican a trabajadores con radiación. Para público en general, es decir todas aquellas personas que están en contacto con radiación, exclusivamente cuando son sometidas a un examen de diagnóstico o de terapia, las normas básicas de protección radiológica recomiendan un nivel menor de 1/10 de las dosis máximas permitidas para trabajadores, tal como se indica en la Tabla 2.4.3.1.3.

CANTIDAD	TRABAJADOR mSv/año	PUBLICO GENERAL mSv/año
Dosis equivalente efectiva o dosis de cuerpo entero	50	1
Dosis equivalente para un sólo órgano o tejido (T)	500	1/Wt
Dosis equivalente para la piel	500	50
Equivalente de dosis para el ojo	150	50
Extremidades (manos y pies)	500	50

TABLA 2.4.3.1.3 Límite de Dosis Equivalente para Trabajadores y Público

Donde el factor **Wt**, es el llamado factor de ponderación para un tejido o para un órgano determinado, y sus valores se muestran en la Tabla 2.4.3.1.4.

ORGANO O TEJIDO	FACTOR Wt
Testículos	0,25
Mamas	0,15
Médula ósea	0,12
Pulmón	0,12
Tiroides	0,03
Ojos	0,03
Resto del cuerpo	0,06

TABLA 2.4.3.1.4 Factor de Ponderación Wt para Tejidos y Órganos

2.4.4 CLASIFICACION DE AREAS DE TRABAJO

El área de trabajo, dentro de la cual se desenvuelven las personas que manejan radiación, influye de manera directa en la cantidad de dosis que pueda recibir cada persona, es así que en la Tabla 2.4.4.1 se ha hecho la siguiente clasificación de áreas de trabajo.

DENOMINACION	DOSIS EQUIVALENTE EFECTIVA mSv/año (rem/año)
Libre	<1 (0,1)
Restringida	> 1 (0,1)
Supervisada	< 15 (1,5)
Controlada	> 15 (1,5)

Tabla 2.4.4.1 Clasificación de las Areas de Trabajo

Cada una de estas áreas ha sido clasificada de acuerdo a la cantidad de radiación que se puede medir en ella en un período de un año, así por ejemplo un área

denominada libre, es aquella en la que la cantidad de dosis equivalente efectiva medida en un período de un año no es mayor a 1 mSv.

A manera de información, y como datos curiosos de las radiaciones ionizantes, se presenta en el anexo D tres tablas sumamente interesantes, en las que se puede ver:

- Índices de exposición a los que está sujeta la humanidad
- Riesgos durante el período de gestación en la mujer
- Expectativa de pérdida de vida por diversos motivos, incluido las radiaciones ionizantes aplicadas a la medicina.

2.4.5 ASIGNACIÓN DE ÁREAS (CRITERIOS DE SEGURIDAD)

El área designada para el trabajo con material radiactivo (cuarto caliente) se encuentra dentro de la misma área del servicio de imagen. Esta área debe ser independiente del área administrativa, no debe tener colindancia con pasillos de circulación de pacientes o público y debe estar alejada lo más posible del cuarto de examen, en donde estará instalado el equipo. A esta área sólo tendrá acceso el personal autorizado, y es clasificada como área restringida.

En esta área se debe prever la instalación de una pequeña mesa llamada laboratorio, que son mesas de trabajo de aluminio recubiertas con plástico (según normas de seguridad NCRP.), evitando así que en caso de que el material radiactivo sea derramado, penetre en las fisuras o porosidades y sea depositado en estas. El piso debe ser recubierto con material de caucho o de hule, de una sola pieza, para evitar filtraciones. El área que se designe como cuarto caliente, debe estar debidamente señalizada.

Las normas recomiendan la construcción de un cuarto adicional que se denomina almacén, y es aquel lugar donde se guardan todos los isótopos radiactivos que no serán usados en el laboratorio durante o previo la realización de un examen. Este

cuarto deberá permanecer siempre bajo llave, la misma que sólo tendrá acceso el director o el jefe del servicio de medicina nuclear.

Debido al volumen no tan elevado de pacientes, en nuestro País los clientes no acostumbran a construir el cuarto de bodegaje, manejando los generadores radiactivos en el mismo laboratorio.
Las señalizaciones tanto en el cuarto caliente como en la bodega deben ser claras, visibles y precisas, para que indiquen la presencia de material radiactivo. Estas señalizaciones se deben hacer utilizando el símbolo internacional que indica la presencia de radiaciones ionizantes, y deben ser acompañadas con letreros concisos y claros.

En la Figura 2.4.5.1 se muestra el símbolo internacional de presencia de radiación ionizante.

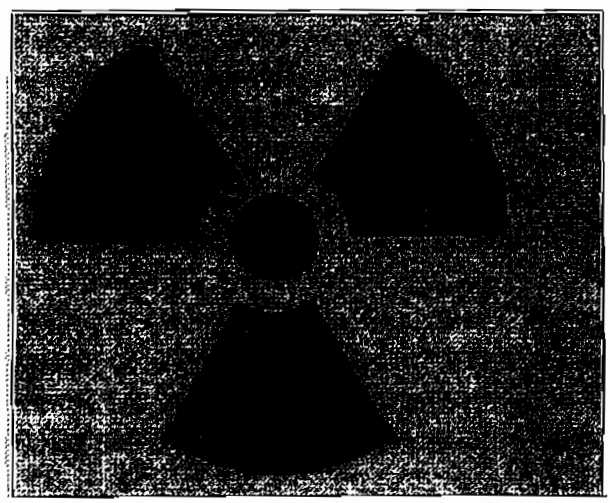


Figura 2.4.5.1.Símbolo Internacional de Radiaciones Ionizantes

El personal ocupacional deberá utilizar guantes y bata para realizar su trabajo y colocará sobre el área destinada para tal fin un lienzo de papel absorbente previniendo de este modo los daños que pudiera causar un derrame ocasional.

Al finalizar el trabajo, el material liquido sobrante, deberá verterse en recipientes de aluminio. Los tubos y jeringas utilizadas y contaminadas, deberán verterse en recipientes plomados debidamente marcados. Los sobrantes de material radiactivo se depositarán acumulablemente en cubetas que contengan hipoclorito. Al llenarse esta cubeta, se debe proceder a guardarla en el almacén o bodega por un tiempo aproximado de 7 vidas medias del radioisótopo. Una vez que haya transcurrido este período, este liquido remanente podrá ser desechado por la cañería o en el chorro de agua del lavabo.
Otro procedimiento aceptado internacionalmente es que todo desecho líquido del mismo material radiactivo se almacene en recipientes plásticos herméticos de 20 litros de capacidad, los cuales una vez llenos en sus ¾ partes se trasladan a un cuarto especialmente construido para el manejo de desechos (según normas alemanas, aplicables en países europeos).

En todo caso nunca se debe desechar de manera cotidiana material radiactivo por las tuberías del servicio de medicina nuclear.

Hasta aquí los detalles de los trabajos de pre – instalación que, en el caso del Hospital Carlos Andrade Marín, se cumplieron en un 100%.

A continuación se procederá a detallar lo relacionado con la fase de preinstalación tanto mecánica como eléctrica.

CAPITULO 3

CAPITULO 3

INSTALACIÓN MECÁNICA Y ELÉCTRICA

En este capítulo se pretende dar a conocer los procedimientos recomendados por el fabricante para realizar correctamente la instalación mecánica del equipo, la misma que llega a la interconexión de sus componentes.

Este procedimiento se basa en los requerimientos del equipo, en los normativos internacionales adaptados para la instalación, ya sean éstos NEMA o DIN, y en la adaptación de los procedimientos a nuestra realidad nacional, en cuyo caso se explicará que procedimiento se siguió para concluir exitosamente este cometido.

Para empezar este capítulo, es necesario dejar en claro que un buen trabajo de instalación sólo será garantizado cuando se hayan cumplido todas y cada una de las recomendaciones y especificaciones detalladas en los trabajos de preinstalación.

Los trabajos de montaje mecánicos y eléctricos sólo pueden ser iniciados cuando el cliente haya entregado oficialmente la obra civil de adecuación o nueva construcción del ambiente de instalación de un equipo médico.

En el caso particular del equipo de gamagrafía modelo E.CAM para el Hospital Carlos Andrade Marín, las obras de adecuación fueron entregadas oficialmente, a la compañía encargada del montaje del equipo, 15 días antes del arribo del equipo al País, lo que otorgó tiempo necesario para planificar los trabajos de instalación.

Los detalles de traslado del equipo desde la calle hasta el cuarto de instalación, fueron explicados en el capítulo anterior. Para el caso puntual de esta instalación no existieron problemas en el traslado de los equipos desde la calle hasta el cuarto, los pasillos de circulación excedían los mínimos requeridos para el libre

movimiento del equipo, y los ambientes aledaños del cuarto eran lo suficientemente grandes para almacenar cajas de embalaje, restos de montaje, cobertores, plásticos, y demás materiales considerados como desechos de la instalación. Por ello se partirá del hecho de que todas las cajas de los diferentes componentes del equipo están en el ambiente de instalación, que sus contenidos están plenamente identificados y que los embalajes han sido abiertos. Este procedimiento, que no se describe, no ocasionó ningún tipo de problema ni al instalador ni al cliente, por lo que no se lo describe como importante. Además, de la experiencia de otras instalaciones, se puede afirmar que esta etapa no suele dar problemas.

Para iniciar el trabajo de montaje físico, se debe contar con las herramientas necesarias especificadas por el mismo fabricante. Tener a disposición todas las herramientas requeridas, evitará demoras en el proceso de montaje, asegurará la realización de un correcto trabajo, y garantizará la integridad del equipo.

Para el caso de una gamacámara modelo E.CAM, el listado de las herramientas indispensables para efectuar el trabajo de montaje, se detallan en la Tabla 3.0.1

DESCRIPCION	NUMERO DE PARTE DE LA CASA FABRICANTE (SIEMENS)	CANTIDAD
Lentes de Protección	Estándar	1
Taladro Eléctrico	Estándar	1
Broca concreto 5/8 x 10"	29 62 061	1
Broca concreto 3/8 x 10"	52 22 943	1
Broca concreto ¾ x 10"	52 22 935	1
Broca concreto 1" x 10"	29 62 079	1
Regla métrica de 30 cm	Estándar	1
Aspiradora	Estándar	1
Cinta de medición Flexómetro	Estándar	1
Juego de llaves de tuercas de 15/16 "	Estándar	1
Juego de llaves hexagonales milimétricas	Estándar	1
Juego de llave de tuercas milimétricas	Estándar	1
Juego de llaves hexagonales en T	Estándar	1

DESCRIPCION	NUMERO DE PARTE DE LA CASA FABRICANTE (SIEMENS)	CANTIDAD
Limpiador de hoyos en piso	Estándar	1
Llave de tuerca 9/16"	Estándar	1
Destornillador Phillips # 2	Estándar	1
Destornillador plano 3/16"	Estándar	1
Multímetro digital	Estándar	1
Disskette Diag Ui para Ecam	52 25 987	1
Juego de llaves Hexagonales en pulgadas	Estándar	1
Llave de boca de 1/2"	Estándar	1
Lámina recta de 4"	Estándar	1
Nivel de burbuja	35 60 989	1
Linterna	Estándar	1
Torquímetro (100 lbs-pie max.)	Estándar	1
Torquímetro (25 Lbs-pie máx.)	Estándar	1
Alicates 3"	Estándar	1
Juego de calibradores	Estándar	1
Plomada	Estándar	1

Tabla 3.0.1 Herramientas requeridas para la instalación de la E.CAM

Para mayor facilidad en el desarrollo de este capítulo y mejor compresión del mismo, se lo dividirá e las siguientes partes:

- Procedimiento de nivelación del piso.
- Instalación de la platina de piso.
- Fijación del Gantry a la platina de piso.
- Instalación de la Torre / Instalaciones electrónicas.
- Cableado del Gantry a la Torre.
- Instalación del PPM. (Monitor de Posicionamiento de Paciente)
- Instalación de la mesa de paciente posterior.
- Instalación del detector.
- Alineación del detector.
- Instalación de la mesa de paciente frontal.
- Instalación del carro porta colimadores.

Para familiarizarse con el equipo, se presenta en la Figura 3.0.1 una gráfica completa del equipo.

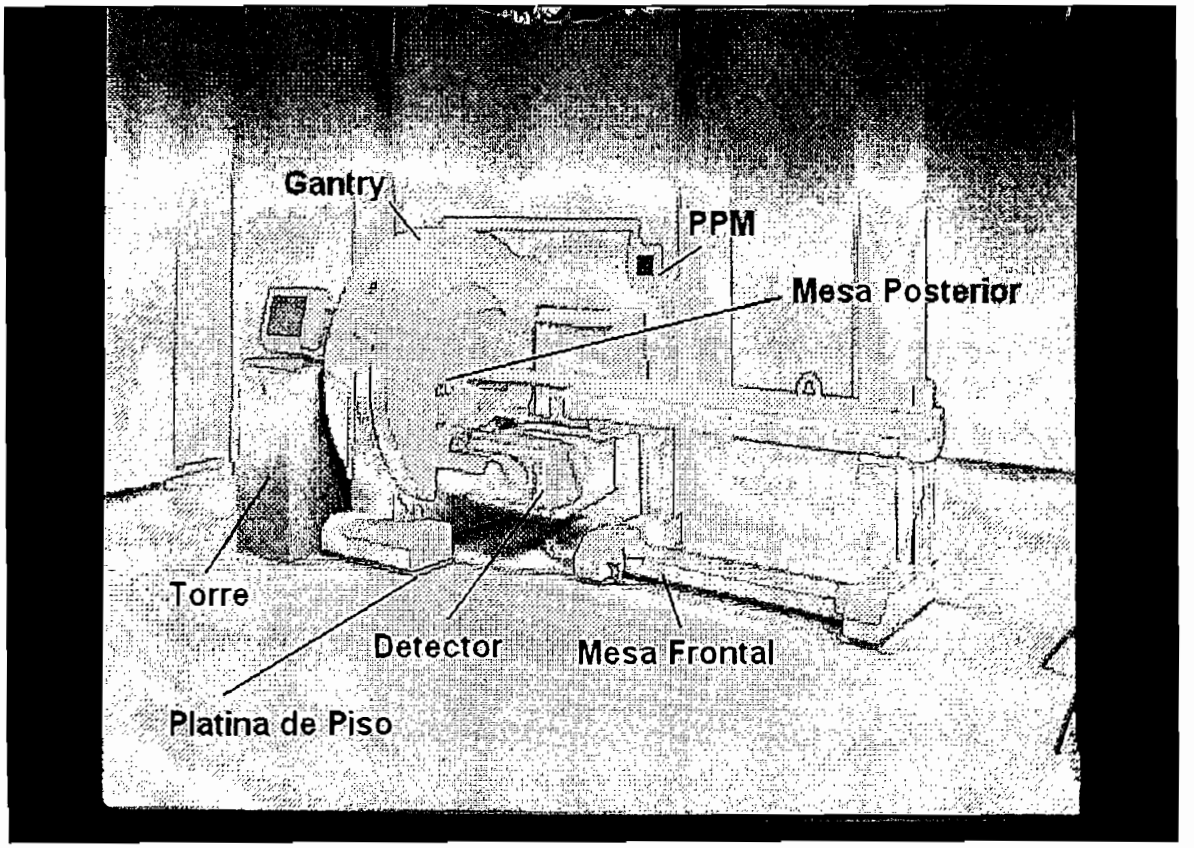


Figura 3.0.1 Imagen del Equipo con sus Componentes

3.1 PROCEDIMIENTO DE NIVELACION DL PISO

A pesar de que en los requerimientos de preinstalación, se solicita que el cliente se asegure de la correcta nivelación del piso, para garantizar que el área donde estará el Gantry sea perfectamente plana y con nivel 0,00, el fabricante envía pocos días antes del arribo del equipo un kit denominado "nivelación del piso de Ecam". La realización de este procedimiento evitará futuros problemas en la instalación y centrado de la mesa con el Gantry y con el carro porta colimadores. Para completar este procedimiento, el fabricante estima un promedio de 2 horas de trabajo.

Este kit consta de los materiales que se detallan en la tabla 3.1.1.1

CANTIDAD	NUMERO DE PARTE SIEMENS	DESCRIPCIÓN
1	43 87 929	Texto del procedimiento de nivelación
1	35 60 799	Impresión tamaño natural de l platina
1	59 70 897	Epóxica y kit de endurecimiento
1	43 87 903	5 Piezas de armadura de espuma
1	52 22 950	Tubo Pkg
1	29 71 765	Tapa de vidrio reforzada de ¾ "
1	Estándar	Cera en pasta para autos

Tabla 3.1.1.1 Contenido del Kit de Nivelación

3.1.1. CONDICIONES DE USO

La epóxica y el endurecedor deben estar a una temperatura superior a los 18 °C antes de su uso, y deberán almacenarse en un cuarto, por 48 horas, si la temperatura es menor a la solicitada. El piso deberá estar a una temperatura superior a los 18 °C, de lo contrario la epóxica no se endurecerá. Todo el contenido del endurecedor debe ser añadido y completamente mezclado antes de ser aplicado.

3.1.2 PRECAUCIONES

Ciertas personas pueden ser sensibles a la resina epóxica, por lo que se recomienda el uso de ropa de protección, guantes plásticos y gafas protectoras para evitar salpicaduras del material. Posterior al uso, la ropa sólo debe ser lavada con jabón y agua. Si ocurre un contacto del material con los ojos, debe lavárselos con abundante agua y se debe consultar a un médico inmediatamente.

Se debe dejar al menos 8 horas para el perfecto secado del material. Se recomienda verter la epóxica en el piso, en la tarde, cuando ningún personal del hospital esté laborando, esto permitirá el secado en la noche.

3.1.3. PREPARACIÓN DEL PISO

- Se debe usar el plano respectivo de preinstalación para determinar exactamente la ubicación del Gantry.
- Se deben sellar todos los agujeros o fisuras en el piso con cinta adhesiva
- Se debe medir la platina del piso para verificar la correcta impresión. Si las medidas no son correctas se deberá usar la platina misma, si es posible hacerlo. Si la impresión es correcta, se debe cortarla, asegurándose de cortar la impresión de la mesa de paciente posterior, y pegándola a la impresión principal de la platina base.
- En este punto se debe pegar la impresión de la platina, directamente en la posición de ubicación del Gantry.
- Se debe colocar la armadura de espuma en la línea exterior de la impresión. Se debe usar un cuchillo afilado o una navaja para cortarla. Se debe cortar la espuma de tal manera que todas las piezas terminen en las esquinas. Para redondear las esquinas no se las debe cortar completamente, sino realizar cortes parciales que darán más fácilmente la forma de la curva.
- Se debe retirar el adhesivo blanco de la espuma y se lo fija al piso por la línea externa siempre con el adhesivo café mirando hacia adentro donde la platina base será situada.
- Se debe remover la impresión desde el interior de la espuma.
- Se debe sellar todas las esquinas en las uniones de la espuma con adhesivo, en el interior del armazón.
- Se debe aplicar la pasta en cera con los dedos en la unión del piso con la espuma para sellarla.
- Se debe aplicar abundantemente una capa de cera en el área total dentro del armazón de espuma.

3.1.4 DETERMINACIÓN DE LA CANTIDAD DE EPOXICA

Para prevenir que la cámara esté demasiada elevada desde el piso en relación con la mesa de paciente y el carro porta colimadores, se recomienda usar sólo la cantidad de epóxica para nivelar perfectamente el suelo bajo la platina de piso.

El fabricante recomienda el uso de ¾ partes del contenido de la mezcla de la epóxica. El procedimiento para la mezcla de la epóxica es el siguiente:

- Abrir el contenido de epóxica de 50 libras, usando la combinación de taladro con la paleta de mezcla se debe batir el contenido hasta obtener una epóxica de color uniforme. Para ello se recomienda mover la paleta alrededor del perímetro del contenedor y también de arriba abajo. Es importante no elevar demasiado la paleta para evitar que burbujas de aíre se mezclen con el líquido.
- Una vez que se haya conseguido un color uniforme en la epóxica se debe abrir el recipiente del endurecedor y cuidadosamente hay que verter su contenido en el otro recipiente.
- Con la paleta instalada en el taladro, se debe batir la epóxica y el endurecedor hasta obtener una mezcla de color uniforme y consistente. Este procedimiento toma entre 5 y 10 minutos.
- Se debe verter en todas las esquinas del armazón de espuma esta mezcla, así como también en el centro.
- Después del secado, de aproximadamente 8 horas, se debe remover la espuma del perímetro del piso vertido. Esta espuma puede ser descartada.

En la Figura 3.1.4.1 Se muestra el detalle del armazón de espuma

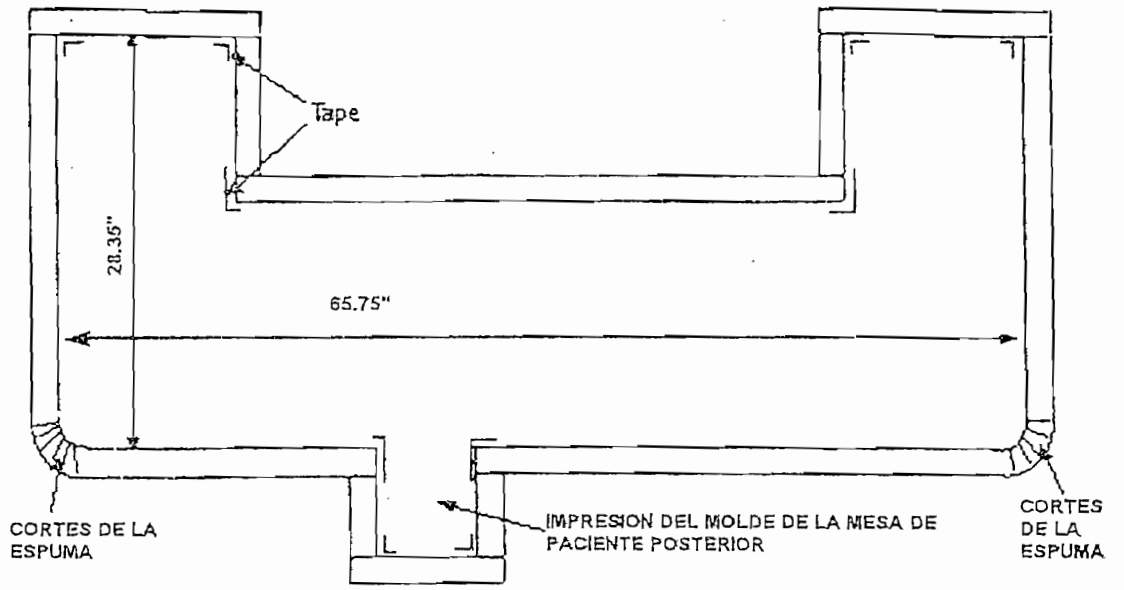


Figura 3.1.4.1 Armazón de Espuma

3.2 INSTALACIÓN DE LA PLATINA DE PISO

Para completar este trabajo se requiere de 45 minutos y la intervención de dos ingenieros de servicio calificados.

Debido a que el Ecuador es considerado como zona sísmica el fabricante provee de expansores adicionales para fijar la platina al piso. El procedimiento de instalación es el siguiente:

- Se coloca la platina de piso del Gantry en el piso nivelado por la mezcla epóxica .
- Usando la impresión de la platina de piso, se perfora con el taladro y una broca para concreto de 5/8" los seis huecos cruzando el centro de la platina. Se recomienda taladrar un hueco del centro primero; luego asegurar la platina al piso, esto para prevenir que la platina se mueva. En la Figura 3.2.1 se muestra el detalle de la anclaje de la platina al piso y se indica la longitud mínima de concreto requerida.

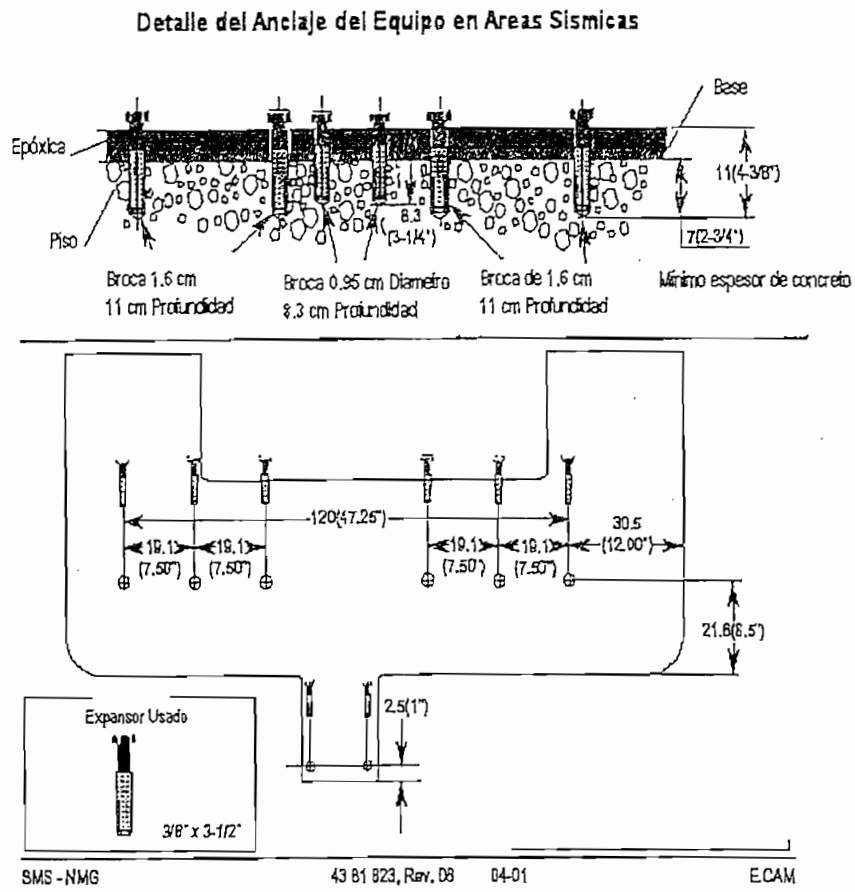


Figura 3.2.1 Detalle del anclaje de la platina al piso

- Colocar una arandela plana de 5/8" en cada expansor .
- Girar la tuerca de cada expansor hasta que esté en el tope de cada tornillo.
- Martillar el expansor con la arandela y la tuerca dentro del hueco taladrado hasta que la arandela con la tuerca estén en contacto con la platina de piso.
- Usando la llave de tuercas de 15/16", se debe ajustar la tuerca de dos a tres vueltas adicionales para expandir completamente los expansores.
- Se debe chequear que la altura del expansor después de que este ha sido ajustado debe ser menor de 3 cm.
- Usando la impresión de la platina de piso, se debe taladrar los huecos de anclaje de la mesa de paciente posterior, para ello se utiliza brocas para

concreto de 3/8". Los huecos deben tener una profundidad de 11.4 cm, medidos desde el filo de la platina hasta el fondo del hueco.

- Se recomienda después de perforar cada agujero de anclaje, aspirar el remanente de polvo, piedras y concreto, para que el expansor ingrese libremente en el hueco respectivo.

3.3 ANCLAJE DEL GANTRY A LA PLATINA DE PISO

Este procedimiento toma aproximadamente 30 minutos de labor, con la intervención de dos ingenieros de servicio calificados. El primer paso es el centrado del Gantry con la platina de piso. Para una mejor ilustración del procedimiento de centrado, se muestra la Figura 3.3.1, que detalla los movimientos recomendados a seguir, para una correcta ubicación del Gantry sobre la platina.

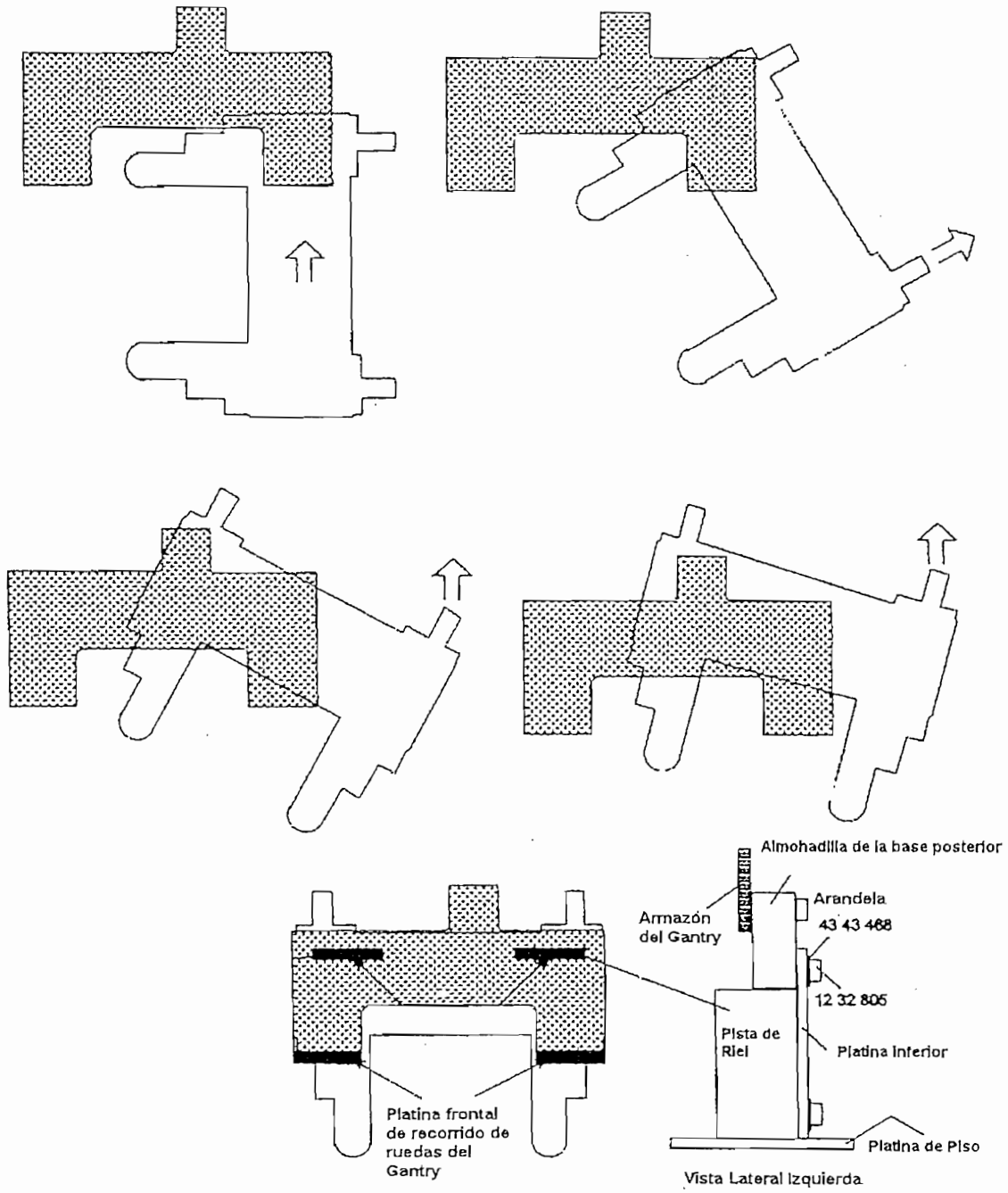


Figura 3.3.1 Movimientos de Gantry Sobre la Platina de Piso para su Centraje

Para seguridad de movimiento, se debe bloquear las ruedas delanteras de modo que el Ganty no ruede fuera, hacia la izquierda o hacia la derecha de la platina de piso. En la Figura 3.3.2 se detalla la instalación de los topes en la platina base, y se muestran las ruedas delanteras de movimiento del Gantry.

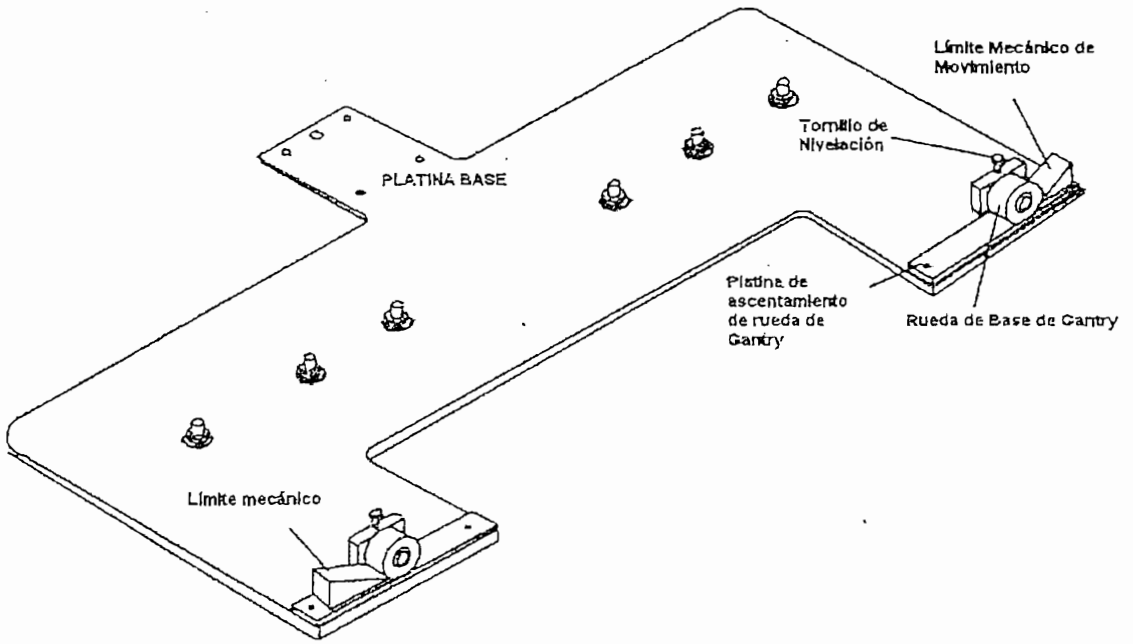


Figura 3.3.2 Detalle de las Ruedas Delanteras del Gantry

3.3.1 INSTALACIÓN DEL MOTOR DE ROTACION

Por seguridad el motor de rotación del Gantry viene separado del mismo, por lo que es necesario instalarlo adecuadamente. Para ello es indispensable configurar el valor del potenciómetro de rotación, dependiendo de la posición del anillo del Gantry, que es el dispositivo interior, que posee el sistema mecánico, en base a engranajes y bandas para mover el detector en forma circular, con el eje del mismo Gantry. En el denominado "Service Log", que es el libro donde el fabricante anota todos los valores eléctricos y mecánicos con los que el equipo fue probado y dejó la fabrica, se encuentra el valor del potenciómetro que debe ser ajustado. El valor debe ser medido entre los terminales de los cables negro y blanco que fácilmente son identificados en la parte posterior del Gantry.

A continuación, para poder instalar el motor, se debe remover los 4 pernos M12 x 40 mm, que vienen suministrados en la base posterior del Gantry, luego se coloca el motor en la base del mismo, dispuesta en el anillo de rotación. Se deben ajustar los tornillos de sujeción de la siguiente manera; los 2 pernos M12 x 50 mm con un torque de 55 lbs – pie, y los M12 x 40 mm con un torque de 36 lbs – pie.

En la Tabla 3.3.1.1, se muestra la recomendación del fabricante para el ajuste con el torque requerido, dependiendo del tipo de pernos usados en el montaje:

Tamaño del Perno	Torque (N-m)	Torque (lb-pie)	Torque (lb –pulg)
M6	9.9	7	88
M8	24.0	18	212
M10	48.6	36	430
M12	84.0	62	743

Tabla 3.3.1.1 Torque requerido para Diferentes Tipos de Tornillos

El cable del motor debe ser conectado a la tarjeta denominada MDB (Tarjeta de Detección de Movimiento). Una MDB existe en cada uno de los motores que activan los movimientos del equipo. Este cable consta de tres conectores el de alimentación del motor, el de activación del freno y el de control, que es el que lleva la información del potenciómetro, la misma que se transforma en la señal de determinación de posición del motor. Adicionalmente salen del sistema de sujeción del motor un cable denominado"home flag", el mismo que es un sensor que permite determinar cuando el motor llega a la posición denominada HOME, es decir una posición en la que el sistema se encuentra listo para entrar a trabajar. Se dice que el equipo está en la posición home, cuando este ha realizado todos los chequeos de movimiento, y la posición del sistema es 0,0 cm en todas los ejes de movimiento.

3.4 INSTALACIÓN DE LA MESA DE PACIENTE POSTERIOR

Este trabajo se lo realiza aproximadamente en 30 minutos con la intervención de dos ingenieros de servicio calificados.

Para la instalación de la denominada mesa posterior de paciente, se deben seguir los siguientes pasos:

- Retirar las amarras que aseguran el cable de conexión del Gantry a su base.

- Colocar el cable a través del hueco diseñado en la cubierta inferior posterior del Gantry.
- Usando 7 tornillos M4, se debe ajustar la cubierta o tapa inferior al Gantry.
- Colocar el dispositivo mesa de paciente posterior en la platina de piso.
- Colocar una arandela M10 y una tuerca 3/8" en cada perno de anclaje.
- Martillar el perno de anclaje con la arandela y la tuerca dentro del hueco taladrado.
- Ajustar hasta que la mesa de paciente posterior, no se mueva, no ajustar totalmente el sistema, pues posteriormente se deben acomodar los cables de conexión.
- Se debe instalar la MDB de la mesa de paciente posterior, siguiendo las etiquetas de la tarjeta y de los cables del dispositivo.

3.4.1 INSTALACIÓN DEL DISPOSITIVO DE EXTENSIÓN DE MOVIMIENTO DEL TABLERO DE PACIENTE.

En la Figura 3.4.1.1 se muestra la composición del dispositivo de extensión, mismo que es soportado por la mesa de paciente posterior.

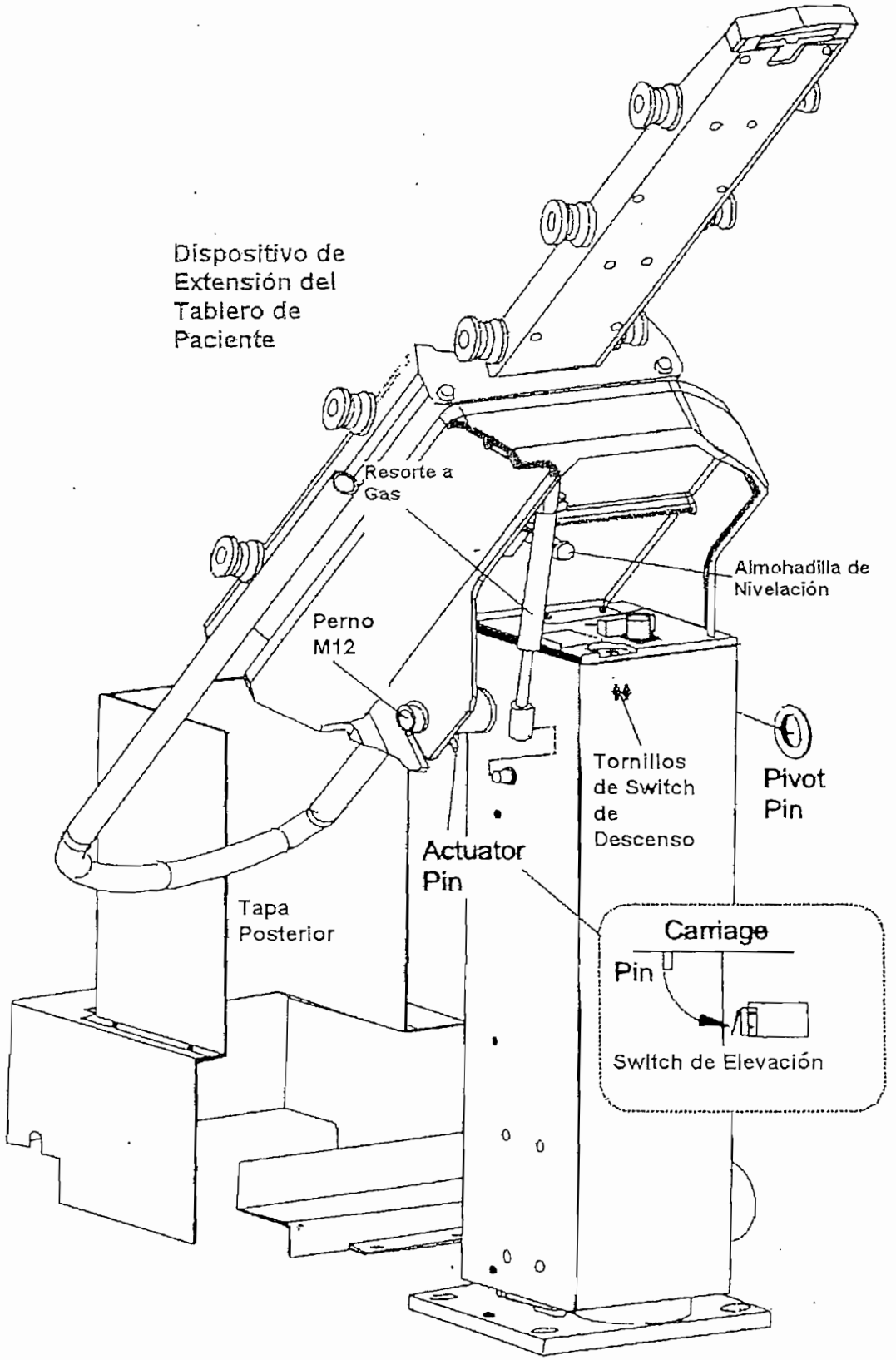


Figura 3.4.1.1 Dispositivo de Extensión de Movimiento del Tablero

Este dispositivo debe ser instalado ya que el tablero de paciente, que es donde él se recuesta par la ejecución de un examen, tiene que ingresar completamente dentro del Gantry, para permitir que los diversos órganos puedan ser observados. Por ejemplo en un estudio de cuerpo entero, el rastreo que realiza el equipo es sobre todo el cuerpo, ingresando el tablero de paciente dentro del Gantry a una velocidad constante, aproximadamente dos metros. Debido al peso del tablero y del paciente, este debe apoyarse en el dispositivo de extensión, para que la mesa y el tablero no sufran deformaciones. La velocidad de ingreso de la mesa, puede variar dependiendo de las necesidades y del paciente, esta velocidad puede ser escogida por el operador, y varía entre 12 cm / minuto hasta 40 cm / minuto. Mientras mayor velocidad se escoja, la calidad de la imagen será menor, pero el estudio tardará menos tiempo. Un compromiso entre rapidez y calidad debe ser considerado. La velocidad más utilizada, y que da mejores resultados, es de 20 cm / minuto.

En la instalación del dispositivo, hay que tener especial cuidado con los switchs denominados de elevación del dispositivo y de descenso del mismo, ya que están ubicados en posiciones críticas y sobreexpuestos, un mal manejo del tablero o de la mesa pueden ocasionar rupturas o daños en estos switchs, que indican la posición de elevación o de descenso del dispositivo.

3.5 INSTALACIÓN DE LA TORRE

Este trabajo dura aproximadamente 60 minutos, con la intervención de un ingeniero de servicio calificado.

En la Figura 3.5.1 se muestra la posición de la torre, en referencia a la platina base del Gantry. Esta configuración viene predeterminada desde la fábrica, por la longitud de los cables que salen desde el Gantry hacia la torre. El planificador de la instalación debe determinar, según las dimensiones del cuarto y la disponibilidad de espacio libre, la posición a la derecha o izquierda de la torre. En la Figura 3.5.1 se muestra la ubicación de la torre seleccionada para la instalación del Hospital Carlos Andrade Marín.

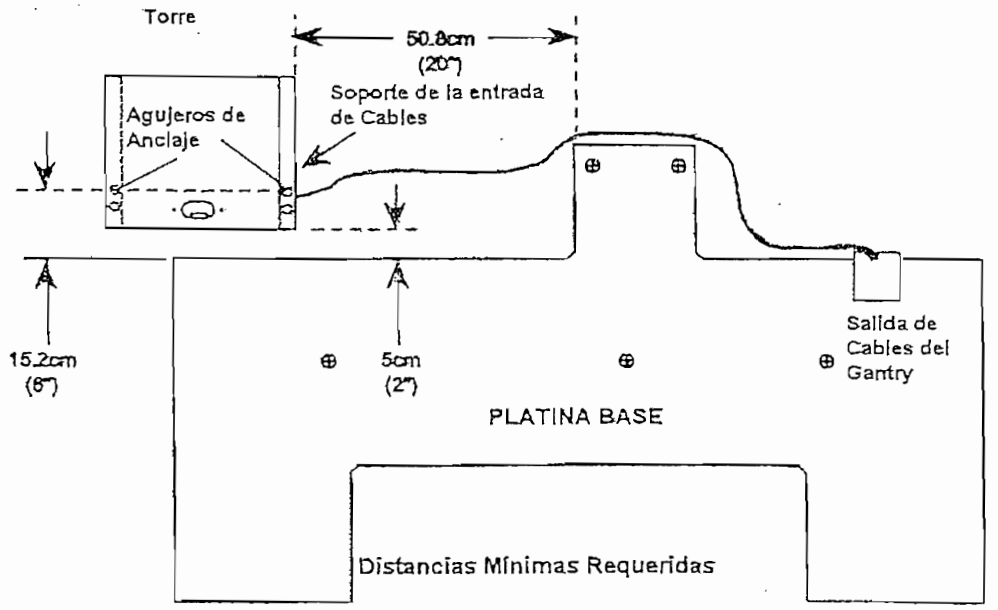


Figura 3.5.1 Ubicación de la Torre respecto al Gantry

Es recomendado en zonas de alto riesgo sísmico, anclar la estructura de la torre al piso. Para ello se deben taladrar dos huecos con una broca para concreto de 3/8", de una profundidad de 5 cm. Se colocan los expansores correspondiente y se los ajusta con el torque recomendado.

3.5.1 INSTALACIÓN DE LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA

La caja de la fuente de alimentación, viene configurada desde la fábrica para trabajar con un voltaje de línea de 208 Vac. Para cambiar esta configuración para el nivel de voltaje de línea local, es necesario cambiar las entradas del trasformador de adaptación de la fuente de alimentación del sistema, tal como se muestra en la Figura 3.5.1.1.

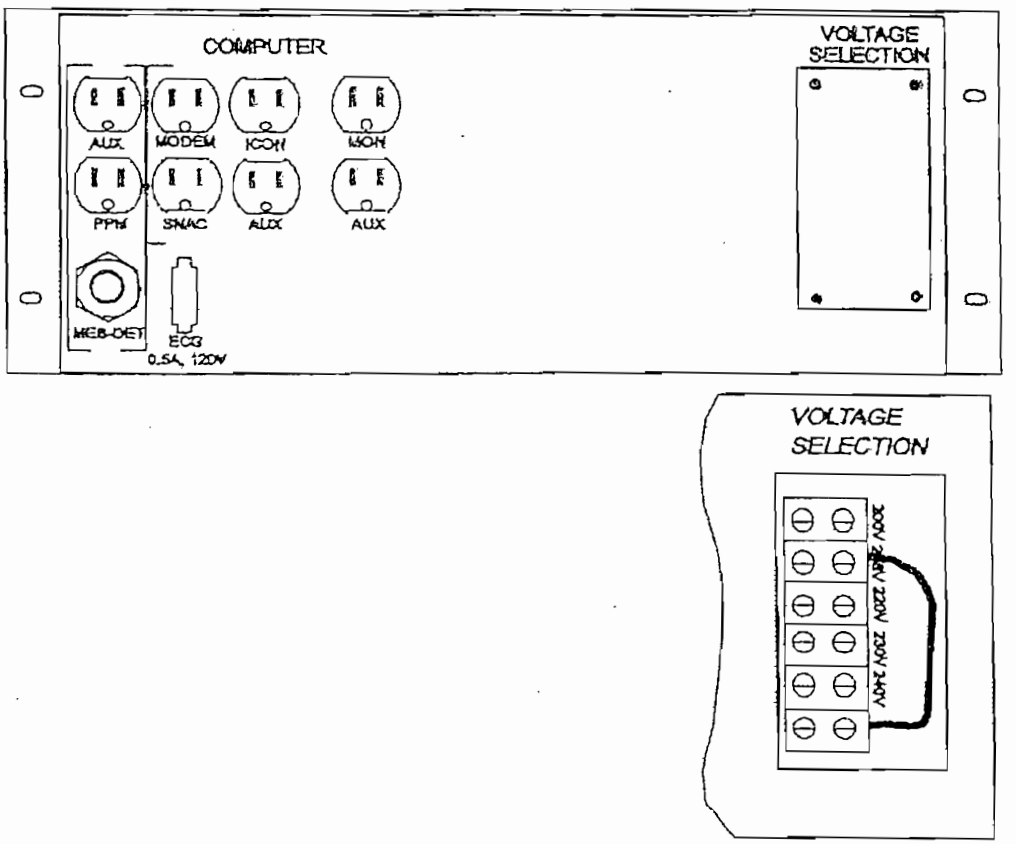


Figura 3.5.1.1 Detalle de la Fuente de Alimentación y de la Selección de Voltaje de Entrada

3.5.2 INSTALACIÓN DE LA PLATINA MEB

La platina Base Electrónica de Movimiento (MEB), que es la platina que se instala en la parte inferior de la torre, es la que posee los relés, que al ser activados correspondientemente, seleccionan el motor que requiere ser activado para completar un movimiento respectivo.

Una vez instalada y asegurada la MEB, con 8 tornillos M8, se debe conectar el cable proveniente de la fuente de alimentación del sistema al conector correctamente etiquetado de la platina.

3.5.3 INSTALACIÓN DE LAS COMPUTADORAS ICON Y SNAC

Estas dos computadoras son la que se instalan en la parte interna posterior media de la torre. La computadora llamada SNAC es la encargada de controlar, y monitorear todos los movimientos del equipo (mesa, Gantry, detector), indicando a cada momento el estado y posición del equipo. Si existe un error en el sistema, este será detectado e informado por esta computadora Las características de esta son mínimas: procesador Intel Pentium 120 MHz, Disco duro 800 MB, memoria 32 Mb de memoria Ram, unidad de CD rom 8X, y una unidad de diskette de 3 ½.

La computadora denominada ICON, es una Macintosh G3 Blue de 450 Mhz de velocidad de procesamiento, posee unidad de CD Rom, 128 MB. de memoria Ram, disco duro de 4 GB. Esta computadora es la que maneja todos los protocolos de adquisición, en ella se guarda el programa utilitario diseñado exclusivamente para este equipo por la compañía Apple, denominado ICON, en su versión 9.5. Este programa controla tiempos de adquisición, matrices de imagen, tipos de estudios (dinámicos, estáticos, con movimiento de la mesa, etc.).

Cada computadora viene con su propio teclado y mouse, dispositivos que deben ser conectados en los pórticos estándar correspondientes. Sólo el sistema ICON, tiene su propio monitor de imagen el mismo que sirve para revisar parámetros de adquisición de un estudio en particular, para verificar los valores del protocolo, y para habilitar las ventanas de inicio y finalización de un estudio.

Los diferentes pórticos que tienen las computadoras deben ser correctamente conectados dependiendo de la función de los mismos, y de las opciones que hayan sido compradas por el cliente y habilitadas en el equipo. En la Figura 3.5.3.1 se muestra la disposición de las dos computadoras así como las interconexiones entre estas. Cada cable de conexión desde el Gantry, desde la mesa, y entre las computadoras, está plenamente etiquetado para su fácil ubicación y evitar de este modo conexiones erróneas que ocasionen malos funcionamientos del equipo, o daños severos en los mismos.

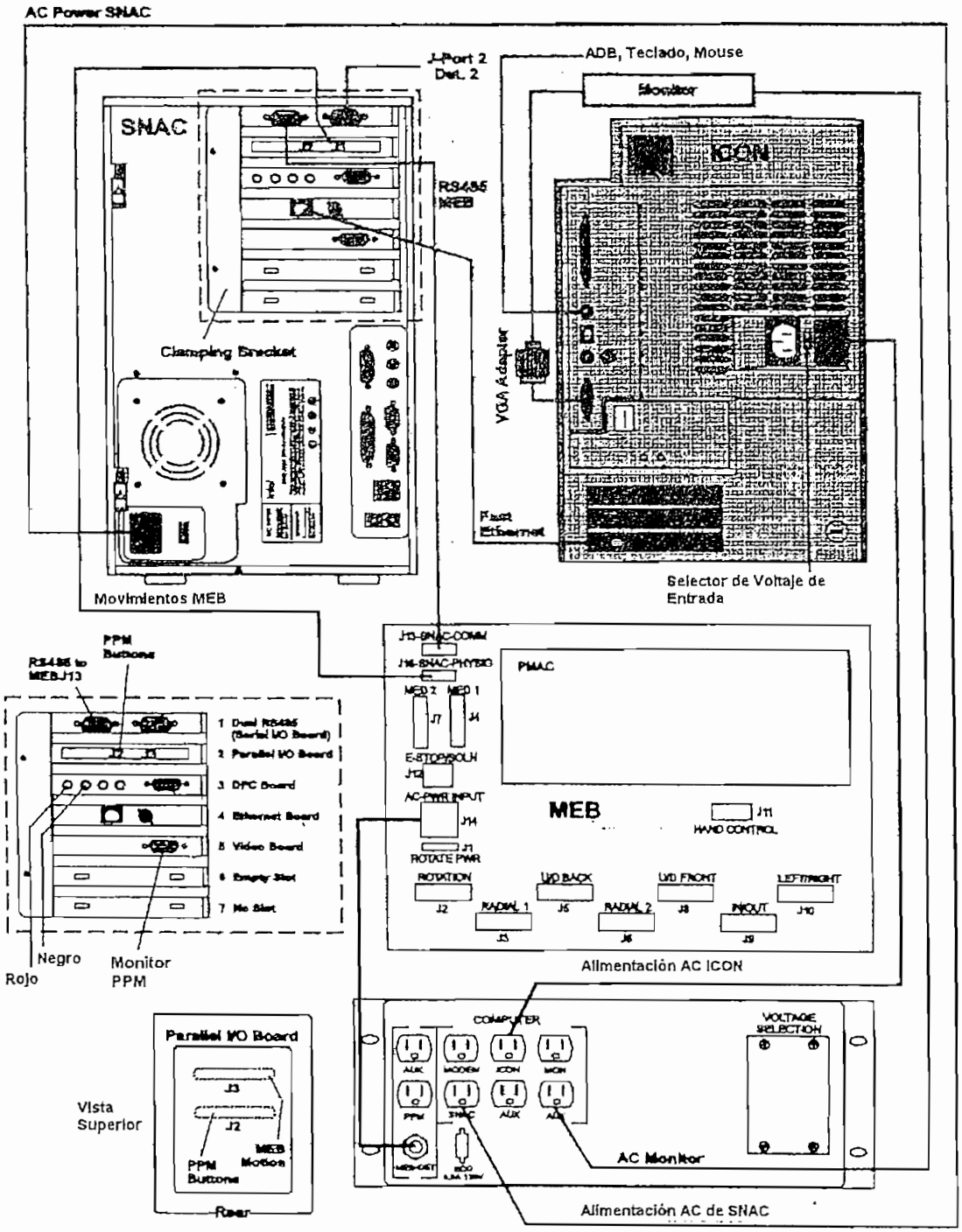


Figura 3.5.3.1 Ubicación de las Computadoras e Interconexión entre ellas

Hay que poner especial cuidado en la selección del voltaje de trabajo de la computadora G3 Blue, pues esta posee un switch de selección del voltaje de alimentación. Un voltaje incorrecto puede ocasionar el daño de la fuente interna.

Las salidas de alimentación para los dos computadores están ubicados en la fuente de alimentación del sistema (Siemens la denomina "Clean Box"), y la conexión se puede apreciar también en la Figura 3.5.3.1.

3.5.4 CONEXIÓN DEL CABLE DEL GANTRY A LA PLATINA MEB

En la tarjeta electrónica MEB se encuentran todos los conectores que entregan o reciben, tanto alimentación eléctrica como señales de datos. El fabricante tiene perfectamente especificado y etiquetado los conectores de los cables provenientes de Gantry, para garantizar una fácil correcta interconexión de estos componentes.

Es importante señalar que para sistemas de simple detector (hay gamacámaras que poseen dos detectores o cabezales), los conectores etiquetados como J4, J7, J8 y J9 no tienen conexión, el denominado J6 no existe y el J10 debe ser puenteado. En la Figura 3.5.4.1 se muestra la distribución de los conectores mencionados en la tarjeta MEB. La instalación eléctrica viene directamente de la fuente de alimentación clean box. Una vez conectados todos los cables provenientes del Gantry, y conectado el voltaje de alimentación de 220 V ac a la fuente de alimentación, el equipo puede encenderse y pueden activarse los diferentes movimientos del Gantry.

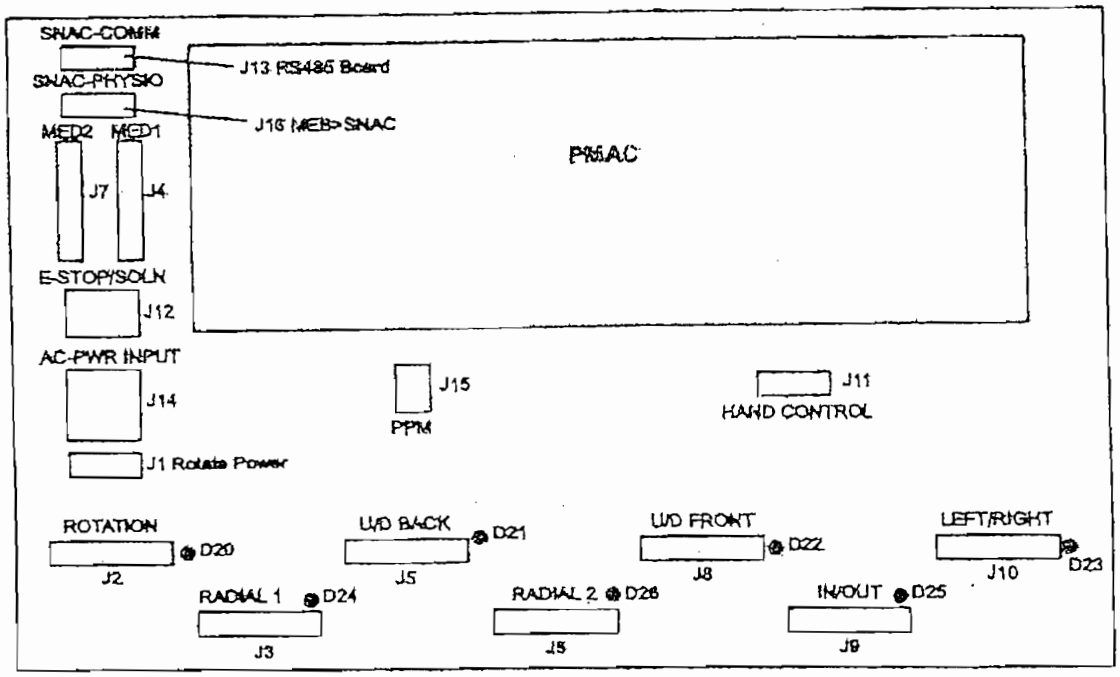


Figura 3.5.4.1 Distribución de Conectores en la Tarjeta MEB

3.6 INSTALCIÓN DEL PPM Y DE LOS CONTROLES MANUALES

Para completar este trabajo se requieren de 30 minutos y la presencia de un ingeniero de servicio calificado.

3.6.1 INSTALACIÓN DEL BRAZO DE SOPORTE DEL PPM

Para poder instalar el denominado Monitor de Posicionamiento de Paciente (PPM) es necesario instalar su brazo de soporte en primera instancia. Este brazo va montado en un agujero especialmente diseñado en el parte superior de Gantry. Para la sujeción de este brazo, que tiene la propiedad de girar aproximadamente 180° de izquierda a derecha del Gantry, se requiere de arandelas de resorte, pernos de sujeción y la platina de límite de movimiento. El detalle de este montaje se lo observa en la Figura 3.6.1.1.

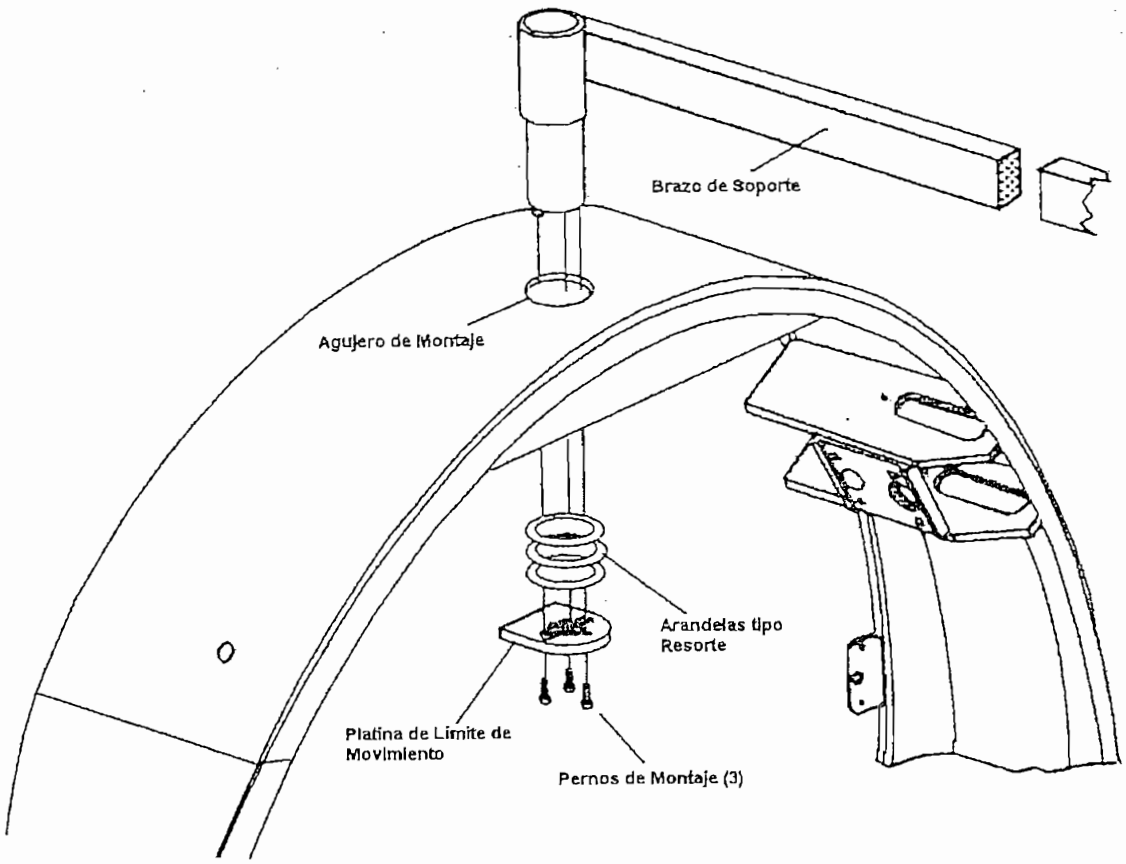


Figura 3.6.1.1. Instalación del Brazo de Soporte del PPM

Para colocar la platina de fin de movimiento, se recomienda colocar el brazo en el centro del recorrido permitido, que debe coincidir con la posición central de la mesa de paciente. En esa posición se debe colocar las arandelas de resorte, y ajustarlas con la platina de límite de movimiento. Se debe tener precaución al momento de llevar el cable del PPM por el interior del brazo, que tiene aproximadamente 2m de longitud y es hueco en su interior. El cable debe pasar en forma holgada y debe tener la distancia justa para que el terminal sea conectado en el PPM (aproximadamente 6 cm). Una ves ajustada la platina, se debe comprobar el libre movimiento a lo largo del recorrido del brazo de izquierda a derecha del Gantry.

3.6.2 INSTALACIÓN DEL PPM

El monitor de posicionamiento del paciente es una pequeña pantalla de cristal liquido, en la que se indican tres cosas, dependiendo del modo de operación del equipo:

- La imagen en tiempo real adquirida por el equipo. Esta está cambiando constantemente pues el detector capta la actividad instantánea de isótopo radiactivo inyectado al paciente.
- La posición instantánea del equipo muestra la posición del Gantry, el ángulo de rotación del detector (de 0° hasta 360°) la altura de la mesa del paciente, la posición de la mesa del paciente, y la altura radial del detector, referida a la mesa del paciente.
- Puede mostrar los códigos de error detectados por la computadora Snac, así como muestra los protocolos de ajuste y calibración del equipo.
- Esta pantalla se sujeta al brazo mediante dos tornillos los que fijan completamente la pantalla al soporte. Se debe tener especial cuidado en la conexión del conector denominado mini D que es el que lleva tanto la alimentación eléctrica así como las señales de datos correspondientes para el funcionamiento del monitor.

3.6.3 CONEXIÓN DE LOS CONTROLES MANUALES

El Gantry tiene ubicado a cada lado del mismo, dos conectores especialmente diseñados para la instalación de dos controles manuales, los que gobiernan fácilmente todos los movimientos del equipo, es decir del Gantry, de la mesa, del detector y del tablero de paciente. Estos se conectan simplemente conectado los terminales de los controles a los conectores correspondientes.

3.7 INSTALACIÓN DEL DETECTOR Y CABLEADO DE LA MESA DE PACIENTE FRONTAL

Este procedimiento dura aproximadamente dos horas y debe ser completado por dos ingenieros de servicio calificados.

Para la instalación del detector es necesario mover los motores del Gantry y del soporte del detector (yoke). Como en este punto de la instalación, aún no están calibrados ni ajustados los movimientos del equipo, es necesario iniciar los movimientos en el denominado modo manual.

3.7.1 MOVIMIENTO DEL SISTEMA EN EL MODO MANUAL

El modo manual permite mover el Gantry sin haber completado las configuraciones y calibraciones del sistema. Hay que tener un cuidado extremo con los movimientos, pues ninguna seguridad tanto eléctrica como mecánica está activa, quedando el sistema propenso a daños severos como ruptura de cables, descentrajes, e incluso, puede el Yoke, salirse de los rieles que guían su movimiento radial.

El modo manual permite operar al equipo bajo el mando de los controles manuales. Para ello se debe instalar dos conectores, que cierran el circuito de protección del sistema, en la platina MEB, en los terminales J4 y J7. Se enciende entonces el sistema desde los brakers principales ubicados en la parte posterior de la torre. Se puede comprobar, en la platina interna de la torre, preinstalada en fábrica, MECP, que los leds rojo y verde empiezan a encenderse y apagarse intermitentemente en forma simultánea. Los Leds de las tarjetas AMP permanecen encendidos.

Se presiona el switch SW2 denominado de diagnóstico. Ahora los leds de la MECP hacen intermitencia a una velocidad mayor, y uno de los dos ventiladores de la torre se enciende. El sistema está ahora en el modo manual.

En la Figura 3.7.1.1 se muestra la distribución de las platinas existentes en la torre, y la disposición física de los leds descritos anteriormente.

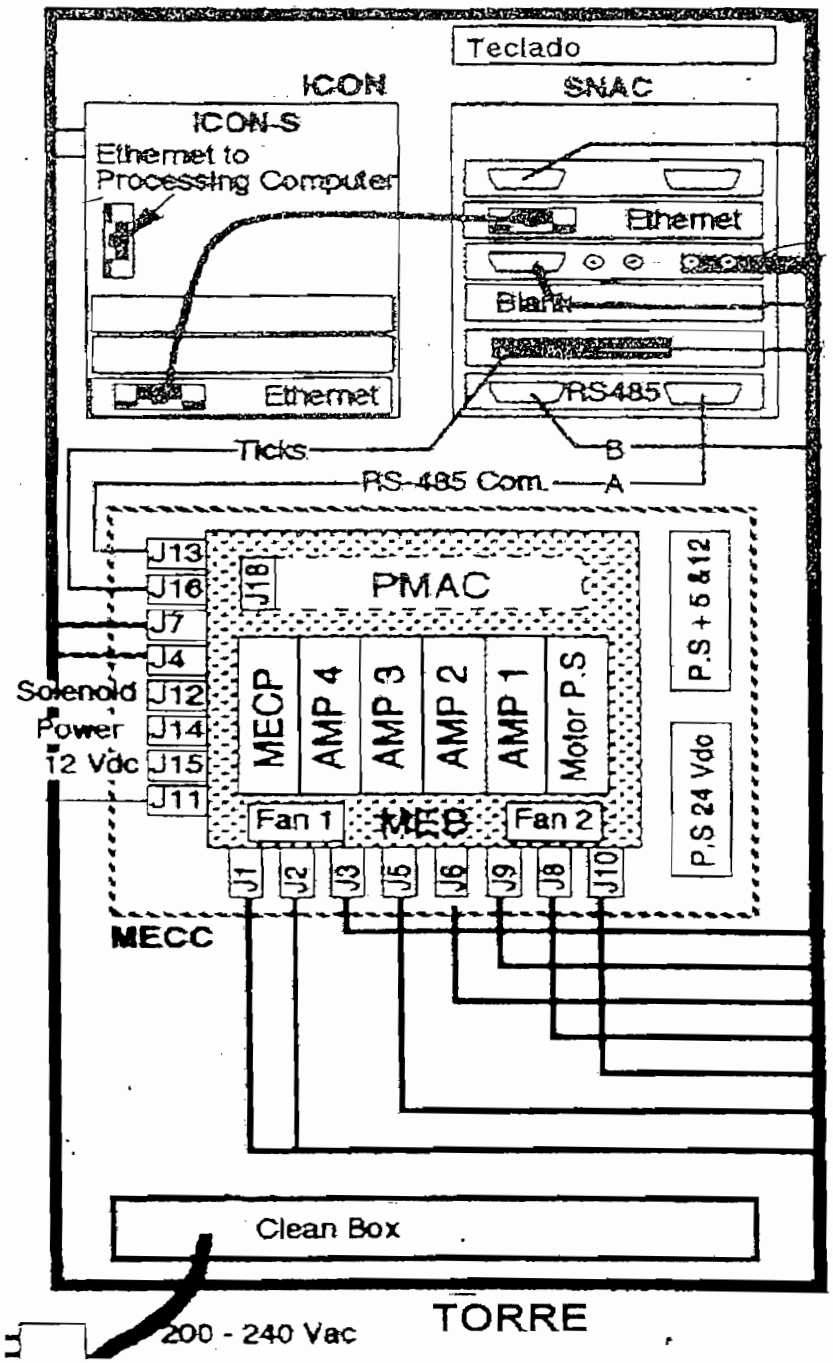


Figura 3.7.1.1a. Ubicación de las Tarjetas AMP y MECP

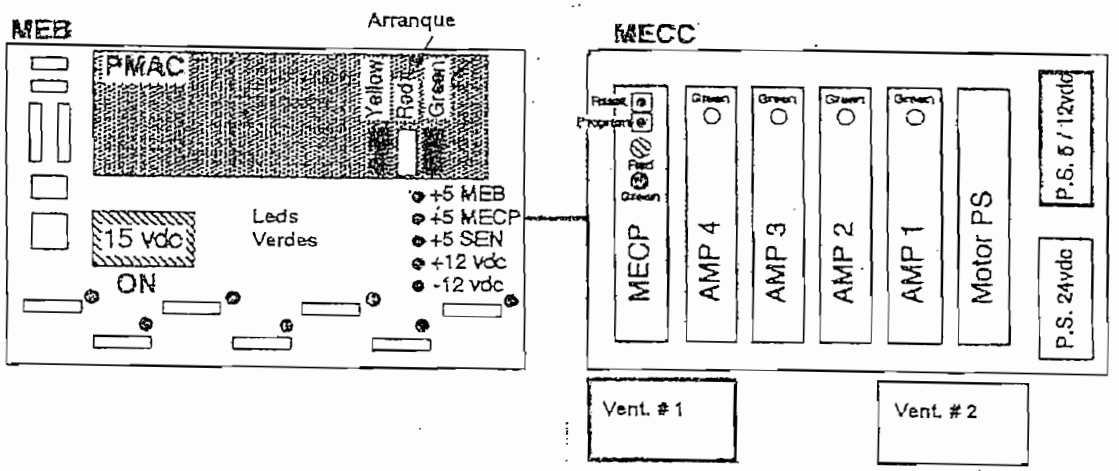


Figura 3.7.1.1.b Ubicación de los Leds en la Tarjeta MECP

3.7.2 INSTALACIÓN DEL DETECTOR

El Equipo debe estar en el modo manual.

Usando el control manual (presionando los botones correspondientes a rotación), se debe girar el Gantry hasta que el Yoke esté a 180°, es decir lo más cerca del piso. El hueco para el embrague del movimiento de inclinación del detector en el Yoke, debe estar a la izquierda, mirando al Gantry de frente. La Figura 3.7.2.1 muestra esta disposición inicial del equipo, para el montaje del detector.

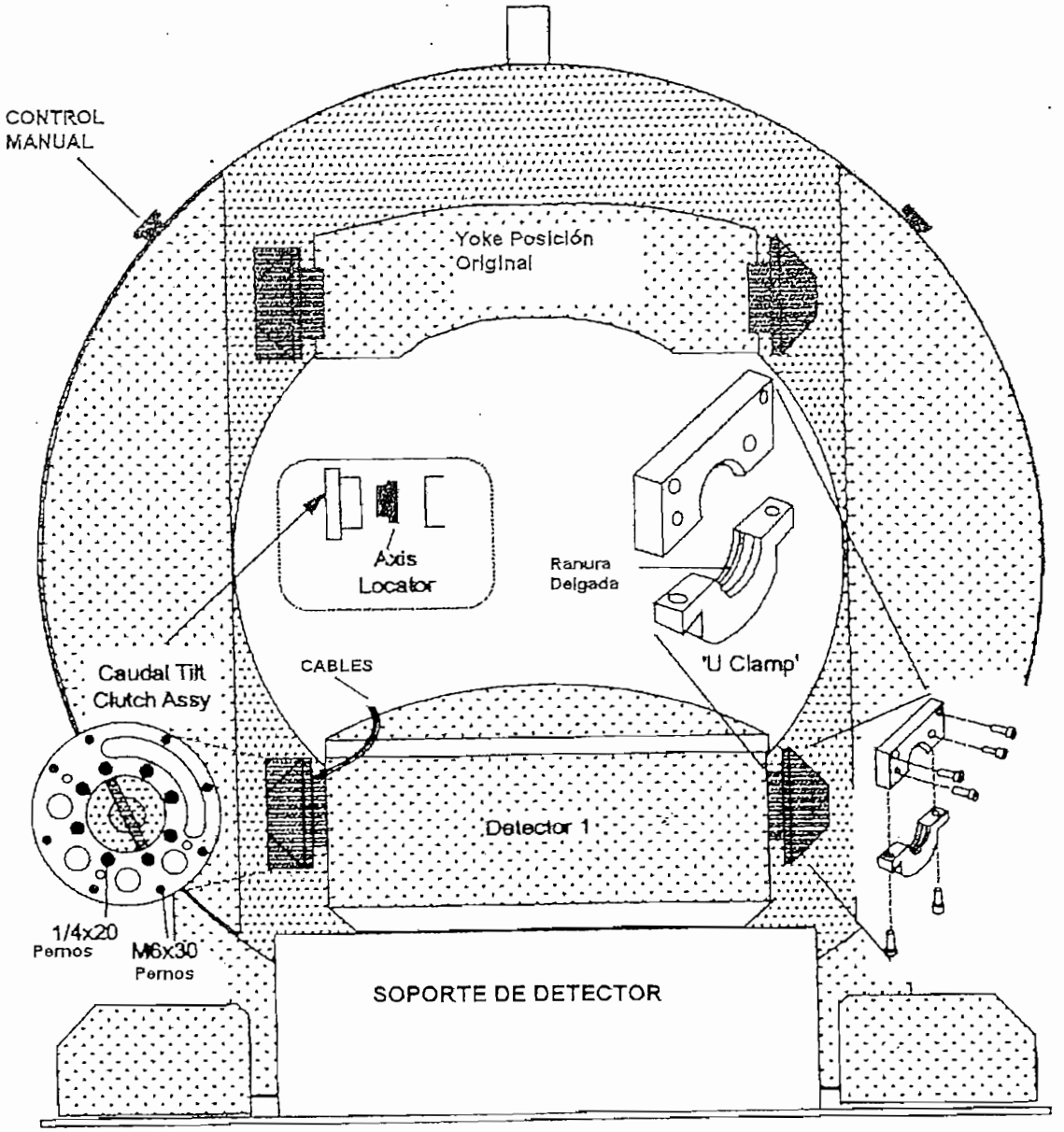


Figura 3.7.1.1 Posición de Instalación del Detector

Por medio de una llave hexagonal de 8 mm, es necesario retirar el dispositivo de sujeción que se encuentra en el lado derecho, este dispositivo sostiene al pívot del detector, haciendo eje en él y permitiéndolo que gire, cuando el embrague se suelta.

En este momento se debe colocar al detector entre los brazos del Yoke. El lado del pívot debe estar en la parte derecha, mirando al Gantry de frente. Usando el

control manual, se debe presionar el botón Det 1 In, para mover el Yoke hacia arriba, hasta que la parte superior del dispositivo de sujeción del detector, capture al pívot del detector. El fabricante incluye, bajo pedido del cliente, el dispositivo de instalación del detector, que es una caja de madera especialmente diseñada para soportar el peso del detector, y que tiene la altura exacta para colocar el pívot dentro del dispositivo de ajuste y deja justo el hueco del embrague alineado con el hueco respectivo del Yoke.

Este dispositivo no fue solicitado para esta instalación, por lo que localmente se diseño una caja con la altura requerida, y mediante el uso de un carro hidráulico de soporte de peso máximo de 2 toneladas, se elevó el detector con sumo cuidado hasta que se cumplan las dos condiciones indicadas, hacer coincidir el pívot con el dispositivo de sujeción y alinear el hueco del embrague con el del brazo del Yoke.

En esta posición se procede a ajustar el dispositivo de sujeción (la fábrica lo denomina U clamp). Cuando se está instalando el embrague hay que tener sumo cuidado con la instalación del potenciómetro que indica la posición o el grado de inclinación del detector, y el cable de alimentación del embrague. Estos deben ser cuidadosamente colocados en sus respectivas posiciones, y deben ser correctamente asegurados, de esta manera no sufrirán rupturas ni daños severos. Una vez que se han ajustado los tornillos de sujeción del sistema de embrague, se procede a elevar el detector, ya ensamblado perfectamente en el Yoke, y se pueden retirar los elementos usados para la elevación del detector en el proceso de su instalación.

3.7.3 CABLEADO DE LA MESA DE PACIENTE FRONTAL

Para asegurar que la mesa de paciente frontal no interfiera con pacientes ambulatorios o en silla de ruedas, los cables deben ser tendidos hacia la parte posterior del Gantry, para ser conectados en la MEB de la torre, por el mismo lado donde están ubicados los postes de la mesa de paciente frontal. En la Figura 3.7.3.1 se muestra esta disposición de los cables

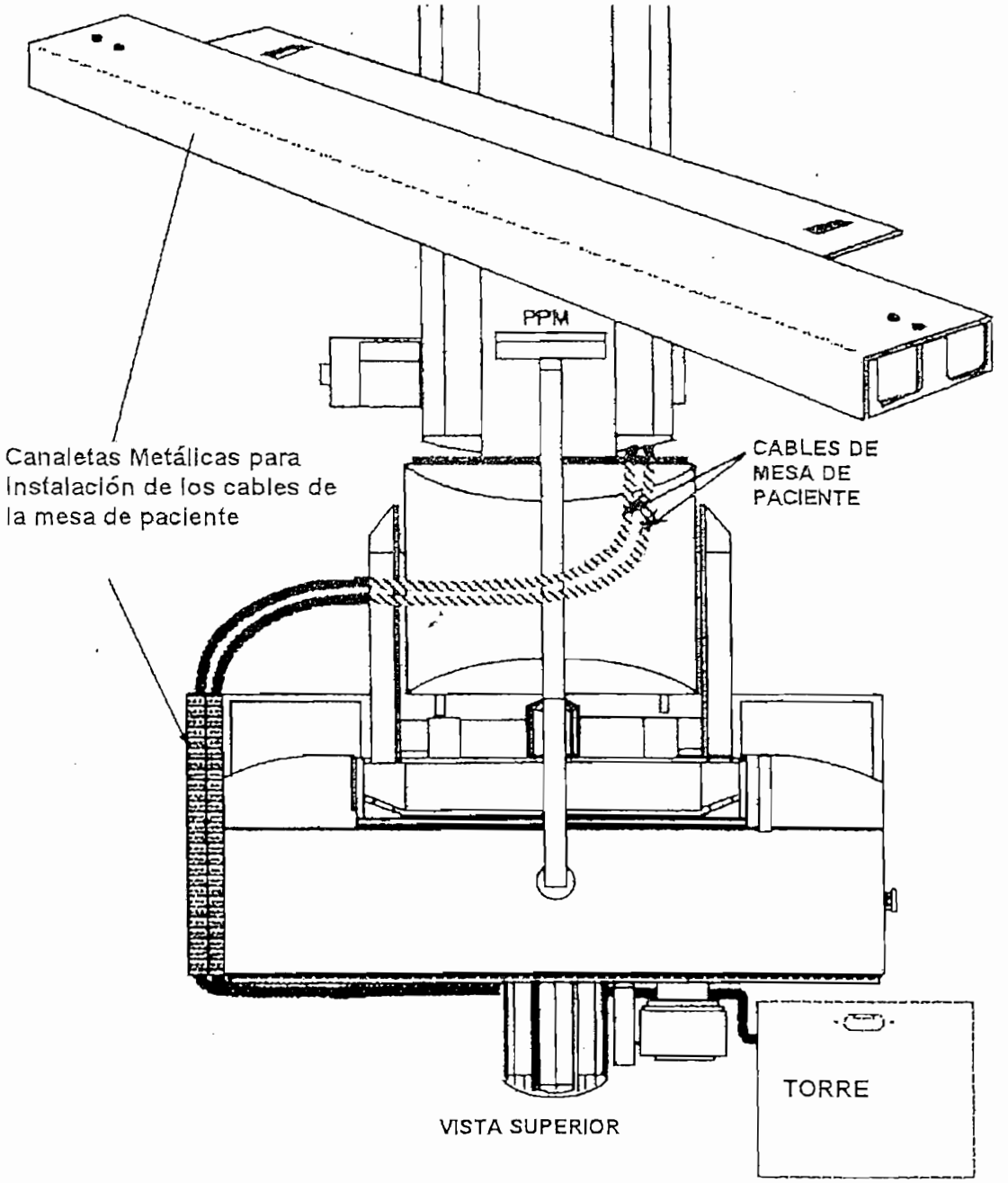


Figura 3.7.3.1 Disposición de los Cables de la Mesa de Paciente.

3.7.4 INSTALACIÓN DEL SISTEMA DE ANCLAJE DE LA MESA DE PACIENTE FRONTAL

Este proceso dura aproximadamente 3 horas con la intervención de un ingeniero de servicio calificado.

La casa fabricante tiene diseñado un sistema especial para fijar la mesa al piso durante un procedimiento especial o un examen rutinario. La mesa de paciente debe permanecer fija durante todo el examen, pero debe ser factible su movimiento posterior a ese procedimiento, ya sea para el cambio de colimador o para dar paso a pacientes en silla de ruedas o que no puedan ser subidos a la mesa del equipo.

Entonces un sistema de anclaje removible es necesario para este equipo. A este sistema la fábrica lo denomina Docks, consiste en platinas metálicas huecas que se empotran en el piso, en ubicaciones determinadas, tanto para la posición de examen, como para la posición de descanso o de carga de colimador. Son 4 platinas empotradas a ras en el piso, que permiten alojar una barra cilíndrica pequeña, manejada por un pedal, que se encuentran en las dos ruedas opuestas a las columnas de la mesa. Estos cilindros son colocados dentro de las platinas por medio de los pedales, y de esta manera la mesa queda completamente fija al piso, en la posición de trabajo deseada. El cuidado especial que se debe tener es en la instalación de estas platinas, pues la mesa debe quedar perfectamente alineada con el Gantry, y a la distancia correcta desde las paredes y de la base del Gantry. Deben ser ubicadas de tal modo que no existan desalineaciones de la mesa con el centro del sistema, para que el ingreso del tablero de paciente sea perfecto, y cuando el detector por medio del giro del anillo del Gantry rote, no tope o roce a los filos de la mesa de paciente.

En la Figura 3.7.4.1 se muestra el detalle de los docks en la mesa de paciente y en la Figura 3.7.4.2 se muestra el movimiento de la mesa de paciente, desde la posición de trabajo hasta la posición de descanso o de carga de colimadores.

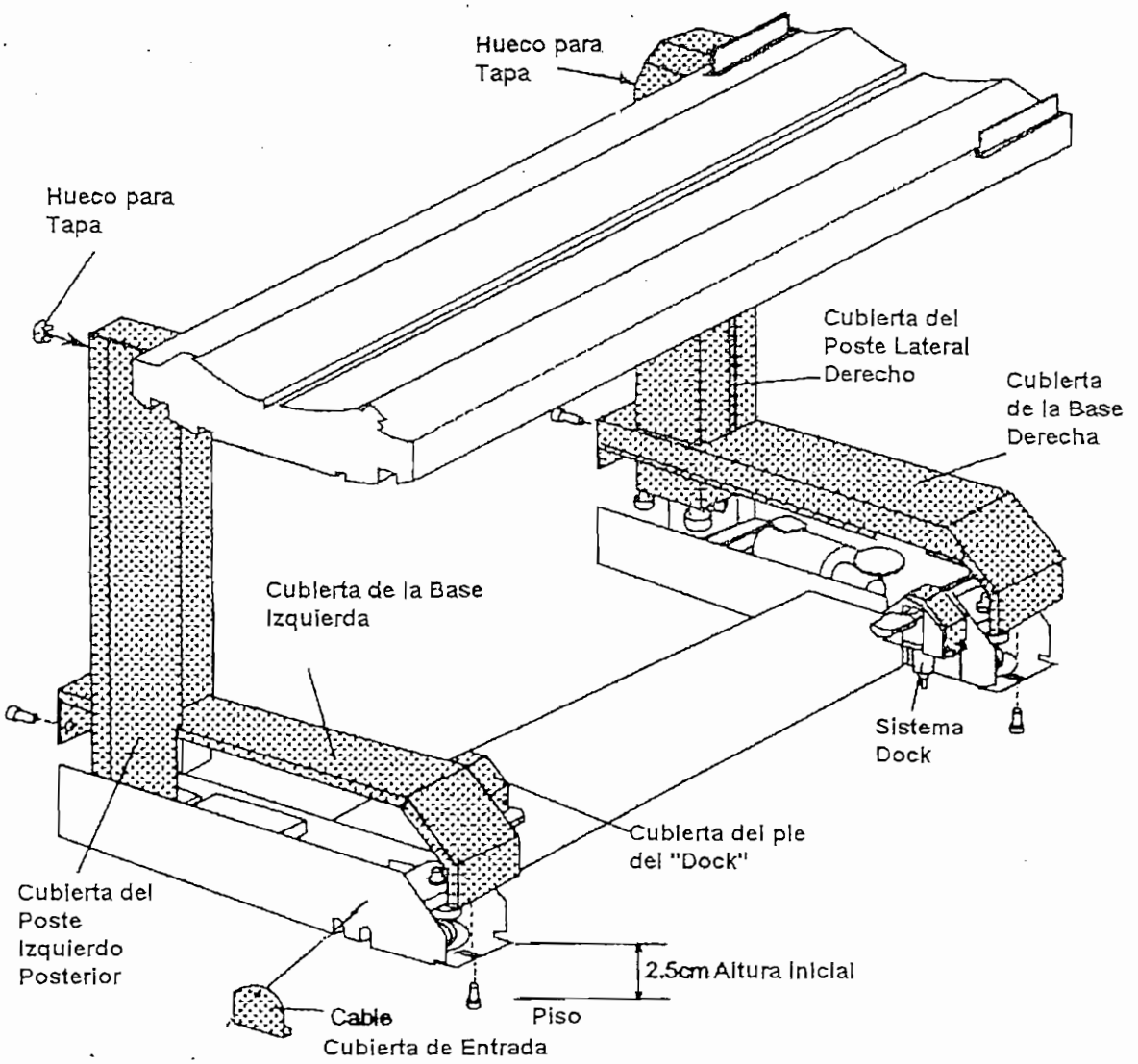


Figura 3.7.4.1 Detalle de la Mesa de Paciente Frontal

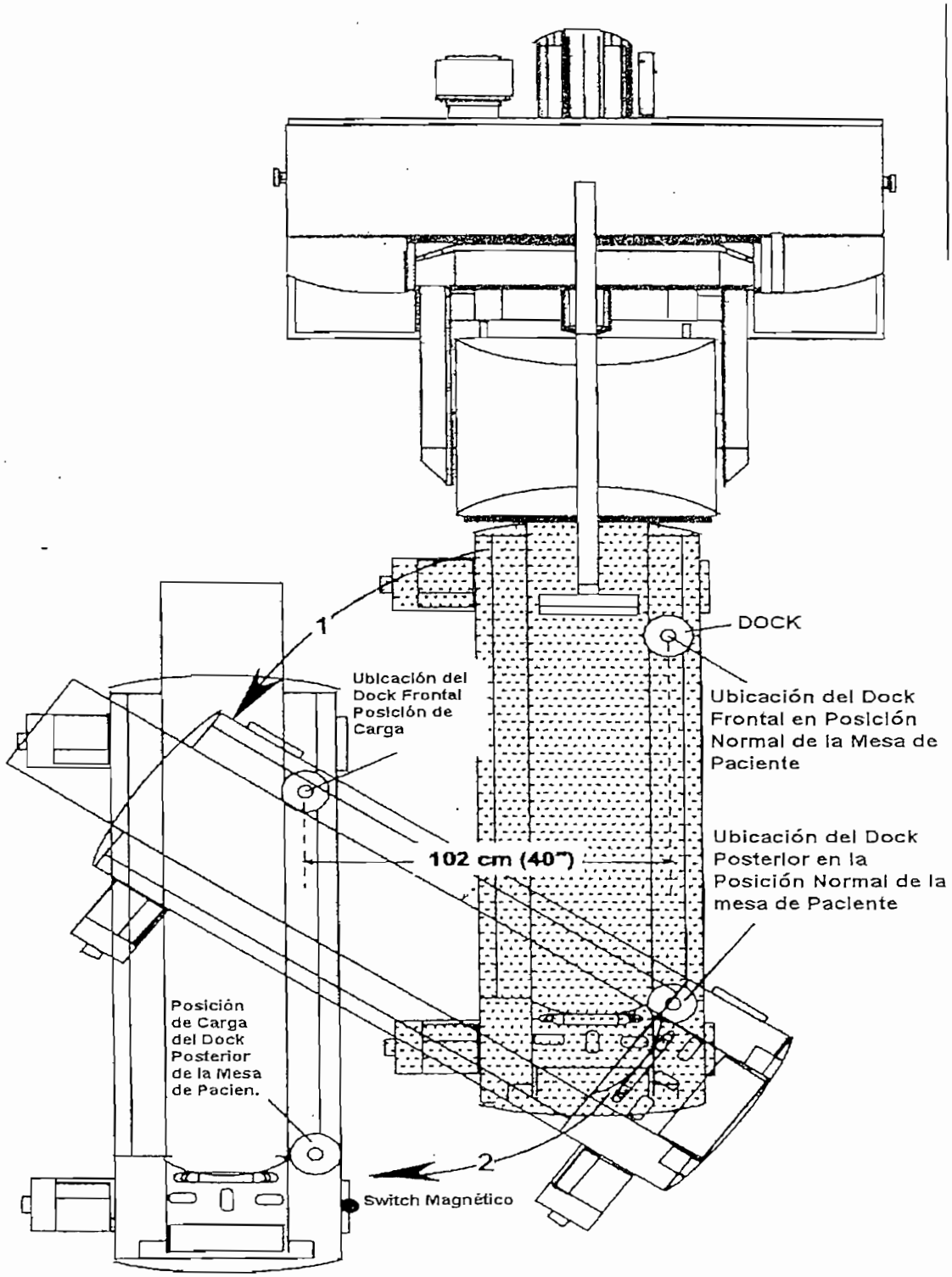


Figura 3.7.4.2 Posicionamiento de las platinas de Fijación de la Mesa

Para la colocación de las platinas, se requieren taladrar huecos de una profundidad de 4 cm y de un diámetro de 1". Se recomienda realizar huecos

sucesivos empezando con brocas de diámetro de 3/16", ¼", 3/8" y 5/8", para garantizar la realización fácil de un hueco exacto de 1". Posterior a este procedimiento, se coloca la platina y se la pega al piso con epóxica especialmente diseñada para estas superficies, la misma que es suministrada por el fabricante.

Una vez realizados los 4 huecos (dos para la posición de examen y dos para la posición de carga de colimador), se comprueba la exactitud de la ubicación de las platinas y se deja secar por un tiempo aproximado de 4 horas.

En la Figura 3.7.4.3 se puede visualizar el detalle de la platina metálica de anclaje de la mesa.

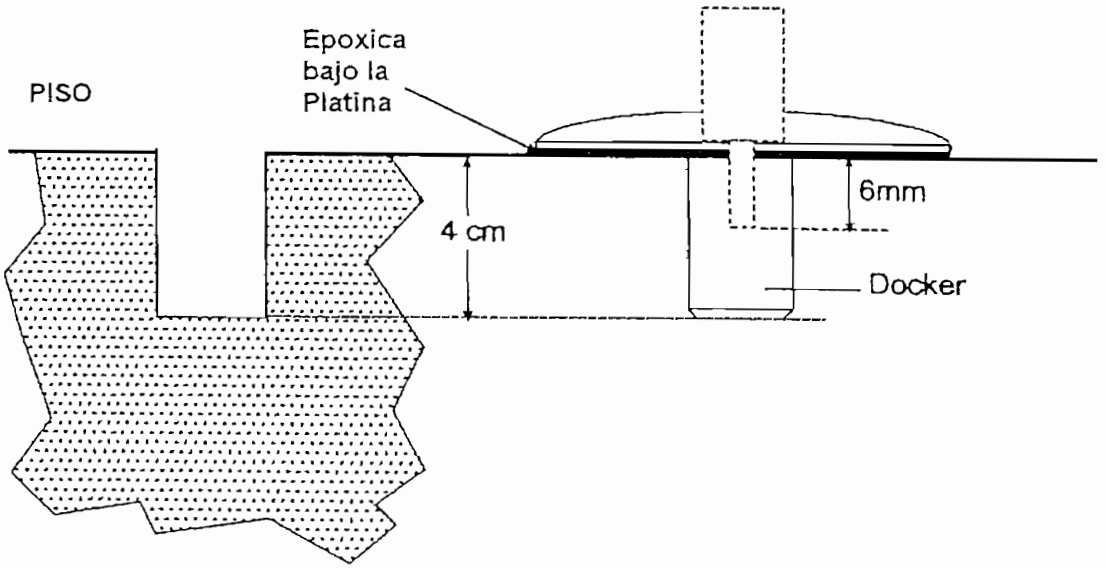


Figura 3.7.4.3 Detalle de la Platina de Anclaje (Docker)

3.8 INSTALACIÓN DEL ARMAZON EN C DEL DETECTOR

Para que el detector pueda captar las imágenes con la calidad requerida, y para que sólo se utilice la energía principal de los radioisótopos, tal como se analizó en el Capítulo 2, es necesario instalar un colimador a la superficie del detector. Para ello el detector tiene dispuesto un sistema de acoplamiento, gobernado por motores que abrirán y cerrarán el armazón en C que alojará al colimador requerido para un estudio específico. Para la instalación de este colimador es necesario llevar al detector a la posición 90°. Es necesario retirar el jumper J4 de

la tarjeta MEB, con la finalidad de activar el movimiento de los motores del armazón C. Es necesario para la instalación, retirar la platina de seguridad de la parte posterior del armazón en C. Hecho esto, cuidadosamente se debe instalar el armazón poniendo especial atención en los cables planos etiquetados claramente, y que se conectarán a la tarjeta MED del detector. En la Figura 3.8.1 se muestra el detalle del armazón en C de soporte del colimador.

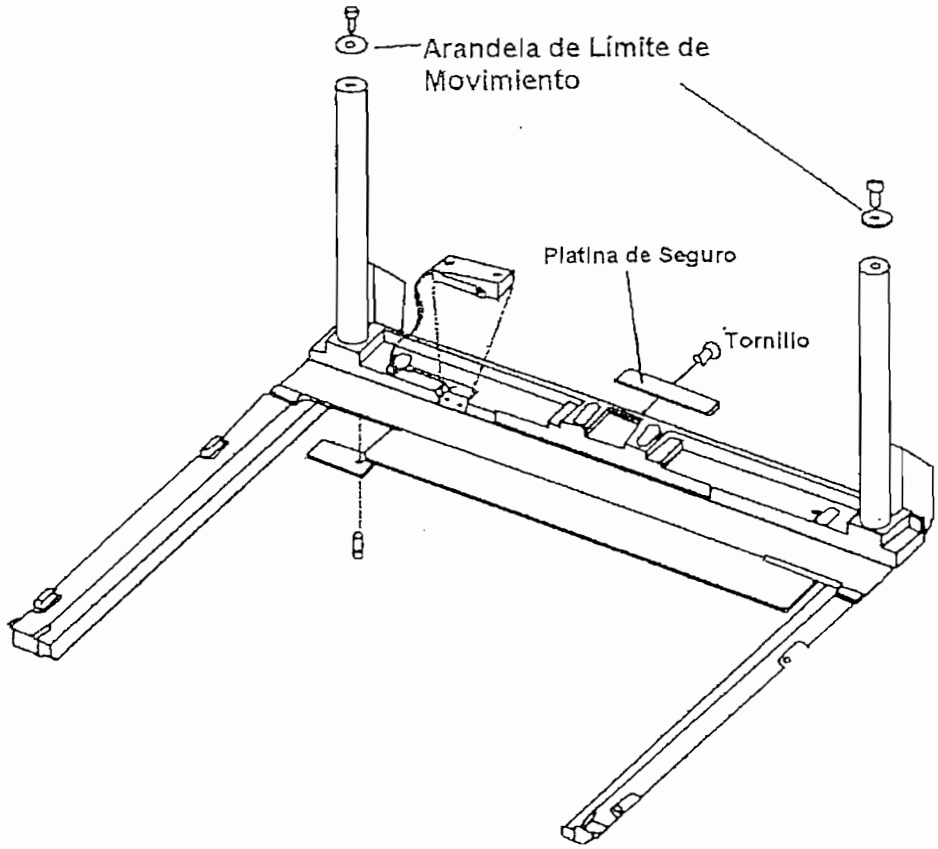


Figura 3.8.1 Detalle del Armazón en C de Soporte de Colimador

3.9 INSTALACIÓN DEL CARRO PORTA COLIMADORES

Este carro es un dispositivo mecánico de trasporte y almacenamiento para los diferentes tipos de colimadores que existen, y que, dependiendo del tipo de material radiactivo usado, deben ser empleados. Por tanto, existirán colimadores para bajas, medias y altas energías, cada uno con sus respectivas características, dimensiones y aplicaciones. En la Tabla 3.9.1 se muestra los diferentes tipos de colimadores.

Colimadores Livianos < 80 lb	Colimadores de Peso Medio 81 – 175 lb	Colimadores Pesados 176 lb –250 lb
Baja Energía Alta Resolución (LEHR)	Mediana Energía	Alta Energía
Baja Energía Tod Propósito (LEAP)	Mediana Energía LP	Aislamiento Axial
Alta sensibilidad	Pinhole	Extra Alta Energía
Fan Beam		
Baja Energía Ultra Alta Resolución (LEUHR)		

Tabla 3.9.1 Tipos de Colimadores

Para instalar o retirar un colimador especifico, este debe ser trasportado desde o hacia el cuarto donde habitualmente se guardan los colimadores. Es importante notar que sólo se puede usar un colimador a la vez. Por ello el sistema debe permitir de una manera fácil y rápida el cambio o instalación del colimador.

La primera condición es que la mesa de paciente esté ubicada en la zona de carga, alejada del centro del Gantry. El carro porta colimadores se fija al piso para evitar descentrajes, choques, y movimientos involuntarios durante el proceso de instalación, por medio de un sistema similar al de la mesa; es decir, con el denominado dock. Este dock fija el colimador en una sola posición impidiendo que este se mueva durante el proceso. Adicional a la platina metálica, el carro está provisto de topes mecánicos ubicados en la piso, a la distancia exacta del gantry, donde las ruedas delanteras del carro quedan de este modo encerradas por estos topes, impidiendo que por movimientos propios del proceso de carga o salida de un colimador, la parte delantera del carro se mueva.

En la Figura 3.9.1 se muestra el detalle de un carro porta colimadores.

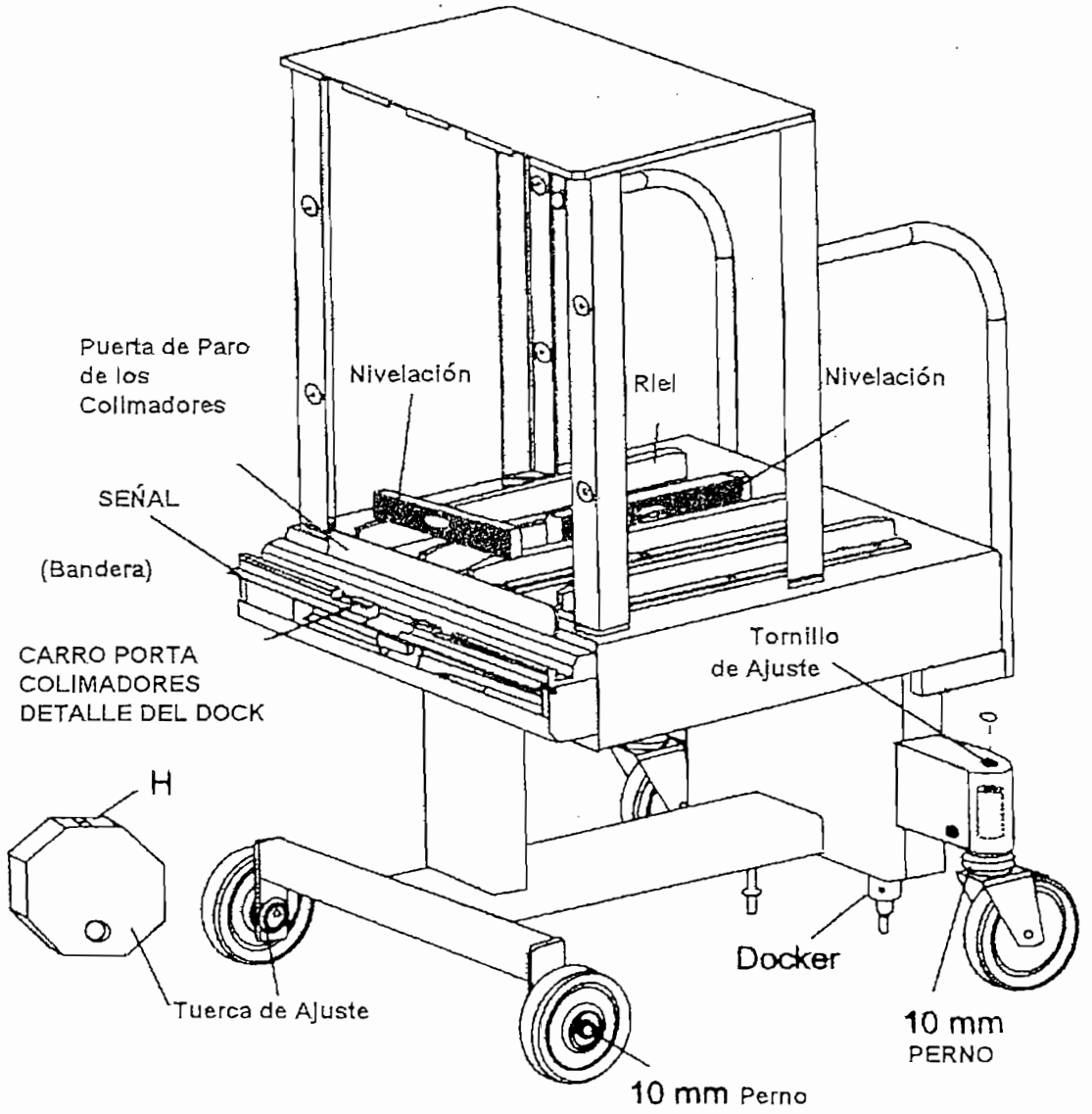


Figura 3.9.1 Carro Porta Colimadores

Las ruedas del carro tienen dispositivos de ajuste de altura, lo que corrige posibles irregularidades en el suelo. Esto garantiza que el carro y el detector estarán perfectamente alineados, haciendo muy fácil el ingreso del colimador en el armazón en C del detector. El dock y la platina de anclaje son similares a los descritos en la mesa de paciente, y como en ella, la platina se pega al piso con el uso de la epóxica.

Para el caso del equipo en estudio, la fábrica suministró tres colimadores denominados:

- LEAP (baja energía todo propósito)
- LEHR (baja energía alta resolución)
- High Energy (alta energía).

Por tanto el carro tiene el espacio requerido para almacenar tres colimadores.

3.10 INSTALACIÓN ELÉCTRICA

Se considera como instalación eléctrica a la conexión del sistema, pero más específicamente la de la fuente de alimentación principal, ubicada en la torre, al tablero de acometida eléctrica, mismo que fue descrito en el Capítulo 2. Para el caso de éste equipo se diseñaron salidas especiales de 220Vac polarizadas, ubicadas en las cercanías de la torre y de la computadora de procesamiento.
Las características de la acometida eléctrica requeridas se las muestra en la Tabla 3.10.1:

CARACTERÍSTICA	VALOR
Voltaje de alimentación	220V ac, Fase/Neutro/Tierra
Variación Máxima de Voltaje	+/- 10%
Frecuencia de Trabajo	60 Hz +/- 1%
Consumo de Potencia	3.5 KVA a plena carga
Resistencia máxima de red	0.39 Ohmios a 220 V

Tabla 3.10.1 Características de la Acometida Eléctrica

La construcción del tablero y de las canaletas que transportan los cables de energía, corre por cuenta del cliente. Sin embargo de que es responsabilidad de cliente revisar y entregar los trabajos debidamente probados, antes de conectar el equipo al voltaje de alimentación, es necesario probar el correcto funcionamiento del tablero, revisar los valores y los rangos de trabajo, comprobando que los valores estén dentro de lo permitido. Es también importante probar las seguridades de la instalación, verificando el correcto funcionamiento de las botoneras de paro de emergencia, ubicadas dentro del cuarto de examen, cerca de la computadora de procesamiento, y la otra cerca de la mesa de paciente.

Para el caso del Hospital, se recomendó la instalación de una luz indicadora en la puerta de entrada de pacientes del cuarto de examen, gobernada por el tablero principal de distribución. Esta luz roja se enciende cuando el tablero está prendido; es decir, cuando hay alimentación eléctrica hacia el equipo. Esto indica que un posible examen está siendo realizado y ninguna persona ajena al servicio debería ingresar a la sala.

Es importante verificar el valor de resistencia de red final conseguida, pues según las especificaciones del fabricante, para garantizar el funcionamiento correcto del equipo y saber exactamente que la potencia de trabajo es la especificada, esta no debe ser superior a 0.39 Ohmios. Con una herramienta especial, que verifica el valor de resistencia de la fase con respecto a tierra, y del neutro con respecto a tierra, se comprobó que el valor es de 0,22 Ohmios, es decir se tuvo una buena instalación eléctrica, que garantiza una correcta alimentación del equipo.

Finalmente las tomas polarizadas, de 110V y 120 V ac, fueron construidas según las especificaciones solicitadas, comprobándose que poseen una buena tierra. A estas tomas se conectará equipamiento especial como impresoras láser, monitores cardíacos, y una banda ergométrica (para pruebas cardíacas de esfuerzo).

El fabricante estipula la instalación, en el tablero de distribución, de interruptores de corriente de fuga, que son relés sensores de corriente, que se disparan cuando miden que la corriente inducida por una fase hacia la tierra es mayor de un determinado valor, (para el caso de la gamacámara es 30 mA).

Estos dispositivos no son muy comerciales en el País, y son costosos comparados con el precio total del tablero de distribución. Ya que esta norma no se puede cumplir en Ecuador, en la mayoría de los casos se instalan relés sensores de voltaje, que monitorean el valor de voltaje que circula por cada fase.

Si este valor sobrepasa el 8% (se puede regular desde –15% hasta + 15%), el rele abre la alimentación de la bobina del contactor principal y el sistema se desconecta.

Esta es una opción menos costosa y más comercial que sustituye el interruptor de corriente y que ha demostrado tener éxito en el control no sólo de corrientes de fuga, sino de variaciones de voltaje importantes, que son las causantes de daños severos en los equipos.

Adicionalmente los clientes no pueden costear la compra de un trasformador único para cada equipo médico instalado en el servicio de imagen del Hospital. Las recomendaciones son claras en ese sentido y estipulan que cada equipo debe tener su propio transformador de alimentación, que es el que se conecta directamente a la línea de alta tensión de la empresa eléctrica. La potencia requerida para cada equipo, es suministrada por este transformador. Generalmente en el País, los clientes optan por tener un solo transformador que tenga una capacidad de potencia suficiente para todos los equipos conectados a este transformador. Entonces el cuidado que se debe tener es que la capacidad de potencia de este aparato no sea excedida, y que ninguna fase sea sobrecargada, para evitar bajones de tensión peligrosos.

CAPITULO 4

CAPITULO 4

AJUSTE, CALIBRACIÓN Y PUESTA EN MARCHA

Hasta el capitulo anterior se ha descrito el procedimiento de instalación física del equipo, desde su desembalaje hasta la conexión eléctrica del sistema al tablero de distribución, especialmente diseñado para este equipo. De ahora en adelante el procedimiento faltante para poder entregar el equipo al cliente, es el ajuste de los movimientos y la calibración de las seguridades del equipo, para finalmente realizar pruebas de adquisición y test de comprobación de calidad de imagen.

El Proceso de ajuste y calibración, para este equipo en particular, se lo puede dividir en dos partes: Los ajustes mecánicos, aquellos en los que mediante un procedimiento especificado por el fabricante se alinean todos los componentes, se verifica la correcta posición de cada uno de los elementos comprobando el correcto movimiento de los mismos, certificando que en toda la trayectoria del movimiento, el elemento o dispositivo mantenga su linealidad, o al menos esta se encuentre dentro de los valores límites permisibles para ese movimiento.

La segunda parte son las calibraciones de los ejes de movimiento, mismas que están determinadas por el ajuste de las llamadas "home flags", que son las posiciones a las que llegan los componentes del equipo, cuando se lo enciende o cuando se requiere efectuar cambios de colimador, o retirar la mesa de paciente. Esta posición es la que permite determinar al computador dedicado SNAC, el correcto funcionamiento de todas las partes del equipo. Si algún mal funcionamiento del equipo se presentare, este será detectado llevándolo a posición Home, emitiendo el mensaje de error correspondiente, e incluso el sistema indica la primera acción posible que debe tomarse para solucionar el error presentado.

4.1 AJUSTES MECANICOS

Estos ajustes son:

- Alineación del Gantry
- Alineación de la mesa de paciente
- Calibración de la altura de la mesa de paciente frontal

4.1.1 ENCENDIDO DE LA GAMACAMARA

Este procedimiento es muy importante para dar inicio a los ajustes y calibraciones de todo el sistema. Como se describió en el montaje físico, la gamacámara se encuentra en el denominado modo manual. En este modo, el sistema no respeta límites de movimiento ni seguridades, por lo que sólo sirve para el montaje de los componentes. Entonces el primer paso antes de iniciar el procedimiento de ajuste es abandonar ese modo y dejar al sistema bajo el control del computador SNAC. Para ello se debe llevar al detector a la posición 90°. Ahora es necesario apagar todo el sistema, para restablecer las conexiones de la tarjeta MEB. Con este propósito, con el sistema apagado, se deben conectar los cables que provienen del detector a la tarjeta MEB, así como también todos los cables internos del detector en las tarjetas respectivas del mismo, tal como se muestra en la Figura 4.1.1.1. Ahora el sistema está en el modo normal de trabajo, y puede ser encendido.

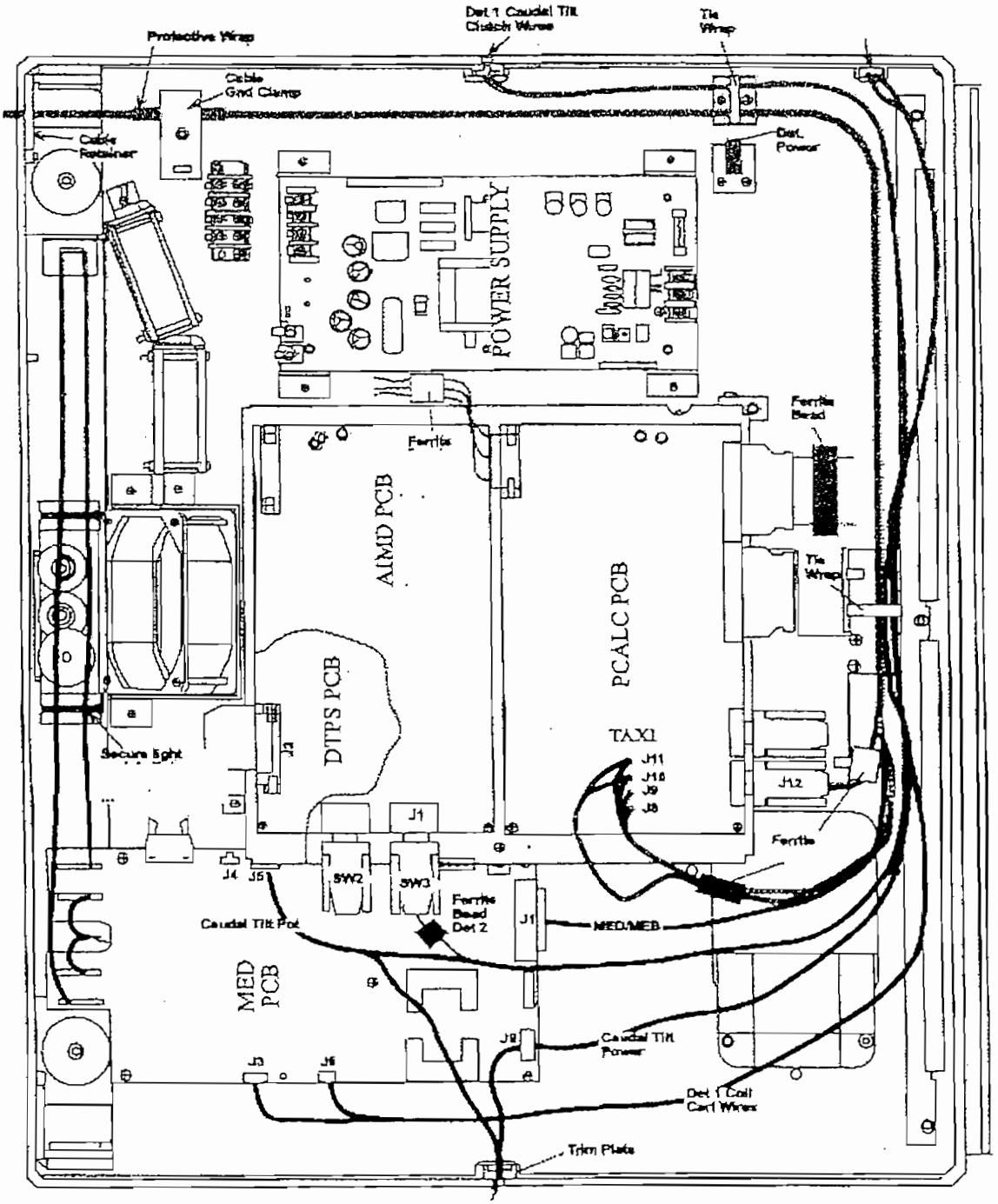


Figura 4.1.1.1 Detalle de Conexiones en el Detector

4.1.2 ENCENDIDO DEL DETECTOR

El encendido del detector está controlado por su propio switch. Este diseño responde a la necesidad del detector de permanecer siempre energizado, ya que

los 59 fototubos que contiene deben estar a una temperatura estable y homogénea. Esto garantiza el correcto funcionamiento del cabezal, generando así una imagen uniforme y nítida. Para que todos los fototubos lleguen a una temperatura estable de trabajo se requieren en promedio de 6 horas , por ello este dispositivo siempre debe permanecer encendido, aun cuando el Gantry y los demás componentes no lo estén.

4.1.3 ALINEACIÓN DEL GANTRY

Se entiende como alineación del Gantry a la distribución del peso en sus ruedas de contacto posteriores, a la nivelación del anillo de rotación y a la nivelación del movimiento de inclinación caudal del detector.

Para dar inicio a esta alineación es indispensable llevar al detector a la posición de 0°; es decir, con su superficie paralela al piso, y el lado de los detectores hacia abajo. En esta posición se debe aflojar los pernos de ajuste del anillo de rotación, para aflojar la tensión sobre él. Mediante un nivel de precisión se debe chequear la verticalidad del anillo de rotación, esto se consigue por medio del ajuste de los tornillos de nivelación correspondientes, ubicados en las ruedas de contacto frontales del Gantry. Para ello se debe aflojar la platina de asentamiento de la rueda del Gantry, con 1/8 ó ¼ de vuelta. Es importante ajustar, en igual forma la rueda izquierda y derecha del Gantry, para prevenir un desbalanceo del sistema. En la Figura 4.1.3.1 se muestra los elementos involucrados en este proceso.

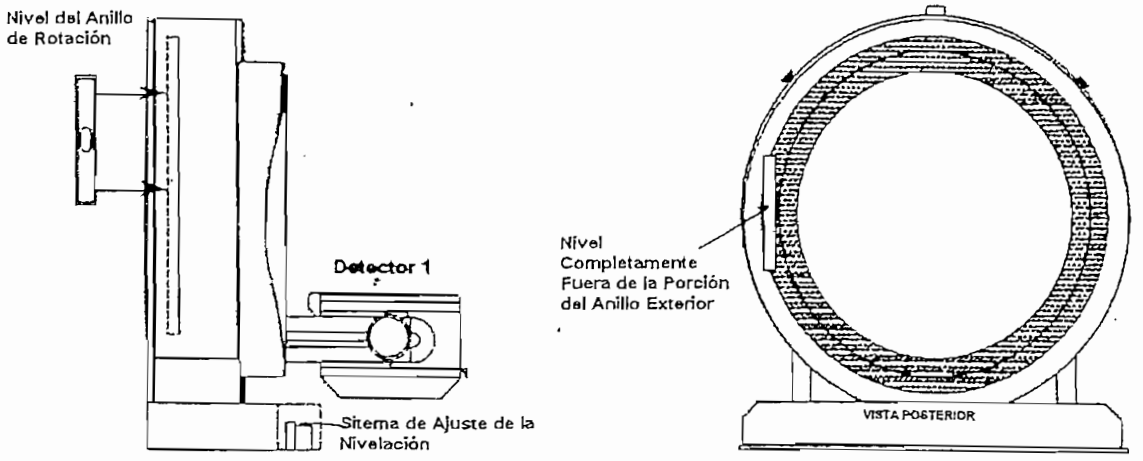


Figura 4.1.3.1 Alineación del anillo de Rotación del Gantry

Ahora se debe ajustar los tornillos del anillo de rotación, para girar 180° el detector. En esta posición se procede a aflojar los 8 tornillos internos de sujeción del sistema de inclinación caudal. Con un nivel de precisión se controla la perpendicularidad del detector 1 con respecto al anillo de rotación, y cuidadosamente se ajustan los tornillos para no perder la nivelación. Para comprobar que todo el proceso haya sido completado con satisfacción, se lleva nuevamente el detector a la posición 0° y se comprueba la correcta nivelación del detector. Este procedimiento se debe repetir cuantas veces sea necesario, hasta garantizar la correcta alineación del Gantry.

Para el equipo del ejemplo se tuvo que realizar dos veces todo el proceso de nivelación, hasta garantizar que el Gantry se encontraba perfectamente nivelado.

Si este procedimiento no se completara, El detector no estaría en un plano perpendicular al plano del anillo de rotación, lo que implicaría que ya sea en la posición 0° o 180° el detector captaría proyecciones del órgano radiactivo, que variarían notablemente de las imágenes obtenidas en la otra posición.

En la Figura 4.1.3.2 se muestra el detalle del control del ajuste de la inclinación caudal del detector. Cuando en el monitor PPM se indique Inclinación caudal 0° y las posiciones 90^0 y 180^0 del detector, este ajuste estará concluido.

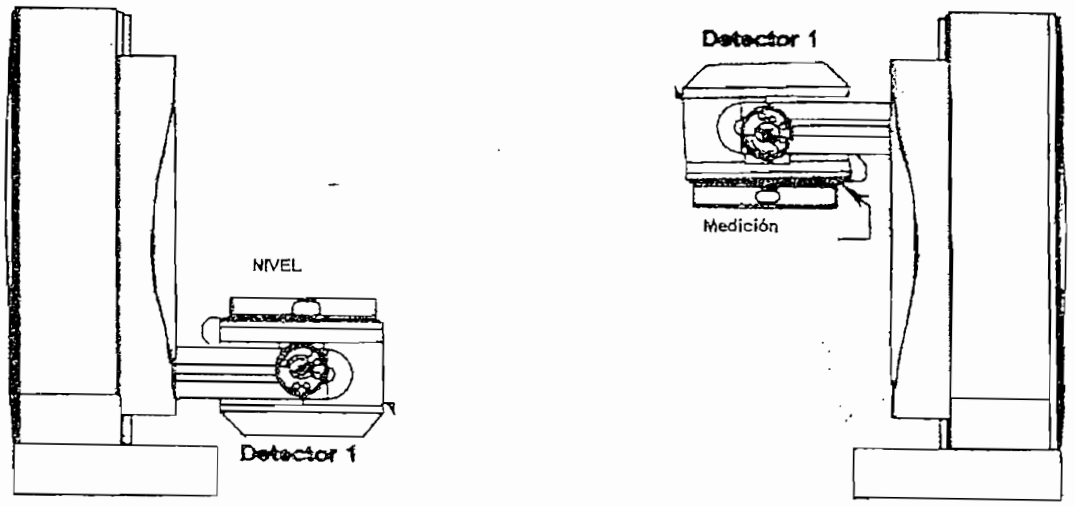


Figura 4.1.3.2 Nivelación del Balanceo Caudal del Detector

4.1.4 ALINEACIÓN DE LA MESA DE PACIENTE

Este proceso se divide en dos partes:

4.1.4.1 Alineación de la Mesa de Paciente Posterior

El primer paso para efectuar esta calibración es la verificación de la verticalidad del movimiento de subida y bajada de la mesa de paciente. Con el detector 1 en posición de 90^0, se debe colocar el dispositivo de extensión del tablero de paciente en la posición de descenso. Se adhiere una regla numerada flexible colocada en el filo del dispositivo de extensión, tal como se muestra en la Figura 4.1.4.1.1, y se suspende desde el brazo de soporte del monitor PPM una plomada de tal modo que caiga justo sobre la regla numerada. Mediante el control manual, se lleva a la mesa de paciente a una altura (indicada en el monitor PPM) de –24.8 cm. Después de que la misma se haya estabilizado, se anota el valor numérico que señala la plomada en la regla adherida anteriormente. Cuidadosamente, sin mover el brazo de soporte, se debe llevar la mesa de paciente a una posición (indicada en el monitor PPM) de +12.8 cm, y se registra de igual manera el valor numérico que señala la plomada en la regla graduada. Entonces se extrae el valor relativo de las medidas (es decir, se resta el valor

anotado en la posición 1 del valor registrado en la posición 2 de la mesa de paciente). Si este valor es mayor que 1 mm o menor que – 1mm, entonces el movimiento de la mesa de paciente posterior no es vertical, y debe ser ajustado.

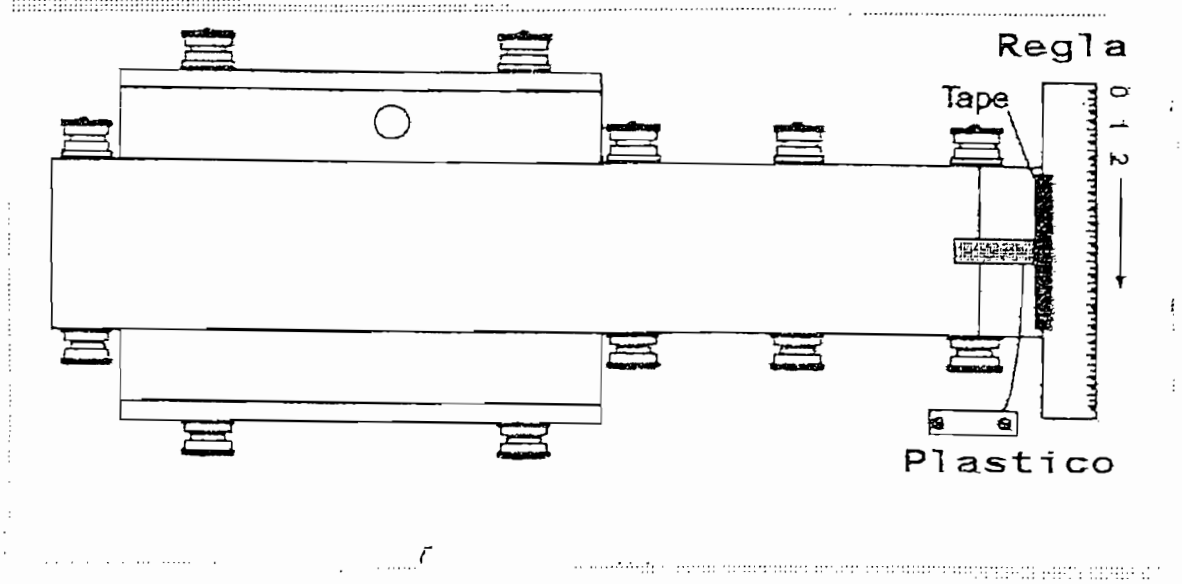


Figura 4.1.4.1.1 Localización de la Regla Graduada Respecto a la Extensión del Tablero de Paciente

Este ajuste es realizado añadiendo una determinada cantidad de láminas metálicas, de espesor especificado por el fabricante y suministradas en conjunto con el equipo, en la base de la mesa de paciente posterior (entre la platina base y la base de la mesa) El detalle se muestra en la Figura 4.1.4.1.2.

Si el resultado de la resta descrito anteriormente es positivo, estas láminas metálicas deben ser añadidas en el lado izquierdo de la base de la mesa (si esta se la mira desde la parte de atrás del equipo) Si el resultado de la resta es negativo, las láminas deben ser añadidas en el lado derecho.

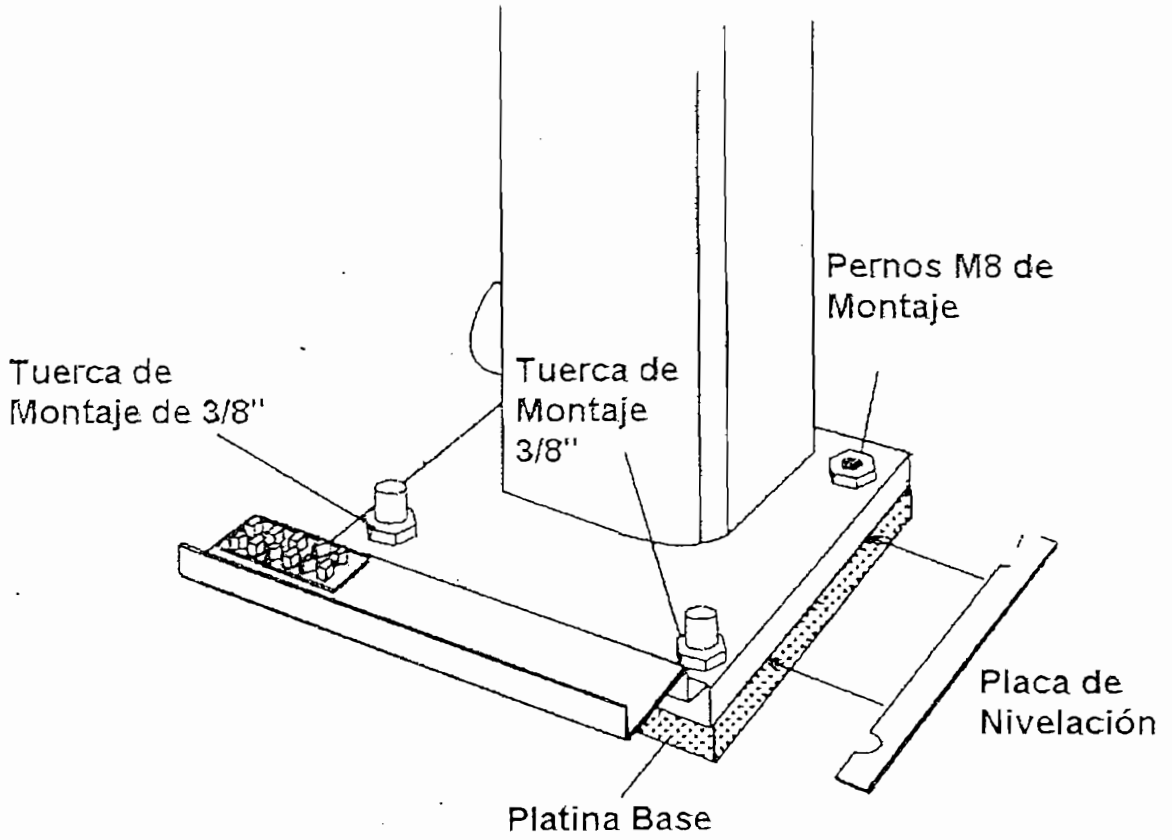


Figura 4.1.4.1.2 Localización de las Láminas Metálicas de Nivelación de la Mesa de Paciente Posterior

El número requerido de láminas de nivelación, está determinado por la Tabla 4.1.4.1.1, especificada por el mismo fabricante:

Resultado de la Resta (mm)	Espesor Total de Láminas Requerido (pulgadas)	Número de Láminas Necesario
1.0	0.024	2
1.5	0.036	3
2.0	0.048	4
2.5	0.060	5
3.0	0.072	6
3.5	0.084	7
4.0	0.096	8
4.5	0.108	9
5.0	0.120	10

Tabla 4.1.4.1.1 Cálculo del Número de Láminas Requeridas para la Nivelación de la Verticalidad del Movimiento de la Mesa de Paciente

Una vez colocadas las láminas necesarias, se debe realizar nuevamente el procedimiento de ajuste para certificar la perfecta verticalidad del movimiento ascendente y descendente de la mesa de paciente posterior.

4.1.4.1.1 Ajuste de la Posición Izquierda - Derecha de la Mesa de Paciente Posterior

Para este ajuste es necesario llevar al detector a la posición de 90°. La altura de la mesa debe de ser de –8.8 cm, esto se puede comprobar en el monitor PPM. Mediante el control manual se lleva el detector a una distancia radial de 7.5 cm, valor mostrado en el PPM. Se coloca una regla metálica completamente recta (suministrada en conjunto con el equipo) de 48" de longitud en la superficie del dispositivo de extensión del tablero de paciente, firmemente adherida a las ruedas derechas del dispositivo, tal como se muestra en la Figura 4.1.4.1.1.1

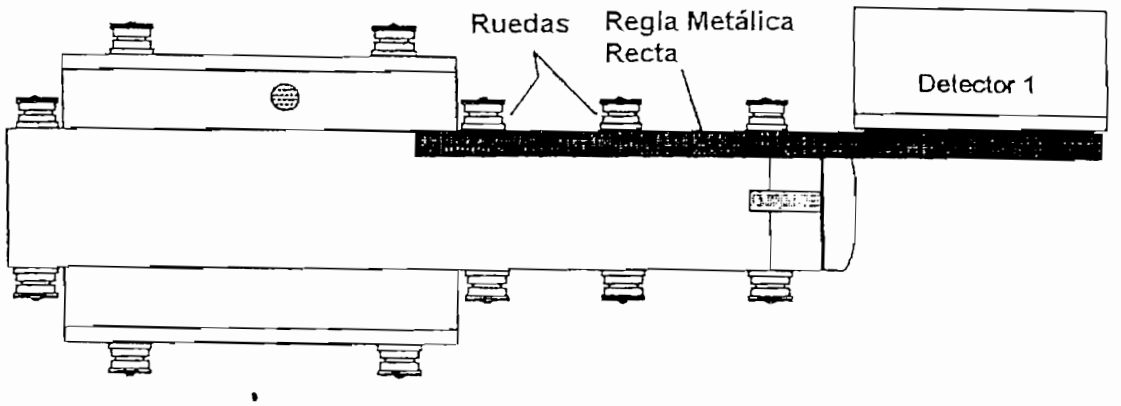


Figura 4.1.4.1.1.1 Ubicación del Detector y la Regla Metálica para el ajuste de la Posición Izquierda – Derecha de la Mesa de Paciente Posterior

Con la regla se comprueba la perfecta disposición física paralela de la mesa de paciente, con respecto a la superficie del cristal del detector. Si esta condición no se cumple, es necesario reajustar la ubicación de la mesa de paciente posterior. Para ello se aflojan los 4 tornillos de la base de la mesa, indicados en la figura 4.1.4.1.2, y se la coloca de tal modo que se cumpla la condición de paralelismo. Una vez ajustada esta posición, se aseguran los 4 pernos de fijación. Finalmente se retira la regla metálica y se regresa el detector a la posición de 0°.

Si este procedimiento no se cumpliera, al realizar estudios cardiacos, cuya característica es colocar al detector en la posición 90° , lo más cerca posible del paciente, sin llegar a tocarlo, al sacar o meter el tablero del paciente dentro del Gantry, pueden producirse colisiones entre el tablero y el colimador o el paciente, pudiendo lesionarlo o deteriorar el equipo.

4.1.4.2 Alineación de la Mesa de Paciente Frontal

Para completar esta alineación se deben realizar dos procedimientos:

4.1.4.2.1 Nivelación del Movimiento de Ascenso y Descenso de la Mesa de Paciente Frontal

Con el detector en posición 90° se coloca la mesa de paciente frontal, en la posición normal de trabajo (frente al Gantry, anclada en los respectivos docks) se lleva el tablero de paciente, hacia el interior del Gantry, una distancia de 12", medida desde el filo de la mesa de paciente frontal. Como referencia, el extremo del tablero de paciente debería estar cerca del centro del cristal del detector.

Usando cinta adhesiva se debe asegurar una regla métrica que tenga una precisión de centésimas de cm, en el extremo del tablero de paciente, tal como se muestra en la Figura 4.1.4.2.1.1

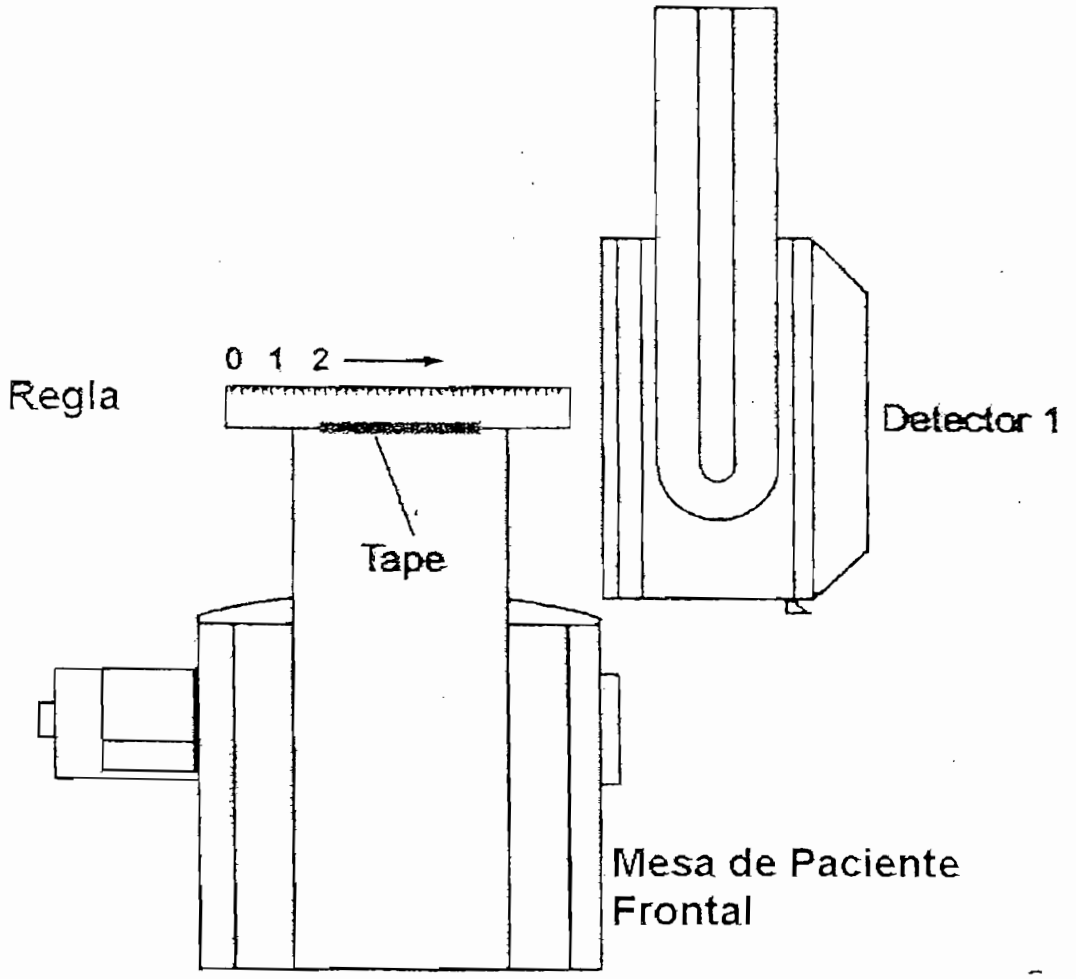


Figura 4.1.4.2.1.1 Ubicación Inicial de la Mesa de Paciente Frontal para su Alineación

Mediante el uso del control manual, se debe mover la mesa de paciente frontal, hacia abajo, en dirección del piso, hasta que se muestre en el PPM una altura de –52.2 cm. En esta posición, y con el brazo de soporte sobre la mesa de paciente, se suspende una plomada, de modo que esta cuelgue justo sobre la regla métrica. Una vez detenido el movimiento pendular de la plomada, se registra el valor que marca en la regla. Con el control manual, se debe elevar la mesa de paciente, de tal modo que en el PPM se muestre un valor aproximado de +12.8 cm de altura. Sin mover la plomada durante este proceso, cuidadosamente se registra la medida que señala la plomada en la regla graduada.

El valor registrado en la altura mínima debe restarse del valor registrado en la máxima altura. Si el resultado de esta operación es mayor a + 1.00 mm ó menor a

–1 mm, el movimiento de elevación de la mesa frontal no es vertical y debe ser ajustado. El ajuste es realizado por medio del aumento o disminución de la altura de la mesa de paciente del piso (la altura de la mesa viene configura desde la fábrica con un valor de 2.5 cm).

Este ajuste es posible hacerlo gracias a que las dos ruedas anterior y posterior derechas de la mesa de paciente, vistas desde la parte posterior de la mesa, tienen adaptadas ejes roscados que al ser girados suben o bajan la rueda con respecto al piso. El fabricante determina, según la Tabla 4.1.4.2.1.1, el número de vueltas requeridas para obtener una elevación o descenso de las ruedas determinado, lo cual afecta directamente a la altura del piso de la mesa de paciente frontal.

Si la diferencia entre los valores registrados en la regla, es positiva, significa que se debe dar vueltas en el mismo sentido de giro de las manecillas del reloj a los dos ejes roscados. Si el resultado es negativo, el número de vueltas requerido será en sentido contrario al de las manecillas del reloj.

RESULTADO DE LA RESTA (mm)	NÚMERO DE VUELTAS NECESARIAS
-10	-5.6
-9.5	-5.3
-9.0	-5.0
-8.5	-4.7
-8.0	-4.4
-7.5	-4.2
-7.0	-3.9
-6.5	-3.6
-6.0	-3.3
-5.5	-3.1
-5.0	-2.8
-4.5	-2.5
-4.0	-2.2
-3.5	-1.9

RESULTADO DE LA RESTA (mm)	NUMERO DE VUELTAS NECESARIAS
-3.0	-1.7
-2.5	-1.4
-2.0	-1.1
-1.5	-0.8
-1.0	-0.6
-0.5	-0.3
0.5	0.3
1.0	0.6
1.5	0.8
2.0	1.1
2.5	1.4
3.0	1.7
3.5	1.9
4.0	2.2
4.5	2.5
5.0	2.8
5.5	3.1
6.0	3.3
6.5	3.6
7.0	3.9
7.5	4.2
8.0	4.4
8.5	4.7
9.0	5.0
9.5	5.3
10.0	5.6

Tabla 4.1.4.2.1.1. Número de Vueltas Requerido para Ajustar la Verticalidad de la Mesa de Paciente Frontal

Una vez ajustada la altura de la mesa para corregir la verticalidad de la misma, se debe comprobar la correcta realización del trabajo, efectuando nuevamente el procedimiento de medición.

4.1.4.2.2 Nivelación Frontal – Posterior de la Mesa de Paciente

Posicionado el detector a 90°, se coloca la regla métrica de medición, paralela al eje longitudinal del tablero de paciente, tal como se indica en la Figura 4.1.4.2.2.1

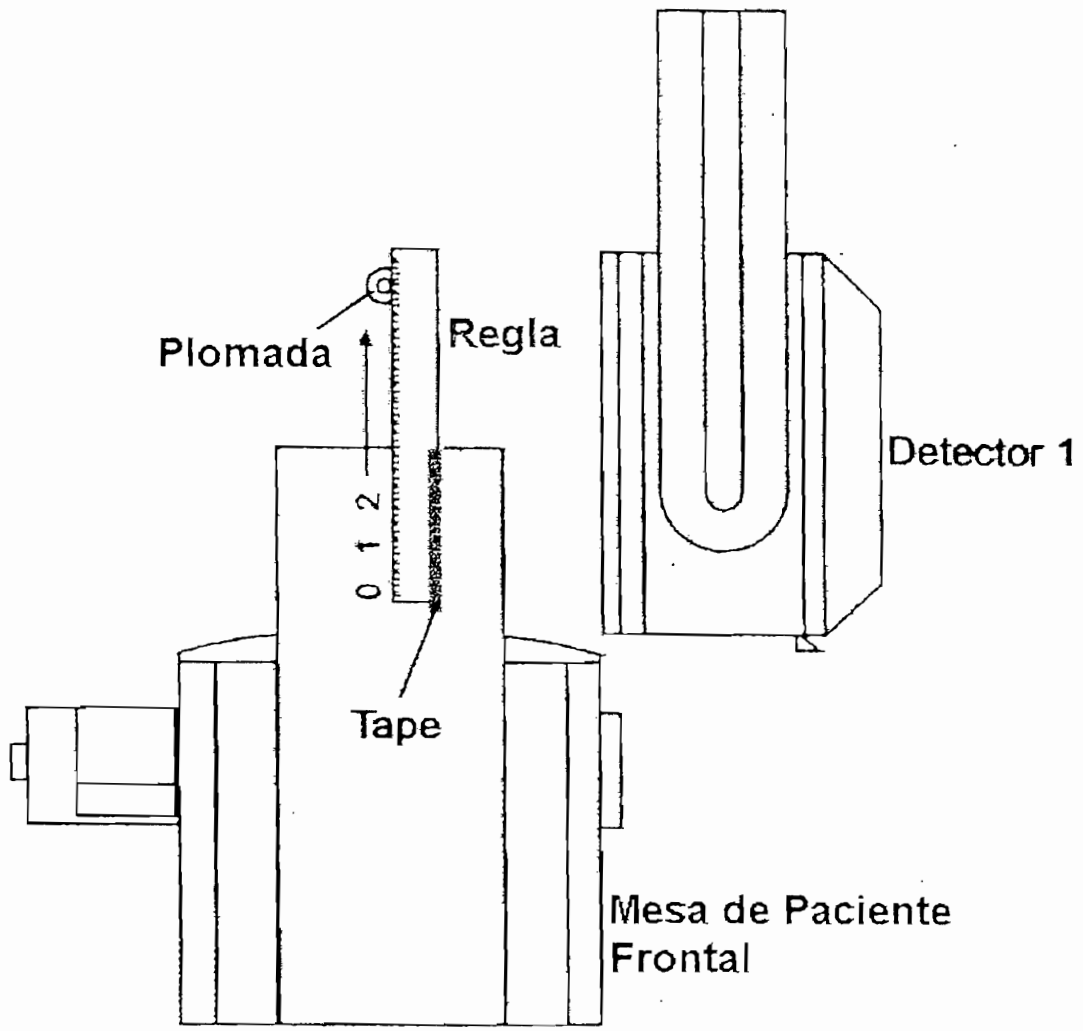


Figura 4.1.4.2.2.1 Posicionamiento de la Mesa y Detector para Nivelación Frontal Posterior de la Mesa

Mediante la utilización del control manual, se debe llevar a la mesa de paciente frontal a su altura extrema inferior, de tal modo que en el PPM se muestre un valor de –52.2 cm. En esta posición, se suspende una plomada de tal modo que esta caiga directamente sobre la regla graduada. Una vez detenido el movimiento pendular de la plomada, se registra el valor que señala esta sobre la regla.

Usando el control manual se eleva ahora a la mesa hasta una altura tal que en el PPM se muestre 12.8 cm. Cuidadosamente, sin mover el brazo de soporte, del cual se suspende la plomada, se registra el valor que se marca sobre la regla. Se resta entonces el valor registrado en la altura mínima del otro valor registrado. Si esa diferencia es menor que –1 mm o mayor que + 1mm, el movimiento de ascenso y descenso de la mesa frontal, comparando el frente con la parte posterior, no es 100% perpendicular a la superficie del piso, y debe ser ajustado.

Para completar este ajuste, se deben ubicar los dos tornillos roscados que son parte de las dos ruedas posteriores (izquierda y derecha) de la mesa de paciente frontal.

Con el aumento o disminución de la altura referida al piso, de estas dos ruedas, se alinea la verticalidad mencionada de la mesa.

Se debe girar, en las dos ruedas el mismo número de vueltas. Este valor está especificado por el fabricante, y depende del resultado conseguido de la resta anterior. Si el resultado es positivo, las vueltas deben ser efectuadas en dirección del giro delas manecillas el reloj. Caso contrario el giro deberá ser efectuado en el otro sentido.

En la Tabla 4.1.4.2.2.1 se determina el número de vueltas a efectuar, dependiendo el resultado de la resta de las dos marcaciones.

RESULTADO DE LA RESTA (mm)	NUMERO DE VUELTAS REQUERIDO
-10	12.0
-9.5	11.4
-9.0	10.8
-8.5	10.2
-8.0	9.6
-7.5	9.0
-7.0	8.4
-6.5	7.8
-6.0	7.2
-5.5	6.6
-5.0	6.0
-4.5	5.4
-4.0	4.8
-3.5	4.2
-3.0	3.6
-2.5	3.0
-2.0	2.4
-1.5	1.8
-1.0	1.2
-0.5	0.6
0.5	-0.6
1.0	-1.2
1.5	-1.8
2.0	-2.4
2.5	-3.0
3.0	-3.6
3.5	-4.2
4.0	-4.8
4.5	-5.4
5.0	-6.0
5.5	-6.6
6.0	-7.2
6.5	-7.8
7.0	-8.4

RESULTADO DE LA RESTA (mm)	NUMERO DE VUELTAS REQUERIDO
7.5	-9.0
8.0	-9.6
8.5	-10.2
9.0	-10.8
9.5	-11.4
10.0	-12.0

Tabla 4.1.4.2.2.1 Número de Vueltas Requerido para Nivelación Según Resultado de Resta

Para verificar la correcta realización de la nivelación, una vez ajustadas las alturas de la ruedas posteriores, se debe realizar nuevamente el procedimiento de chequeo, para certificar el correcto resultado.

4.1.5 CALIBRACION DE LA ALTURA DE LA MESA DE PACIENTE FRONTAL

Para realizar este procedimiento, es necesario colocar a la mesa en la posición de trabajo (frente al Gantry), anclarla mediante los docks, y llevar al equipo a la posición de reposo o "HOME". Esta posición es: Detector a 0°, Gantry centrado en el eje X, altura de la mesa a 122 cm, y dispositivo de extensión del tablero de paciente, en posición inferior (asentado).

En esta posición de debe introducir el tablero del paciente dentro del Gantry. Se debe comprobar que el primer punto de contacto del tablero sea la primera rueda del dispositivo de extensión de la mesa de paciente. Si esta condición no se cumple, se debe de ajustar la posición de la mesa de paciente posterior, sin perder la nivelación efectuada anteriormente.

En la Figura 4.1.5.1 se muestra el detalle de este ajuste.

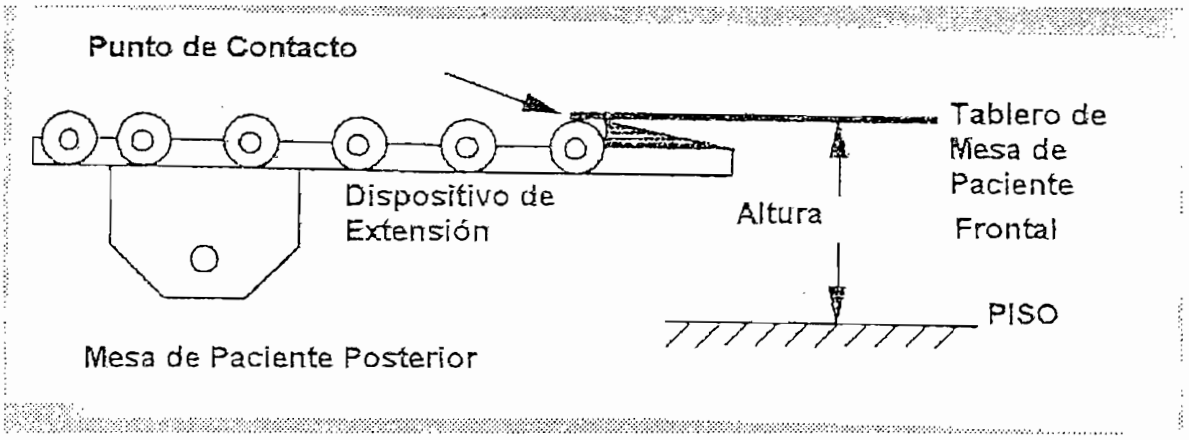


Figura 4.1.5.1 Detalle del Ajuste de la Altura de la Mesa de Paciente Frontal.

4.2 CALIBRACIONES DE LOS EJES PRINCIPALES

Este procedimiento permite realizar las calibraciones de las llamadas "Home Flags", mediante el uso del programa de servicio desarrollado por el fabricante, y que reside en el computador de adquisición ICON. Este programa se denomina "DiagUI_ecam", y mediante éste se pueden ajustar el correcto posicionamiento de los elementos del sistema cuando se los lleva a la posición "HOME". La posición home es aquella en la que el detector está ubicado a 0°, la mesa se sitúa a una posición determinada en altura, el Gantry está centrado con respecto a su movimiento de izquierda a derecha, y el tablero de paciente marca 0 cm en el PPM.

Esta calibración se divide en:

- Calibración de la rotación (eje 1)
- Calibración Radial (eje 2)
- Calibración Izquierda – Derecha del Gantry (eje 5).
- Calibración del ascenso y descenso de la mesa de paciente posterior (eje 6).
- Calibración del ascenso y descenso de la mesa de paciente frontal (eje 3).
- Calibración de la entrada y salida de la mesa de paciente frontal (eje 4).

Las home flags son las posiciones de los potenciómetros y decodificadores de cada uno de los elementos del Gantry (cada movimiento es considerado como un

eje) cuando estos se encuentran en la posición Home. En cualquier instante y posición del sistema, se lo puede llevar a la posición Home. Cuando el equipo llega a la posición Home y no se reporta ninguna falla o error, entonces se puede garantizar el buen funcionamiento del equipo, de ahí la importancia de calibrar perfectamente cada uno de estos movimientos o ejes.

El programa de servicio que permite analizar el valor del potenciómetro en una posición específica de un eje cualquiera, denominado "DiagUI_ecam", se encuentra en el CD de aplicación del programa denominado ICON, que es el software principal de adquisición y procesamiento de imágenes del sistema. Básicamente este programa de servicio muestra en la pantalla del computador un valor hexadecimal que tiene relación directa con el valor físico de resistencia del potenciómetro involucrado en un movimiento cualquiera del sistema. Este programa indica el rango de valores en los cuales debe estar ese número hexadecimal, el cual es ajustado moviendo manualmente el valor de resistencia del potenciómetro.

4.2.1 CALIBRACIÓN DE LA ROTACIÓN (EJE 1)

Cuando el software de servicio se activa, ninguna seguridad eléctrica es obedecida por el sistema, por lo que para cualquier emergencia, y para precautelar la integridad física el equipo se debe de activar el botón de paro de emergencia del sistema.

Para la calibración de la posición home de rotación se debe seguir el siguiente procedimiento:

- Encender el sistema ECAM.
- Cargar el CD ICON, en el CD Rom de la computadora ICON .
- Abrir el contenido del CD y seleccionar el programa de servicio DiagUI_ecam, que se encuentra en la siguiente carpeta: CD/ecam/ICONf/Service/Tools.
- Seleccionar "Nueva Sesión de Diagnostico" desde el menú principal.
- Escoger Gantry – Calibración de Rotación.

- Al escoger esta opción, se activa el movimiento de rotación.
- Este movimiento debe ser detenido apretando el botón de stop.
- Para continuar con el proceso, la tecla enter debe ser presionada.
- El programa activa una ventana, en la que se debe seleccionar Gantry Calibración de Rotación.
- Para poder continuar con el proceso, el programa pide confirmación, que es aceptada, cuando cualquier botón del PPM es presionado.
- Usando el control manual del Gantry, se debe llevar el anillo de rotación a la posición home. Se sabe que se ha llegado a la posición home, ya que mientras esté presionado el botón de giro del anillo, el movimiento se detendrá cuando se alcance esta posición.
- Una vez en la home posición, se debe presionar la tecla enter.
- Para verificar la lectura hexadecimal del valor del poteciómetro, se debe mover nuevamente el anillo e inmediatamente regresar a la posición home. Este movimiento se detendrá cuando se consiga la posición mencionada.
- En la pantalla del computador se muestra entonces lo siguiente: Eje: 1
  Valor actual del Pot: xxxx
  Rango Permisible 3ac hasta 410
- Entonces se debe aflojar el sistema de sujeción del potenciómetro para poder manualmente cambiar el valor de resistencia del potenciómetro, hasta que se muestre en la pantalla un valor que se encuentre dentro del rango permitido.
- Se ajusta el potenciómetro así como su sistema de sujeción y se presiona "enter" para confirmar el valor.
- El sistema se mueve automáticamente fuera de la home posición y regresa nuevamente a ésta.
- El programa pregunta entonces si está en la correcta posición debiéndose aplastar las tecias Y o N. Con N se debe repetir todo el procedimiento hasta asegurar que el anillo llega a la posición "home". Cuando Y es presionada, el sistema gira en sentido contrario a las agujas del reloj hasta el límite negativo (-30°) y luego gira, en sentido de las agujas de reloj, hasta el límite positivo (+ 350°).

- El eje 1 se ha calibrado exitosamente y el programa muestra el mensaje test de secuencia completada.

La descripción detallada de este procedimiento de calibración tiene como objeto dar a conocer al lector sobre la complejidad que tienen estos sistemas, así como ilustrar el alto grado de precisión mecánica que encierran estos equipos médicos. Si bien es cierto sistemas de otras marcas e incluso otros modelos de equipos de gamagrafía no trabajan exactamente con el mismo programa, el procedimiento general es el mismo, pues estos poseen su propio software de aplicación, que más o menos cumplirá las mismas funciones. Finalmente se detalla completamente el procedimiento de calibración, ya que para las otras cinco calibraciones de los ejes o movimientos descritos al inicio de este punto, el proceso es exactamente el mismo, con variaciones en el menú de selección y en el rango de valores hexadecimales.

4.2.2 CALIBRACIÓN RADIAL (EJE 2)

El movimiento radial es aquel que permite subir y bajar el detector, en un plano perpendicular al Gantry. El procedimiento de calibración es similar al anterior, pero se usa el menú denominado Gantry – Calibración radial 1 y el rango hexadecimal de valores es desde c8a hasta e1a.

4.2.3 CALIBRACIÓN DEL MOVIMIENTO DEL GANTRY IZQUIERDO – DERECHO (EJE 5)

El proceso de ajuste es el mismo, el menú correspondiente es Gantry - Calibración izquierda / Derecha y el rango hexadecimal aceptable es desde 492 hasta 87a.

4.2.4 CALIBRACIÓN DEL MOVIMIENTO DE ASCENSO / DESCENSO DE LA MESA DE PACIENTE POSTERIOR (EJE 6)

Este procedimiento sólo puede ser ejecutado cuando se haya completado la calibración de la posición home del eje 5.

El procedimiento de calibración es similar a los anteriores, pero para éste es necesario instalar un colimador en el detector.

Con el colimador instalado, se lleva a la gamacámara a la posición home, y se coloca al dispositivo de extensión del tablero de paciente, en la posición de descenso (la posición de descenso es aquella que permite ingresar al tablero de paciente de la mesa frontal en el Gantry).

Con el programa de servicio apropiado, seleccionado del DiagUI_ecam, denominado Gantry-Calibración PHS Posterior Ascenso / Descenso, se realiza el procedimiento correspondiente.

El rango permisible para el valor hexadecimal del potenciómetro correspondiente es 21c hasta 280. Una vez concluido el procedimiento y correspondiente, se verifica la correcta posición home y se puede salir del programa de calibración.

4.2.5 CALIBRACIÓN DEL MOVIMIENTO ASCENSO / DESCENSO DE LA MESA FRONTAL (EJE 3)

El procedimiento que se va a describir permite ajustar la posición home de la mesa de paciente frontal. Muy comúnmente a la mesa de paciente se la denomina como PHS (sistema de soporte de paciente). Los pasos a seguir para completar esta calibración son:

- Accionar el botón "home" del control manual y esperar que el sistema se posicione en esta ubicación home.
- Colocar al tablero de paciente retirado completamente fuera del Gantry y la extensión en la posición de descenso.

- Del programa DiagUI_ecam, seleccionar el menú Gantry – Calibración PHS Frontal Ascenso / Descenso.
- Para verificar la correcta altura de la mesa de paciente frontal, se inserta el tablero de paciente en el Gantry, con el dispositivo de extensión en la posición de descenso. El primer punto de contacto del extremo del tablero de paciente debe ser la primera rueda del dispositivo de extensión de la mesa posterior.

4.2.6 CALIBRACIÓN DEL MOVIMIENTO DE ENTRADA Y SALIDA DE LA PHS

Este procedimiento permite ajustar la posición home del movimiento de entrada y salida del tablero de paciente de la mesa frontal.

El procedimiento a seguir es similar a los anteriores ajustes, pero hay que tener en cuenta los siguientes puntos:

- La mesa debe encontrarse en la posición normal de trabajo
- El dispositivo de extensión de la mesa posterior debe estar en la posición de descenso
- El programa a utilizarse dentro de DiagUI_ecam es Gantry-Calibración PHS Dentro / Fuera.

Hasta aquí se ha completado el ajuste de los 6 ejes principales, o lo que es lo mismo de las 6 posiciones "home" del sistema completo.

De ahora en adelante, cuando se presione el botón "home" desde el control manuall o desde el monitor PPM, el sistema, de uno en uno, irá posicionando al equipo en las ubicaciones home, empezando por el eje 1, hasta el 6, secuencialmente.

Para culminar con el proceso de calibración se requiere ajustar dos movimientos adicionales, que no son tomados en cuenta en el "homing" del equipo, y que se los describe a continuación:

4.3 CALIBRACIÓN DEL MOVIMIENTO DE INCLINACIÓN CAUDAL DEL DETECTOR

El movimiento de inclinación caudal del detector permite colocar la superficie del detector en un plano paralelo al Gantry, mirándolo frontalmente. Es muy importante este movimiento, porque permite colocar al detector en una posición tal que pacientes imposibilitados de ser colocados en la mesa de paciente, específicamente pacientes en silla de ruedas, pueden ser analizados con el equipo. Este movimiento no es controlado por ningún motor, a diferencia de los seis movimiento anteriores. Este movimiento se habilita cuando mediante un freno electromagnético se separa un sistema de engranajes y el movimiento queda libre. El procedimiento para calibrar este movimiento es el siguiente:

- Encender todo el sistema.
- Llevar el sistema a la posición "Home" (los 6 ejes)
- Cargar un colimador, de ser posible el llamado LEAP
- Girar el detector a una posición de 90°.
- Llevar a la mesa de paciente frontal a la posición de carga.
- Escoger el menú de ajuste Gantry – Calibración Inclinación Caudal, siguiendo el procedimiento descrito anteriormente para la calibración de los ejes de movimiento del equipo.
- Colocar el detector 1 hasta el límite mecánico (95°), con la superficie del cristal hacia fuera del detector.
- Ajustar el valor hexadecimal correspondiente a la medición del valor del potenciómetro, dentro del rango permisible de 52 hasta 7a.
- Colocar nuevamente el potenciómetro en el soporte mecánico y ajustarlo.
- Se debe inclinar entonces el detector hasta la posición 0°, la que se puede controlar en el monitor PPM.
- Del mismo modo se lleva al detector a la posición 90°.
- La secuencia de ajuste concluye, y se puede abandonar el modo de calibración. Para verificar el correcto funcionamiento del sistema, se prueba varias veces el movimiento, dejando al detector inclinado en posición caudal en varios ángulos, los que son mostrados en el PPM.

4.4 CALIBRACIÓN DEL ARMAZÓN EN C DEL DETECTOR

Esta calibración es importante para que el proceso de carga o descarga del colimador del detector, se lo realice con normalidad, sin que existan roces o choques del colimador con los filos del armazón en C o con el mismo detector.

El procedimiento para esta calibración es el siguiente:

- Encender el equipo.
- Llevar al sistema a la posición home (los 6 ejes).
- Descargar el colimador (si éste está instalado).
- Colocar el detector en posición 90°
- Seleccionar el programa de calibración Gantry - Calibración Armazón en C.
- Presionar cualquier botón del PPM para activar el programa.
- El armazón en C se abrirá completamente, en forma automática.
- Verificar que el valor hexadecimal está dentro del rango permitido es decir de 12 hasta 23.
- Una vez ajustado el valor, y colocado el potenciómetro en su soporte, se concluye la calibración del armazón, presionando la tecla enter.
- La comprobación final abre completamente el armazón, y confirmando la posición de apertura máxima, el sistema vuelve a cerrarlo.

4.5 GRABACIÓN DE LA INFORMACIÓN DE LOS COLIMADORES

El sistema ECAM almacena la información de los colimadores en una memoria EPROM denominada CID (disco de información del colimador), la cual está montada en cada colimador. La información de un colimador incluye:

- Código de tipo de colimador
- Código de espesor del núcleo del colimador
- Código del espesor del contorno del colimador
- Peso del colimador

El código del tipo de colimador, le indica al sistema que está instalado un colimador LEAP, LEHR, Mediana energía, Alta energía u otro de cualquier tipo. Esto es importante para el sistema ya que según el tipo de colimador, el

procesamiento de la imagen aplicará las correcciones necesarias para obtener la mejor imagen posible, correcciones tales como linealidad, eliminación del scatter o de radiación secundaria y correcciones de uniformidad.

El espesor del núcleo es usado para determinar la distancia radial del detector. Esta distancia es la que existe entre la cara del colimador hasta el centro de rotación del sistema (COR) expresada en cm. Esta distancia se muestra en el monitor PPM.

El espesor del contorno del colimador es calculado por el sistema y es usado por la tarjeta electrónica MEB, cuando el colimador es ajustado por el armazón en C contra el detector. La MEB alimenta al motor respectivo del armazón para cerrar la C, hasta que sensa una condición de una pequeña sobre corriente. Esta condición de sobre corriente no es un daño en el sistema, es el modo de reconocer el espesor del colimador y así cerrar la C sólo hasta la posición dada por este espesor.

El peso del colimador es usado para determinar si el detector esta balanceado, para permitir el movimiento de inclinación caudal. Este movimiento es permitido en todo instante o posición del detector, sólo para colimadores LEAP y LEHR. Para los otros colimadores, o para la condición de no carga de colimador, el movimiento de inclinación caudal sólo es habilitado cuando el detector está en una posición de 90°.

Cuando un colimador es instalado, un sistema especialmente diseñado, ubicado en el detector, lee la información de la memoria e indica al sistema que tipo de colimador es el que está instalado.

En la Tabla 4.5.1 se muestra los valores característicos de los colimadores más usados.

Datos del Colimador	LEFAN Low Energy Fan Beam	LEAP Low Energy all Purpose	LEHR Low Energy High Resolution	LEUHR Low Energy Ultra High Resolution	LEHS Low Energy High Sensib	MEDE Médium Energy	MEDLP Medium Eergy Low Penetrate	HIGHE High Energy	Extra High Energy 511 Kev	PIN HOLE	COIN
Tipo	01	19	18	17	23	27	16	29	30	26	28
Espesor del Núcleo (mm)	375	250	250	380	250	335	405	515	515	2145	760
Espesor del Contorno (mm)	57	13	13	57	13	49	80	121	121	49	121
Peso (Kg)	34	20	20	43	20	50	65	125	125	80	125
Serie del Colimador	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*

* Es un número de 5 dígitos

Tabla 4.5.1 Datos de los Colimadores

Para que el sistema pueda leer los datos grabados en la memoria Eprom del colimador, se debe ingresar al programa DiagUI_ecam, y trabajar con el diagnóstico Gantry – Carga de Información de Colimador.

Para ello la mesa debe estar en la posición de carga, el detector en 90°, la inclinación caudal en 0°. Se debe cargar el colimador y presionar la tecla enter. El sistema entonces lee los datos del colimador y los muestra en la pantalla PPM. Para completar la carga, el sistema requiere la verificación del número de serie del colimador, que previamente debe haber sido copiado. Si el número coincide, el proceso está concluido.

El proceso de ajuste y calibración del sistema está ahora concluido. El paso siguiente será la puesta en marcha del equipo, y la entrega del mismo al cliente.

4.6 INSTALACIÓN DE LAS TAPAS DEL EQUIPO

Como todos los procesos de ajuste y calibración han sido realizados, pueden ahora instalarse las cubiertas de protección del equipo, las etiquetas de seguridad y las tapas estéticas. Aunque ningún organismo nacional, tal como la CEEA,

controla la colocación de los adhesivos y etiquetas de seguridad, éste procedimiento está regulado por las normas DIN y NEMA, y deben ser cumplidas en USA, en Japón y en países Europeos.

Al ser una regulación no controlada en el País, la sugerencia efectuada es que este procedimiento debe ser completado pues la información de las etiquetas puede prevenir accidentes causados por shock eléctrico, o por movimientos mecánicos del equipo no advertidos.

Las etiquetas deben ser colocadas en las tapas y cubiertas del equipo, para que sean fácilmente advertidas.

En la Figura 4.6.1 se muestra las cubiertas que son colocadas en el Gantry.

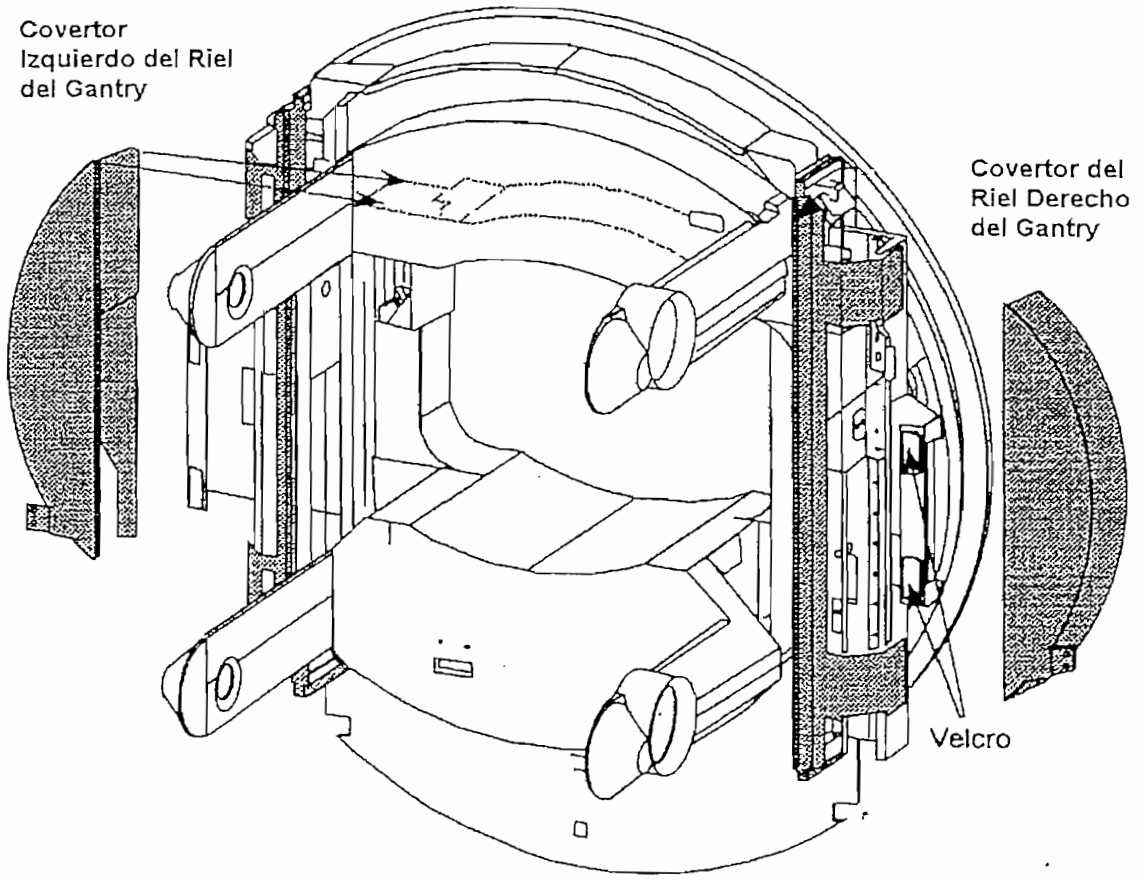


Figura 4.6.1 Covertores del Gantry

Las etiquetas que se colocan en el equipo son:

ETIQUETA #	DESCRIPCION	PARTE #	CANTIDAD
1	Advertencia del movimiento del tablero	52 27 090	2
2	Peso Máximo Permitido de Carga de un Paciente	52 27 108	2
3	Advertencia de Shock Eléctrico	52 27 116	2
4	Cuidado Movimiento de Extensión del tablero de Paciente	52 33 395	1
5	Advertencia de posicionamiento inferior de la mesa de paciente	52 43 437	1
6	Advertencia de movimiento de carro Porta colimador	52 33 452	1

Tabla 4.6.1 Descripción de las Etiquetas de Seguridad

En las figuras 4.6.2, 4.6.3, 4.6.4, 4.6.5, 4.6.6, se muestra muy claramente la ubicación de las etiquetas de seguridad.

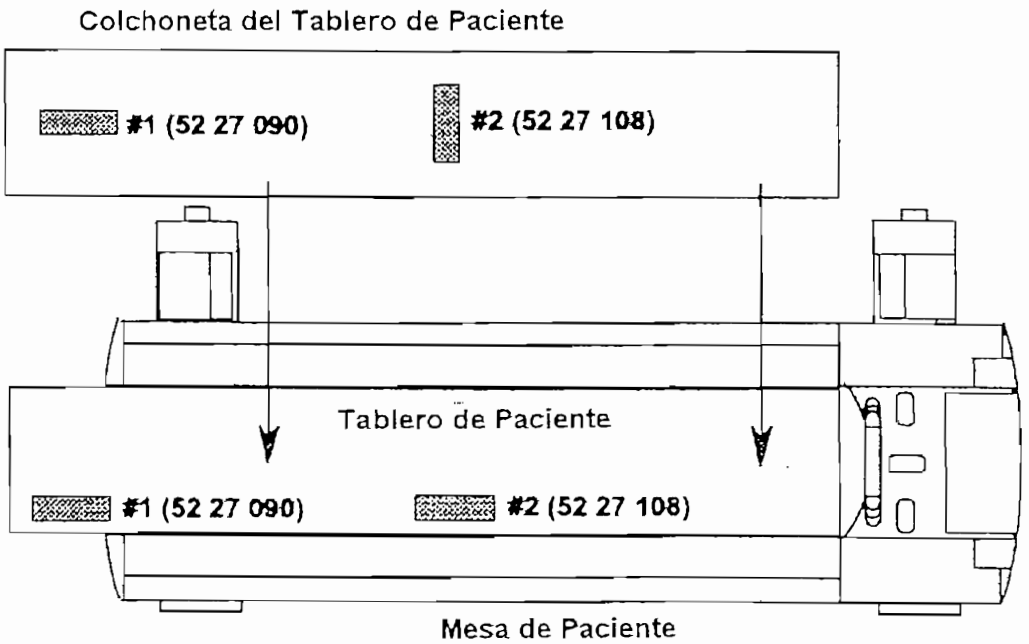
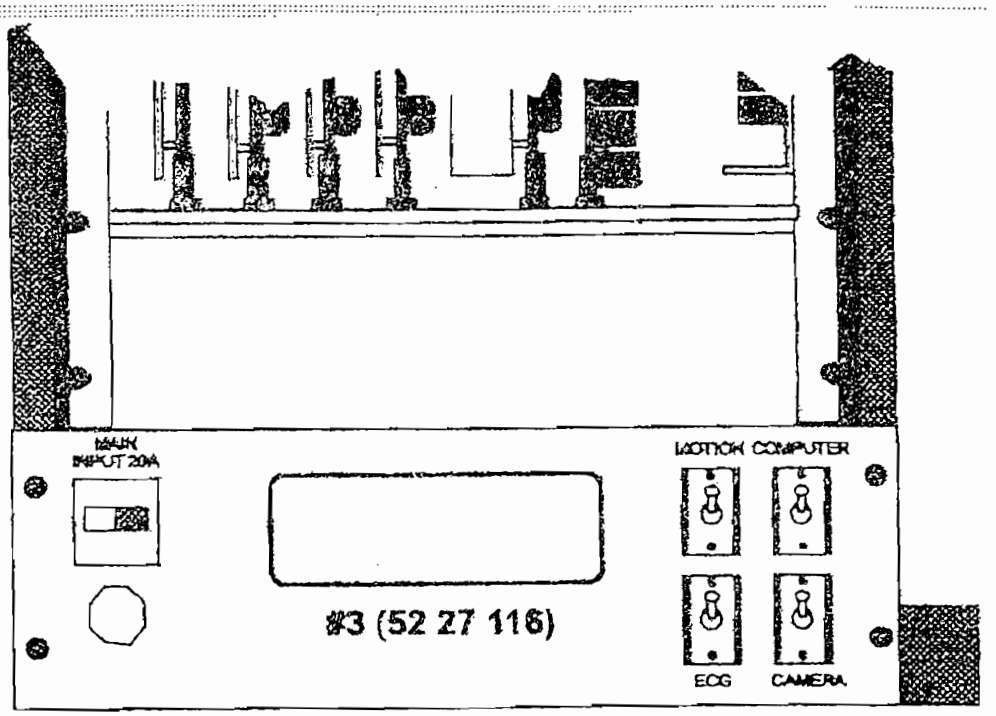


Figura 4.6.2 Ubicación de las Etiquetas de Seguridad en la Mesa de Paciente



TORRE

Figura 4.6.3 Ubicación de la Etiqueta de Seguridad en la Torre

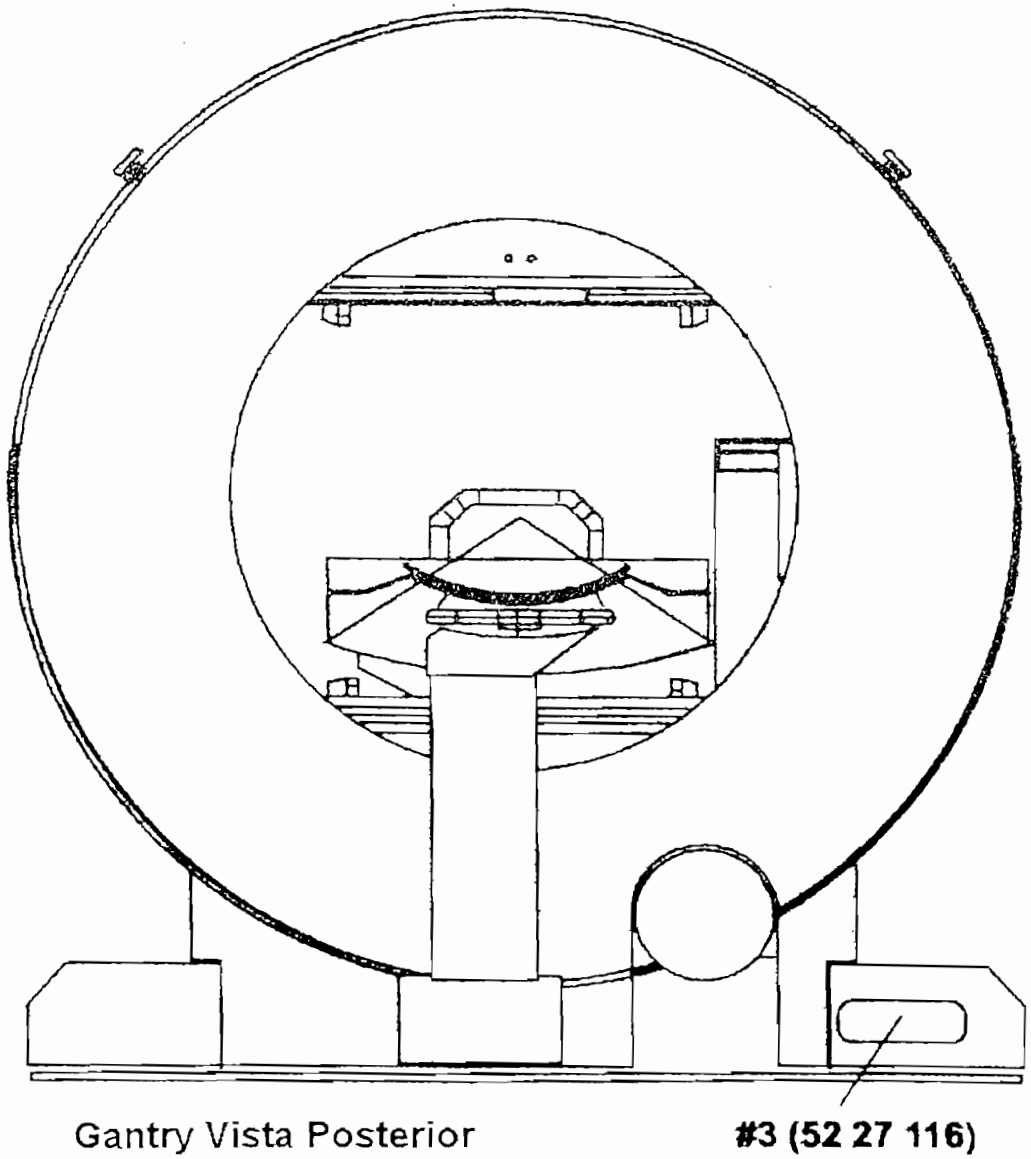


Figura 4.6.4 Etiquetas de Seguridad del Gantry

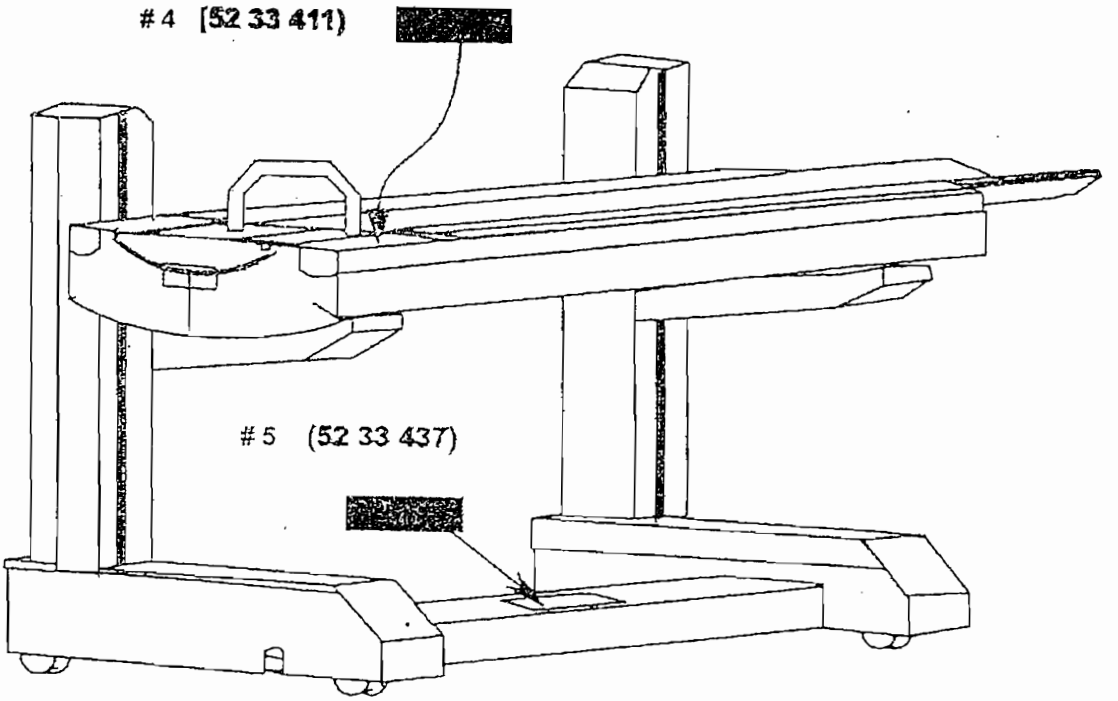


Figura 4.6.5 Etiquetas de Movimientos de Mesa de Paciente Frontal

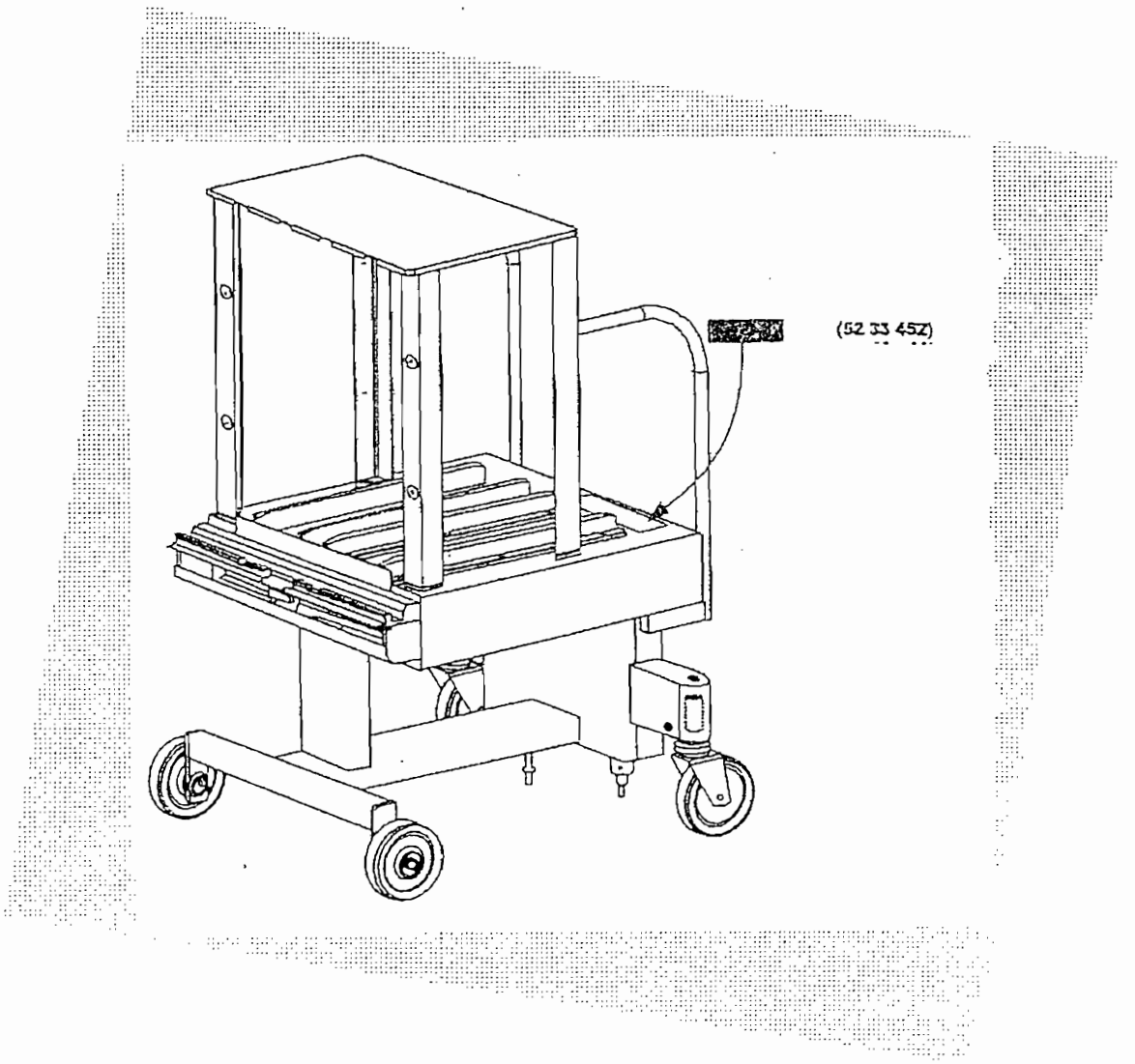


Figura 4.6.6 Etiquetas de Seguridad del Carro Porta Colimadores

4.7 PUESTA EN MARCHA

Concluidos todos los procedimientos de ajuste, calibración, colocación de cobertores, tapas y etiquetas, el sistema está listo para iniciar un proceso de adquisición. Para la puesta en marcha del equipo y como pasos finales en el presente estudio, se explicará, a continuación tres procedimientos que comprueban el correcto funcionamiento del equipo, y que garantizarán, de acuerdo a los estándares internacionales, que el equipo está apto para realizar estudios diagnósticos de cualquier tipo, para los cuales fue construido. En el

anexo D se puede observar los resultados de varios procedimientos realizados en una gamacámara ECAM.

4.7.1 PREPARACIÓN DE LA FUENTE PUNTUAL

El procedimiento de control y ajuste de la cámara así como los de control de calidad del detector, que no son parte de este estudio, requieren del uso de fuentes puntuales. Llevar a pico al sistema y chequear la sintonización de los fototubos, requiere el uso de estas fuentes. Por tal motivo es necesario conocer el procedimiento para su preparación.

Una fuente puntual usa la menor cantidad de líquido posible, y debe contener el material radiactivo necesario para conseguir la actividad deseada.

Es recomendable colocar en un recipiente plástico un poco de algodón que no debe ser grande ni tiene que llenar el recipiente. Se coloca generalmente con una jeringa, por gotas, la cantidad de material radiactivo, previamente medido, según los requerimientos del proceso a realizar.

En la Tabla 4.7.1.1 se muestra la actividad de material radiactivo recomendado , que se requiere para la implementación de los controles respectivos.

CALIBRACIONES	ACTIVIDAD (MBq)	ACTIVIDAD(μCi)
Llevar a Pico	0.55 – 0.75	15 – 20
Sintonización	0.55 – 0.75	15 – 20
Flujo Intrínseco	0.55 – 0.75	15 – 20

Tabla 4.7.1.1 Actividad de Fuentes Puntuales Requerida

Para realizar los procedimientos de llevar a pico, Sintonización y Flujo Intrínseco, se debe de preparar el equipo de la siguiente manera:

- Retira el colimador
- Ubicar el Detector en una posición de 0°

- Elevar el detector a su posición radial máxima.
- Extraer el soporte de fuente integrado de su posición de almacenamiento en la camilla de paciente posterior, tirando de él hasta que este aproximadamente en el centro del detector.
- Colocar una fuente puntual correctamente preparada.

4.7.2 COMPROBACIÓN DEL PICO DEL SISTEMA

Llevar a pico la función del detector, significa desviar ligeramente la ventana del analizador del detector, para centrarla alrededor del pico de energía del material radiactivo usado. Generalmente para esta comprobación el material usado es el tecnecio 99 (^{99m}Tc).

El sistema del computador, como parte del programa principal de adquisición ICON, provee de una herramienta que permite llevar a pico al detector, este programa se denomina Control de la Cámara, el mismo que tiene dos ventanas de aplicación: El analizador y el DAC / PMT.

El analizador permite ver el espectro de energía de un radioisótopo específico y llevar el detector a pico.

Al utilizar la herramienta analizador, se debe seleccionar el radioisótopo que debe llevarse a pico. La pantalla activa del programa muestra el botón denominado Peak (llevar a pico); seleccionando esta función el sistema completa la operación en el detector activo, según los valores del analizador. Al completar el proceso, automáticamente pasa al estado correspondiente de los campos "Peak Status" (estado de pico) y Desviación fuera de pico (valor porcentual).

Cuando el Peak Status haya sido completado, el sistema reporta Peak Status: Peaked. Este mensaje asegura que el sistema ha sido llevado a pico, y por ende la ventana del analizador esta centrada en el pico de energía importante del radioisótopo utilizado. Es necesario señalar que para cada material radiactivo se

requiere completar este procedimiento, pues de lo contrario, el analizador del detector no detectará correctamente el pico energético del radioisótopo utilizado.

La desviación fuera de pico es un valor porcentual que representa la distancia a la que tuvo que desviar el sistema el fotopico del radioisótopo utilizado para que coincidiera con los valores preestablecidos en el analizador. Una desviación fuera de pico inferior a +/- 3% es aceptable. Aunque los detectores trabajan con valores de +/- 11%, la recomendación del fabricante es que se debe trabajar sólo con valores inferiores a 3%.

NEMA ha estandarizado que el valor del 3% es aceptable para radioisótopos como el ^{99m}Tc y el ^{57}Co. En el caso de energía superiores o de radioisótopos de energía múltiple, como el caso del Indio radiactivo, la desviación de pico puede ser aceptable hasta 5 o 6%. Si la diferencia de Tc o Co es mayor del 3%, es recomendable realizar el ajuste fino de los detectores, para asegurar la precisión de la desviación fuera de pico guardada para otros radioisótopos.

4.7.3 SINTONIZACIÓN DE LA CAMARA

El procedimiento "Tuning" o de sintonización, que se lo puede activar desde el programa Control de Cámara, activando la ventana DAC / PMT, permite efectuar, en forma automática, un ajuste fino de las ganancias de los fotomultiplicadores o PMTs dentro de cada detector.

Para poder efectuar el "tuning" es indispensable realizar primeramente el procedimiento de llevar a pico el detector. El programa diseñado por el fabricante ejecuta automáticamente el procedimiento en seis o menos pasos. El procesador ajustará los PMTs en los pasos requeridos, y puede realizar toda la operación más de una vez, hasta conseguir que las ganancias de los PMTs estén por debajo de 7 (este valor se lee en la ventana de visualización del programa, debajo de cada representación gráfica de cada PMT). Los valores de ajuste representan el cambio requerido para el funcionamiento óptimo. Para mostrar los valores de ajuste, se tiene en la misma ventana de aplicación el botón de Valores de Ajuste,

el cual muestra el valor asignado a cada PMT. Cuando todos los valores de ajuste se encuentren por debajo de 7 (0.7%) para los PMTs centrales y de 15 (1.5%) para los PMTs de los bordes, el ajuste se ha completado con éxito.

En la Figura 4.7.3.1 se muestra una ventana típica del procedimiento "Tuning".

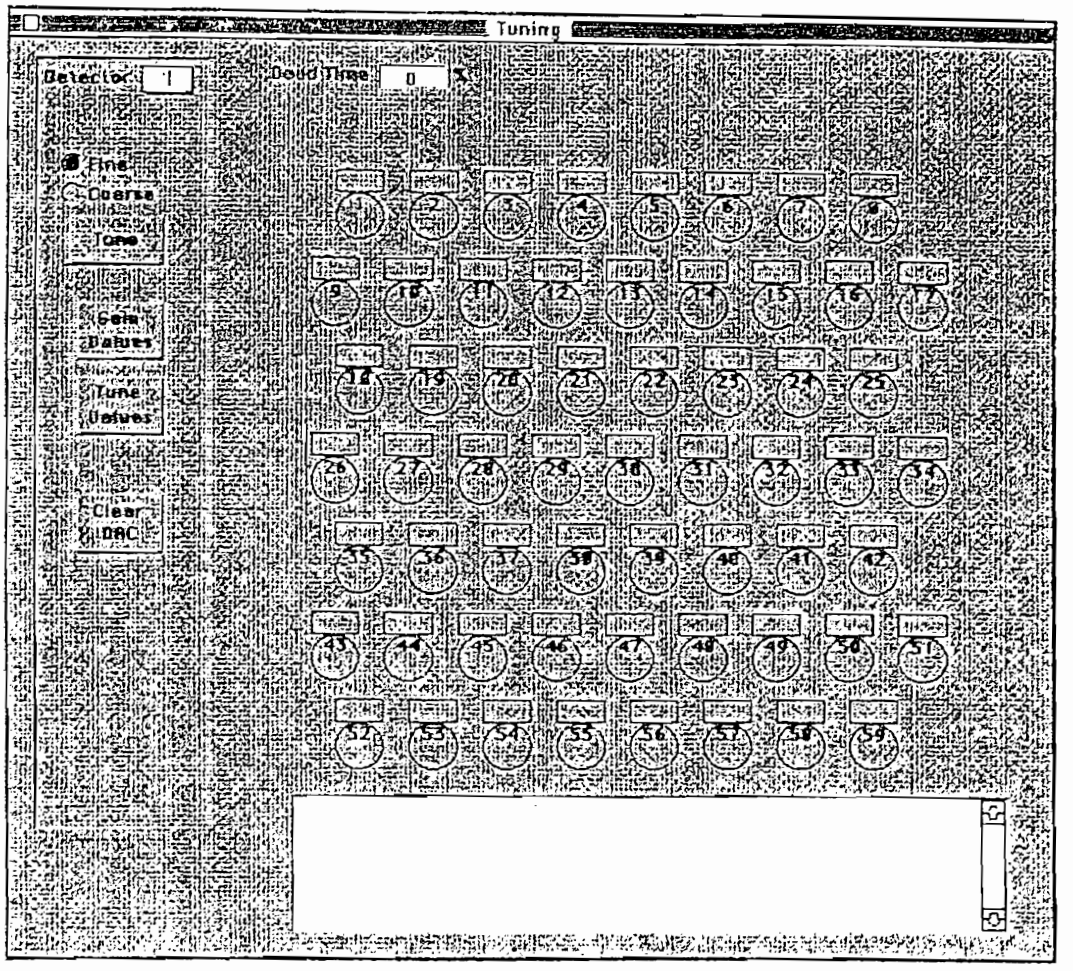


Figura 4.7.3.1. Ventana de Tuning

El ajuste grueso (coarse), que normalmente no es requerido, es un ajuste mayor de las ganancias de los PMTs. Se realiza esta sintonización cuando el procedimiento fino no es suficiente para dejar el valor de las ganancias en los valores recomendados. El proceso básicamente es el mismo, pero el número de pasos necesarios es mayor. Después de haber efectuado la sintonización gruesa, es necesario efectuar la fina, y posteriormente, volver a llevar a pico al sistema.

4.7.4 VERIFICACIÓN DE LAS CALIBRACIONES DE FLUJO INTRÍNSECO

Este nombre es dado por NEMA al procedimiento de adquisición de imagen sin colimador. Este proceso está estandarizado, por lo que los lineamientos generales deben ser cumplidos. La manera de cómo se lo realiza varía dependiendo del tipo de equipo, pero en definitiva el resultado que se consigue es prácticamente el mismo en todos los sistemas.

Esta calibración es importante para que el sistema tenga referencia de la imagen sin colimador y, posteriormente, cuando adquiere una imagen con colimador, realice las correcciones de uniformidad respectivas, generando una imagen uniforme en contraste y densidad, de tal modo que la variación de brillo y contraste de la imagen final adquirida es muy notoria, produciendo una imagen diagnóstica de elevada calidad.

Para efectuar esta comprobación, es necesario tomar en cuenta que:

- El procedimiento de verificación de flujo intrínseco es únicamente para un factor de zoom de 1,00 (en los diferentes protocolos de trabajo, el usuario puede variar el zoom de la imagen adquirida desde 1 hasta 4,00) para cada colimador. Seguidamente el sistema auto calcula la información de calibración para los diferentes valores de zoom.
- El nivel de kilocuentas del detector debe estar por debajo de 75 Kctas/segundo, para evitar la saturación del detector. Una kilocuenta es la detección de 1000 cuantos de energía de un radioisótopo cualquiera.
- A pesar de que no este colocado ningún colimador, en la ventana de selección del tipo de colimador, seleccionar uno con el cual el sistema trabaje normalmente.
- Para este procedimiento, se puede escoger un mínimo de 50'000.000 de cuentas para el denominado Flujo Intrínseco de Altas Cuentas o se puede escoger un máximo de 49'999.999 de cuentas para el Flujo Intrínseco de Bajas Cuentas.
- Durante la adquisición, los datos de flujo aparecerán en el área de visión de imagen de la ventana Status. En la ventana de visualización (display) se muestran dos imágenes de flujo intrínseco, como muestra la Figura 4.7.4.1

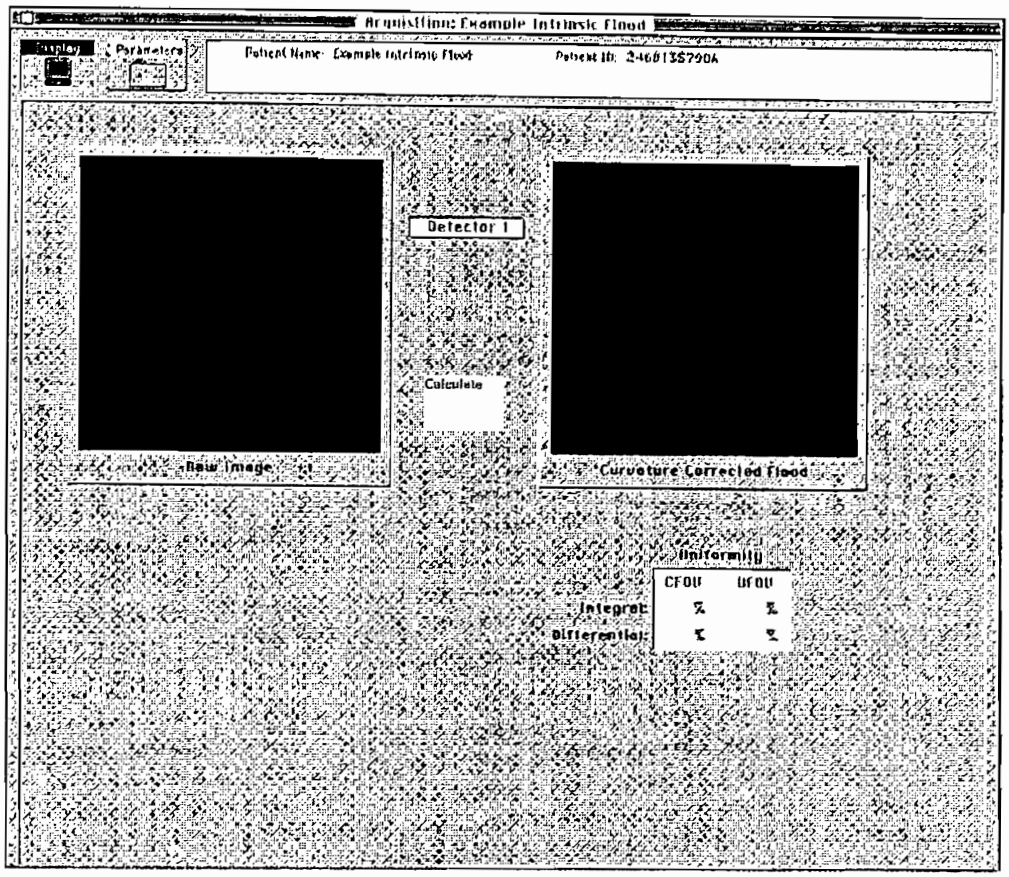


Figura 4.7.4.1 Visualización de la Ventana de Flujo Intrínseco Resultados

La imagen etiquetada como Raw o primaria, muestra los datos del flujo, tal cual fueron adquiridos de la fuente puntual. En el centro de la imagen primaria se observa una imagen brillante debida a la programación de la fuente y el detector.

La imagen etiquetada como CCF (Flujo de Curvatura Corregida) muestra la imagen primaria, pero corregida. Esta imagen, que muestra que el área brillante de la fuente puntual ha sido corregida, se usa para el cálculo de uniformidad y de valores de corrección.

Para determinar que la gamacámara se encuentra trabajando dentro de valores permitidos, y aceptados por los organismos reguladores locales, se comparan los valores de UFOV y CFOV que finalmente resultan del proceso de flujo intrínseco.

El UFOV (Useful Field of View) es el área real de visión del detector, es decir es el área del detector, que realmente está capturando imagen.

El CFOV (Central Field of View) Es el area del detector equivalente al 75 % de la UFOV.

NEMA establece que los valores permitidos de UFOV y CFOV, que son el resultado de aplicar el flujo intrínseco, están determinados por la Tabla 4.7.4.1.

Si los valores obtenidos en el flujo intrínseco son superiores a los determinados como máximos, el sistema deberá ser ajustado, realizando todos lo procedimientos denominados Calibraciones NEMA, que incluyen control de calidad, y que básicamente cambian los parámetros grabados en el detector. Este es un proceso muy complejo y no está considerado en el desarrollo de la presente tesis.

Para el caso del equipo en estudio, los valores descritos están dentro del rango permisible, por lo que estos resultados demuestran que el equipo está correctamente instalado, ajustados sus movimientos, calibrados sus ejes, tanto el peak como el tuning son satisfactorios y los valores de calidad de imagen son excelentes.

VALOR	UFOV	CFOV
Diferencial	De 0 hasta 2.39	De 0 hasta 2.39
Absoluto	De 0 hasta 0.68	De 0 hasta 0.43

Tabla 4.7.4.1 Valores Máximos Permitidos para Flujos Intrínsecos

En este punto el equipo está 100% operativo y puede ser entregado al cliente para su uso diario. Es importante señalar que parte del trabajo de instalación, es el entrenamiento en el manejo del equipo, al personal designado por el Hospital.

Este entrenamiento en nuestro medio fluctúa entre una y dos semanas, porque en general no existe personal técnicamente especializado, con los suficientes conocimientos en medicina nuclear, como para explotar todas las ventajas diagnósticas que ofrece el equipo, así como su versatilidad en la implementación de nuevos protocolos que admite el mismo.

Finalmente es importa ilustrar que pasaría con el sistema si los procedimientos de peaking y tuning no son completados, y como se presentaría una imagen adquirida cuando los valores de flujo intrínseco no son conseguidos.

Cuando el peak y el tuning no son completados, el detector no esta preparado para trabajar con un radioisótopo determinado, por lo que la imagen no será definida, ya que la ventana de detección de los PMTs estará fuera del valor permitido, generando imágenes pobres y mal definidas.

Cuando los valores de flujo intrínseco no se encuentran dentro del rango establecido, la imagen presenta variaciones de contraste, obteniéndose diferencia de uniformidad en la presentación, esto puede generar diagnósticos erróneos o confusos, que pueden o no determinar enfermedades en un paciente determinado.

En el anexo D se muestran algunos ejemplos de estudios cuando el equipo se encuentra perfectamente calibrado, y cuando no se han efectuado los procesos de calibración y verificación correspondientes.

CAPITULO 5

CAPITULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

Del Desarrollo del presente trabajo se puede concluir lo siguiente:

1. El avance tecnológico en el campo de equipos de medicina nuclear, ha tenido un despunte impresionante en los últimos veinte años. Cada nuevo equipo, tiene implementado una mejora técnica o un nuevo procedimiento que le da más versatilidad, facilidad de uso, y mayores herramientas de trabajo, para que un grupo médico pueda obtener información más precisa y rápida sobre lo que aqueja a un paciente determinado. El equipo de gamagrafía es fundamental en la localización de tumores malignos, mal funcionamientos de órganos vitales, y controles en procesos curativos de ciertas enfermedades. Las imágenes que se pueden obtener de un equipo ECAM superan en mucho a las imágenes de equipos normalmente instalados en el País, siendo este sistema, de última tecnología, desde ahora en adelante un pilar fundamental en el desarrollo nacional de la medicina nuclear en el País.

2. El proceso de normalización y estandarización de trabajos con radiaciones ionizantes, en nuestro País es muy incipiente. Si bien es cierto el organismo encargado, que es la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica, tiene su registro oficial, este no abarca muchos aspectos necesarios para controlar una instalación de un equipo de gamagrafía. Aspectos como seguridad en transportes, instalaciones, encendido del equipo, puesta en marcha y calibraciones, no están regularizados o son topados muy superficialmente.

3. Para poder completar los trabajos de instalación de la gamacámara ECAM, se tuvo que acoger las normas internacionales vigentes, y que son normalmente usadas en Europa, Japón y Estados Unidos. Algunas de las regularizaciones son demasiado estrictas, por lo que deben ser adaptadas a nuestro medio, garantizando, eso si, que la instalación cumple con los requisitos de seguridad, para que su funcionamiento sea adecuado.

4. Un buen trabajo de montaje sólo puede ser completado si la preinstalación y adecuación física del ambiente son realizadas de acuerdo a lo recomendado por el mismo fabricante. El cumplimiento de áreas mínimas, espacio disponible, acometida eléctrica, consumo de potencia, seguridad y protección radiológica, son determinantes al momento del montaje del equipo.

5. Antes de iniciar la instalación del sistema, las personas encargadas de este trabajo deben contar con todas las herramientas, normales y especiales que requiere el equipo. Una planificación adecuada y a tiempo, permitirá garantizar la correcta ejecución del trabajo, evitando improvisaciones no adecuadas para un trabajo tan complejo y de exactitud.

6. Si bien es cierto que para la obtención de una imagen diagnóstica, al paciente se lo convierte en una fuente radiactiva, pero considerando probabilísticamente el daño que puede ocasionar las dosis inyectadas, en comparación con el beneficio obtenido realizando el estudio, los riesgos son mínimos y el beneficio obtenido, tal vez prolongando la vida del paciente, son aceptables.

7. Los procedimientos aquí propuestos, desde la pre instalación hasta la entrega del equipo al cliente, se han seguido en la práctica. Los equipos instalados bajo las reglas, normas, adecuaciones y sugerencias prácticas aquí expuestas están trabajando, rindiendo a su máxima capacidad, lo que permite concluir que este trabajo cumple con su objetivo principal: Proveer una guía técnica de instalación, ajuste y puesta en marcha de un equipo de medicina nuclear (gamacámara).

5.2 RECOMENDACIONES

Luego de haber culminado los trabajos descritos en esta tesis, se considera de mucha utilidad práctica, tanto para trabajos de montaje, instalación, puesta en marcha y posterior normal funcionamiento del sistema, tener en cuenta las siguientes consideraciones:

1. Las instalaciones eléctricas deben ser nuevas, al momento de la entrega de la obra civil de construcción o de adecuación. Esto garantizará el correcto suministro de energía, ya que instalaciones preexistentes o mal calculadas, conllevarán a sobrecargas, desfases, variaciones de voltaje, que pueden atentar contra el buen funcionamiento de todo el sistema.

2. Es muy recomendable, para proteger al equipo, que el cliente se provea de un UPS, de características idóneas para cubrir la demanda del equipo. Un apagón inesperado o variaciones importantes en el voltaje de alimentación, pueden borrar la información actual de un paciente, pueden deteriorar el funcionamiento de las tarjetas electrónica del sistema, o pueden ocasionar daños en el software de adquisición o de procesamiento.

3. Para garantizar la correcta uniformidad de temperatura de trabajo de los fototubos, se recomienda que por lo menos el detector haya sido encendido 6 horas antes del primer examen. Siendo este un requerimiento determinante en la calidad de imagen obtenida, se recomienda mantener energizado al detector siempre, aun cuando el resto del sistema se encuentre apagado.

4. Es importante para obtener el mejor provecho diagnóstico del equipo, que el personal que trabaja rutinariamente con él, tenga la suficiente capacitación en el área técnica médica de medicina nuclear. El departamento correspondiente debe planificar cursos periódicos de actualización, ya que los mayores avances en este campo se reflejan en programas de aplicación mejorados, que dan mayores herramientas para el temprano hallazgo de posibles enfermedades, las mismas que pueden ser tratadas a tiempo.

5. Debido a la alta sensibilidad del detector, se recomienda que el cuarto caliente y la bodega se encuentren lo más alejadas posibles del área de examen. Los desechos contaminados, como jeringas, paños, recipientes, algodones, gasas, etc. deben ser desechados en contenedores especiales de plomo para evitar detecciones innecesarias en el cabezal, las que generan artefactos de imagen, que confunden las imágenes finales obtenidas. Del mismo modo, se recomienda que la pintura usada en el cuarto de examen, este libre de elementos de plomo, pues estos con el tiempo, pueden generan actividad que interfiere con la calidad de imagen del equipo.

6. El fabricante recomienda que todo el proceso de calibración del detector se lo haga una vez al año. Este procedimiento es muy complicado, requiere de mucha experiencia, y de material especialmente diseñado. Sin embargo en

la medida de lo posible, es mejor realizarlo dos veces al año, esto para asegurar el correcto funcionamiento del equipo.

7. Como trabajo alternativo al de instalación, ha sido de gran ayuda planificar con el cliente las fechas de la importación del material radiactivo, ya que considerando su tiempo de vida media, estas sólo estarán activas durante un tiempo limitado. Los procesos de importación, la adquisición de generadores, planificación de estudios para optimización del material son sin embargo, exclusiva responsabilidad del cliente.

8. Por lo novedoso del tema aquí tratado, se recomienda su difusión entre los estudiantes que estén interesados en profundizar en este campo. Por ejemplo puede ser considerado como tema de desarrollo de un proyecto, el estudio del procedimiento de calibración y control de calidad de imagen de un sistema de medicina nuclear, este es un procedimiento muy complejo que requiere de mucha experiencia y conocimiento del funcionamiento del equipo. Este tema además de ser muy interesante, brindaría la posibilidad de iniciar el estudio en un campo desconocido para la mayoría de profesionales que trabajan en el área de la ingeniería biomédica.

ANEXO A

Cuadro 1-1. Características de la vida media y energía de las radiaciones de radionuclidos útiles en oncología

Radionúclido	*Vida media (T1/2)*	*Energía de las radiaciones (keV)*			
		Gamma	*Beta−*	*Beta +*	*Alfa*
Yodo-131	8.04 días	364	248 a 606	—	—
Yodo-125	60 días	27 a 36	—	—	—
Yodo-123	13 horas	27 a 159	—	—	—
Indio-111	2.8 días	23 a 245	—	—	—
Galio-67	3.3 días	93 a 394	—	—	—
Talio-201	73 horas	69 a 167	—	—	—
Estroncio-89	50.6 días	909	1 491	—	—
Tecnecio-99m	6 horas	140	—	—	—
Samario-153	46.7 horas	41 a 103	632 a 805	—	—
Renio-186	90.6 horas	137	939 a 1 077	—	—
Renio-188	17 horas	155	1 965 a 2 120	—	—
Fósforo-32	14.3 días	—	1 710	—	—
Itrio-90	64.1 horas	—	2 284	—	—
Astatinio-211	7.2 horas	11 a 687	—	—	5 868
Bismuto-212	1.0 horas	727	2 241	—	6 051
Holmio-166	26.8 horas	49 a 1 379	1 774 a 1 854	—	—
Flúor-18	1.83 horas	511	—	635	—
Cobre-64	12.7 horas	511	578	653	—
Cobre-67	62 horas	91 a 185	390 a 575	—	—

Tomado de *Rad Decay*. Grove Engineering, 1987.

acuerdo con su vida media, energía de fotones y decaimiento compatible con la farmacocinética del elemento químico estable

YODO

Hay tres radioisótopos del yodo importantes:

1. *Yodo-131.* En 1811 se descubrió el yodo-127 estable, el cual es un halógeno que se extrae del caliche (nitrato chileno) y las algas marinas, y tiene valencias 1, 3, 5 y 7. El yoduro de sodio se concentra en la glándula tiroides. Por ello, el ^{131}I en esta forma química se utilizó en 1939 como radiofármaco para estudios de metabolismo. En 1941, Hertz lo usó por primera vez en la terapéutica del hipertiroidismo y, años más tarde, Fierro del Río, Gómez Mont y Maass siguieron su ejemplo en México (Maisterrena, 1983). Hasta la fecha, el ^{131}I se utiliza en el tratamiento del hipertiroidismo y el cáncer folicular de tiroides

TABLA I.4
Radiofármacos utilizados en cardiología nuclear

	Radiofármaco	*Radionúclido*	*Emisor*
De compartimiento vascular			
Ventriculografía primer paso	Hematíes	^{99m}Tc	γ
	Albúmina		
	Pertecnetato		
	Cualquier RF·		
	Eluido	^{191m}Ir	γ
	Eluido	^{195m}Au	γ
Ventriculografía en equilibrio	Hematíes	^{99m}Tc	γ
	Albúmina		
De perfusión miocárdica	Cloruro	^{201}Tl	$X + \gamma$
	MIBI	^{99m}Tc	γ
	BATO		
	Amoniaco	^{13}N	β^-
	Agua	^{15}O	β
	Eluido	^{82}Rb	β^-
De metabolismo miocárdico	Ácidos grasos	^{123}I	γ
	Ácidos grasos	^{11}C	β^-
	Desoxiglucosa	^{18}F	β^-
De lesión miocárdica	Fosfatos	^{99m}Tc	γ
	Anticuerpos antimiosina	^{111}In	γ
De inervación y receptores	MIBG	^{123}I	γ
	Yodopindolol	^{123}I	γ
	Practolol	^{11}C	β^-
Otros			
Procesos inflamatorios	Plaquetas	^{111}In	γ
	Citrato	^{67}Ga	γ
Perfusión pulmonar, coronaria	Macroagregados	^{99m}Tc	γ

Aparecen en negrita aquellos de uso habitual en la actualidad.

marcados (generalmente, en una técnica mixta que precisa de su incubación con un agente reductor, y la inyección de ^{99m}Tc en forma de pertecnetato para conseguir el marcaje *in vivo*) que posibilitarán la ulterior ventriculografía en equilibrio o el ácido dietil-tetra-amino-penta-acético (DTPA) que presenta la ventaja de una rápida eliminación renal, si no es preciso que el radiofármaco permanezca largo tiempo en el compartimiento vascular. También, pueden emplearse radiofármacos inyectados con otra finalidad (p. ej., para la realización de una gammagrafía ósea) si proporcionan el flujo fotónico suficiente. La utilización de radionúclidos de $T_{1/2}$ ultracorto permite su repetición al cabo de poco tiempo[20,25]. Naturalmente, para los estudios en equilibrio, el trazador escogido debe permanecer más tiempo en el espacio sanguíneo, por lo que se utilizan los hematíes marcados (radiofármaco de elección).

Para el estudio de la *perfusión miocárdica* se han utilizado los análogos del potasio, entre los que destaca el cloruro de talio, ampliamente difundidos[26]. Pero, las características físicas de emisión de este radionúclido no son ideales, en especial su bajo flujo fotónico que constituye una limitación para la realización de to-

Tabla 3.: Radionúclidos utilizados en ciencias biomédicas *(Continuación)*

Nº másico	Elemento	Periodo («tau»)	Desintegración y energía (MeV)	Origen	Utilización
82	Br	35,30 h	Beta– 0,44 Gamma 0,78	R	IBM
82	Rb	1,27 m	Beta+ 3,4 gamma 0,78	C	EP, DVv
82	Sr	25,50 d	CE	C	G 82Rb
83	Sr	32,40 h	CE; beta+ 1,23 Gamma 0,76		
85	Sr	64,90 d	CE; gamma 0,51	R	IBM
87m	Sr	2,8 h	TI; gamma 0,31	C	DVv
87	Y	80,3 h	CE; gamma 0,48	C	G 87mSr
89	Zr	78,4 h	CE; beta+ 0,9 Gamma 0,9	CC	EP, IBM
89	Sr	50,5 d	Beta– 1,49	R	TV
90	Sr	28,5 a	Beta– 0,55	F	FT
90	Y	64 h	Beta– 2,3	R	FT, TV
95	Nb	35,1 d	Beta– 0,16	C	IBM
97	Ru	69,6 h	CE; gamma 0,22	R, C	IBM
99m	Tc	6,007 h	TI; gamma 0,14	F	DVv
99	Mo	65,9 h	Beta– 1,21; 0,44 Gamma 0,74; 0,18	F	G 99mTc
103	Ru	39,3 d	Beta– 0,23 Gamma 0,5	R	IBM
106	Ru	368 d	Beta– 0,04	F	FT
106	Rh	2,2 h	Beta– 0,79 Gamma 0,51	F	FT
111	In	67,3 h	Gamma 0,25; 0,17	C	DVv
113m	In	99,5 m	TI; gamma 0,39	R (SN113)	DVv
123	I	13,2 h	CE; gamma 0,159	C	DVv
125	I	59,6 d	CE; gamma 0,035	G	IBM, FT, DVv
127	Xe	36,4 d	CE; gamma 0,203	R, CC	DVv
131	I	8,02 d	Beta– 0,61 Gamma 0,364	F	TV, DVv
133-133m	Xe	5,24-2,19 d	Gamma 0,233; 0,081	F	DVv
137m	Ba	2,5 m	Gamma 0,662		FT
137	Cs	30 a	Beta– 0,51; 1,17	F	FT
141	Ce	32,5 d	Beta– 0,43; 0,58 Gamma 0,145	R	IBM
153	Sm	46,7 h	Beta– 0,81 Gamma 0,103	R	IBM
153	Gd	242 d	CE; gamma 0,097; 0,103	R	FD
170	Tm	128,6 d	Beta– 0,97; 0,88 Gamma 0,084	R	IBM
178	Ta	9,3 m	CE; gamma 0,093	C	IBM
178	W	21,5 d	CE	C	G 178Ta
186	Re	90,6 h	Beta– 1,07 Gamma 0,137	R	TV, IBM
188	Re	17 h	Beta– 2,1 Gamma 0,155	R	IBM
188	W	69,4 d	Beta– 0,35	R	G 188Re
191m	Ir	4,9 s	TI; gamma 0,07; 0,13	R	IBM
191	Is	15,4 d	Beta– 0,14 Gamma 0,13	R	G 191mIr
192	Ir	73,8 d	Beta– 0,67 Gamma 0,32; 0,47	R	FT
195m	Pt	4,02 d	TI; gamma 0,099; 0,13	R	IBM
195m	Au	30,6 s	TI; gamma 0,26	C	IBM
195	Hg	41,6 h	Gamma 0,56	C	G 195mAu

utilizados en ciencias biomédicas

Tabla 3. Radi

Período («tau»)	Desintegración y energía (MeV)	Origen	Utilización	Nº másico
12,35 a	Beta– 0,0186	R	DVv, IBM	82
20,58 m	Beta– 0,960	CC	EP, IBM	
9,97 m	Beta+ 1,198	CC	EP, IBM	82
5.730 a	Beta– 0,156	R	DVt, IBM	
2,04 a	Beta– 1,732	CC	EP, IBM	82
1,83 h	Beta– 0,633	CC	DVv, EP	83
14,96 h	Beta– 1,390	R, C	IBM	
	Gamma 1,27; 2,75			85
14,29 d	Beta– 1,710	R	TV	87m
87,44 d	Beta– 0,167	R	IBM	87
12,36 h	Beta– 3,52	R	IBM	89
	Gamma 1,52			
83,30 d	Beta– 0,36	R	IBM	89
	Gamma 0,89; 1,12			90
4,54 d	Beta– 0,69	R	IBM	90
	Gamma 1,30			95
15,97 d	Beta+ 0,70	CC	IBM, EP	97
	Gamma 0,98; 1,12			99m
27,70 d	CE; gamma 0,320	R	DVv, IBM	99
21,10 m	CE; beta+ 2,63	C	EP, IBM	
	TI; gamma 0,378			103
5,59 d	CE; beta+ 0,576	CC	EP, IBM	
	Gamma 1,43; 0,93			106
8,30 h	CE; beta+ 0,8	C	EP, IBM	106
	Gamma 0,17			
271,70 d	CE; gamma 0.12	C	DVv, DVt	111
70,80 d	CE; beta+ 0,48	C	DVt	113m
	Gamma 0,81			123
44,50 d	Beta– 0,47; 0,27	R	DVv	125
	Gamma 1,1; 1,3			127
5,27 a	Beta– 0,32	R	FT	131
	Gamma 1,17; 1,33			
9,70 m	Beta+ 2,93	R	EP, IBM	133-133m
	Gamma 1,17; 0,88			137m
9,30 h	CE; beta+ 0,6	C	G 62Cu	137
	Gamma 0,6		IBM	141
12,70 h	Beta– 0,58; beta+ 0,65	R, CC	EP, IBM	
	Gamma 1,35			153
224 d	CE; beta+ 0,3	CR	IBM	
	Gamma 1,1			153
72,80 h	CE; Gamma 0,9; 0,18; 0,30	C	DVv	170
68 m	Beta+ 1,9	C	EP, IBM	
	Gamma 1,08			178
270,80 d	CE;	C	G 68Ga	178
13,80 d	TI; gamma 0,44	C	IBM	186
26 h	Beta+ 2,5; 3,3	C	EP, IBM	
	Gamma 0,83; 0,63			188
8,40 d	Gamma 0,046	C	G 72As	
119,80 d	CE; gamma 0,26; 0.14	R	DVv	188
16,10 h	Beta+ 0,34	CC	EP, IBM	191m
	Gamma 0,56			191
56 h	CE; gamma 0,24	CC	IBM	
35,30 h	Beta– 0,44	R	IBM	192
	Gamma 0,78			
13 s	TI; gamma 0,19	C	DVv	195m
4,60 h	CE; beta+ 1,05	C	G 81mKr	195m
				195

os utilizados en ciencias biomédicas (*Continuación*)

Período («Tau»)		Desintegración y energía (MeV)	Origen	Utilización
64,7	h	Beta– 0,96 Gamma 0,41	R	TV, FT
72,9	h	CE; X 0,08; gamma 0,135; 0,167	C	DVv
52,88	h	CE; gamma 0,279	C	IBM
6,24	d	CE; gamma 0,80; 0,88; 0,52	C	IBM
1.600	a	Alfa 4,78; 4,70; beta–...; gamma...	N	FT
432	a	Alfa 5,48; gamma 0,059	R	FD

ION:
- positrón
- electrón
- transición isomérica
- captura electrónica
- rayos X
- rayos gamma en MeV
- núcleo de helio

RACION:
- año
- día
- hora
- minuto
- segundo

PRODUCCION:
- N natural
- R reactor
- F fisión
- CC ciclotrón compacto
- C ciclotrón

UTILIZACION:
- DVv diagnóstico en vivo
- TV terapia en vivo
- FT fuente de terapia
- G generador
- EP emisor de positrones
- FD fuente de diagnóstico
- DVt diagnóstico en vitro
- IBM investigación biomédica

ıímica General Moderna». Ed.

H.: Radioisotopes in Medical hs. 1971.
Setoain, J.; Galofré, P. y otros: Aplicaciones diagnósticas de vos». Ed. Científico-Médica.

ia: trazadores radiactivos de ımericana. 1ª ed. 1989.
ıdiopharmaceuticals for medi-gy, 171; 1989.

Medgenix: «Fundamentals of radiopharmacy». Ire-Celltarg. 1989.
Moretti, J. L. y otros: «Imagerie Nucléaire Fonctionnelle». Ed. Masson. París, 1991.
Quimby, E. H. y *S. Feitelberg*: Radioactive Isotopes in Medicine and Biology. Cprt by Lea and Febiger. 2nd ed. 1963.
Tubis, M.: «Radiopharmacy». Ed. J. Wiley Interscience. N. J. 1976.
Wagner, Jr. H.: «Nuclear Medicine: present and future». Radiology, 86: 601; 1966.
Wang, C. H. y *Willis, D. L.*: Radiotracer Methodology in Biological Science. Ed. Prentice-Hall Inc. USA.. 1st edition.
Wilson y cols.: Manual de radioquímica. The Radiochemical Centre. Amersham. Ed. Alhambra. 1974.

5

Inst

J. L. Ma

Radiodet

Al no ser las
por los órgan
herramientas
Estas herram
misión determ
cesitemos:

— Simple de
gran interés en
sabemos que e
le hemos adm
interés únicam
o no contamin

— Medida de
es, en cambio
nuclear. Intere
minos relativo
radiacion entr
comparar esta
rante el paso

— Medición
para seleccior
determinado
emitidas por
simultáneam
contaminació
nante.

— Conocimi
ción (gamma
nación.

Tipos de dete

Podemos clas
guiente mane

ANEXO B

DK 615.849 : 616-073.75 : 539.1.08 : 001.4 DEUTSCHE NORM März 1990

Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik

Kollimatoren und Abschirmungen für nuklearmedizinische Meßgeräte

DIN 6814 Teil 13

Terms and definitions in the field of radiological technique; collimators and shieldings for measuring instruments in nuclear medicine

Ersatz für Ausgabe 08.76

Aufgestellt vom Normenausschuß Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e.V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft.

Diese Norm umfaßt Kollimatoren und Abschirmungen für Gammastrahlung, die bei Messungen am Patienten benutzt werden.

Inhalt

	Seite
1 Allgemeine Begriffe	1
1.1 Detektor-Abschirmung	1
1.2 Kollimator	1
1.3 Kollimatorlänge	1
1.4 Eintrittsquerschnitt einer Kollimatorbohrung	1
1.5 Austrittsquerschnitt einer Kollimatorbohrung	1
1.6 Eintrittsfläche eines Kollimators	1
1.7 Austrittsfläche eines Kollimators	1
1.8 Kollimatorachse	1
1.9 Quellen-Kollimatorabstand	2
1.10 Kollimator-Detektorabstand	2
1.11 Kollimatorausbeute	2
2 Bildfunktion und Übertragungsfunktion	4
3 Spezielle Kollimatoren	4
3.1 Parallelloch-Kollimator	4
3.2 Divergierender Kollimator	4
3.3 Konvergierender Kollimator	4
3.4 Pinhole-Kollimator	4
3.5 Fokussierender Kollimator	4
3.6 Schlitzkollimator	5

Jede Art der Vervielfältigung, auch auszugsweise, nur mit Genehmigung des DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin, gestattet.

1 Allgemeine Begriffe

1.1 Detektor-Abschirmung

Die Detektor-Abschirmung ist eine Vorrichtung aus absorbierendem Material zur Schwächung derjenigen Einstrahlung in den Strahlungsdetektor, die nicht durch die detektorseitige Stirnfläche des Kollimators einfällt.

1.2 Kollimator

Der Kollimator ist eine Blendenvorrichtung aus absorbierendem Material mit einer oder mehreren Bohrungen zur Festlegung einer bestimmten Einstrahlungsgeometrie für den Strahlungsdetektor.

Hat ein zu einem Strahlungsdetektor gehöriger Kollimator Bereiche funktionell unterschiedlicher Abbildungseigenschaften (z.B 7-Pinhole-Kollimator, doppelter Slanthole-Kollimator) so sind diese Bereiche im Sinne dieser Norm als eigenständig anzusehen.

1.2.1 **Kollimatorbohrungen** sind die meist zylindrischen oder konischen Öffnungen in einem Kollimator zur Festlegung einer bestimmten Einstrahlungsgeometrie.

1.2.2 **Kollimatorsepten** sind beim Kollimator mit mehreren Bohrungen die zwischen den einzelnen Kollimatorbohrungen liegenden Wände aus absorbierendem Material.

1.2.3 **Kollimatorkanten** sind die Kanten der Kollimatorbohrung an den Stirnflächen des Kollimators.

1.3 Kollimatorlänge

Die Kollimatorlänge l_k ist der Abstand zwischen objektseitiger und detektorseitiger Stirnfläche eines Kollimators.

1.4 Eintrittsquerschnitt einer Kollimatorbohrung

Der Eintrittsquerschnitt einer Kollimatorbohrung q_e ist der Querschnitt der Kollimatorbohrung an der objektseitigen Stirnfläche des Kollimators.

1.5 Austrittsquerschnitt einer Kollimatorbohrung

Der Austrittsquerschnitt einer Kollimatorbohrung q_a ist der Querschnitt der Kollimatorbohrung an der detektorseitigen Stirnfläche des Kollimators.

1.6 Eintrittsfläche eines Kollimators

Die Eintrittsfläche eines Kollimators ist die Fläche, die durch die kürzeste Hüllkurve begrenzt wird, die alle außenliegenden Kollimatorbohrungen in der objektseitigen Stirnfläche des Kollimators tangierend umschließt.

Bei Kollimatoren mit einer Bohrung ist die Eintrittsfläche gleich der Eintrittsfläche der Kollimatorbohrung.

1.7 Austrittsfläche eines Kollimators

Die Austrittsfläche eines Kollimators ist die Fläche, die durch die kürzeste Hüllkurve begrenzt wird, die alle außenliegenden Kollimatorbohrungen in der detektorseitigen Stirnfläche des Kollimators tangierend umschließt.

Bei Kollimatoren mit einer Bohrung ist die Austrittsfläche gleich der Austrittsfläche der Kollimatorbohrung.

1.8 Kollimatorachse

Die Kollimatorachse legt die Hauptrichtung der Sicht eines Kollimators fest. Sie ist üblicherweise die Gerade durch die Schwerpunkte der Austrittsfläche und des Vollsichtfeldes des Kollimators.

Fortsetzung Seite 2 bis 5

Normenausschuß Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.

Alleinverkauf der Normen durch Beuth Verlag GmbH, Burggrafenstraße 6, 1000 Berlin 30
03.90

DIN 6814 Teil 13 Mrz 1990 Preisgr. 6
Verk.-Nr. 0006

1.9 Quellen-Kollimatorabstand

Der Quellen-Kollimatorabstand z_q ist der Abstand des Mittelpunktes einer radioaktiven Quelle von der Ebene, in der die objektseitige Stirnfläche des Kollimators liegt.

1.10 Kollimator-Detektorabstand

Der Kollimator-Detektorabstand z_k ist der Abstand der detektorseitigen Stirnfläche des Kollimators von der Oberfläche des physikalisch wirksamen Teiles des Strahlungsdetektors.

Z. B. bei Szintillationskristallen der Abstand bis zur Kristalloberfläche und nicht der Abstand bis zur Gehäuseoberfläche (siehe Bild 2).

1.11 Kollimatorausbeute

Die Kollimatorausbeute ε ist das Verhältnis der Anzahl der den Kollimator passierenden primären Gammequanten pro Zeiteinheit zur Aktivität einer radioaktiven Quelle, unter der Voraussetzung, daß die Strahlung zwischen der Quelle und der Eintrittsfläche des Kollimators nicht geschwächt wird.

1.11.1 **Geometrische Kollimatorausbeute** ε_g ist die Kollimatorausbeute, die sich rechnerisch ergibt unter Vernachlässigung von Kantenpenetration und Septenpenetration.

1.11.2 **Effektive Kollimatorausbeute** ε_e ist die gemessene Kollimatorausbeute.

1.11.3 **Kollimatorpunktausbeute** ε_{gp} bzw. ε_{ep} ist die Kollimatorausbeute für eine punktförmige Quelle in Abhängigkeit vom Ort der Quelle in bezug auf den Kollimator.

1.11.4 **Kollimatorlinienausbeute** ε_{gl} bzw. ε_{el} ist die Kollimatorausbeute für eine unendlich lange, homogene, geradlinige, senkrecht zur Kollimatorachse orientierte linienförmige Quelle, in Abhängigkeit vom Ort der Quelle in bezug auf den Kollimator. Dabei ist auf die Aktivität je Längeneinheit zu beziehen.

1.11.5 **Kollimatorflächenausbeute** ε_{gf} bzw. ε_{ef} ist die Kollimatorausbeute für eine unendlich ausgedehnte, homogene, ebene, senkrecht zur Kollimatorachse orientierte flächenförmige Quelle, in Abhängigkeit vom Quellen-Kollimatorabstand z_q. Dabei ist auf die Aktivität je Flächeneinheit zu beziehen.

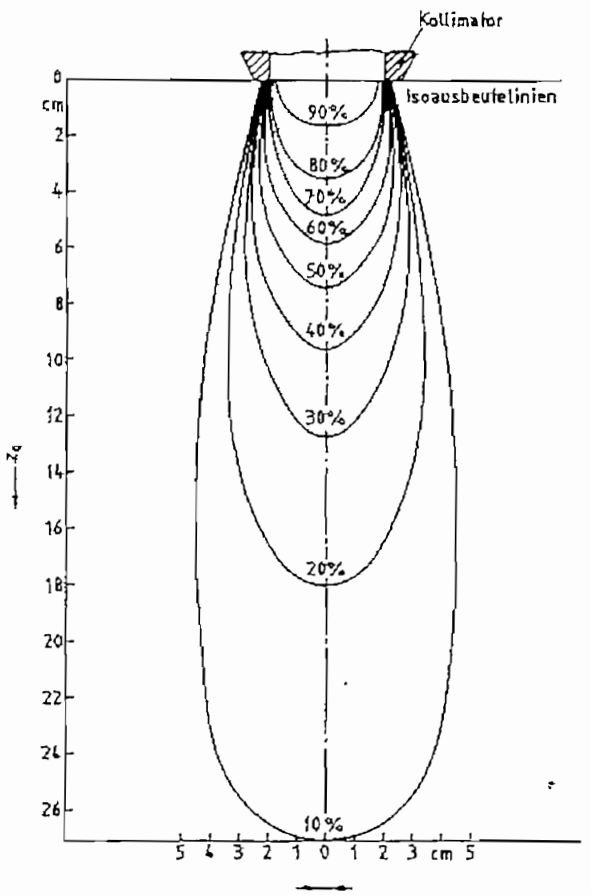


Bild 1.

1.12 Isoausbeutelinien

Isoausbeutelinien ergeben sich aus dem Schnitt durch die gekrümmten Flächen gleicher Kollimatorpunktausbeute.

Wenn nicht anders angegeben, liegt die Kollimatorachse in der Schnittebene (siehe Bild 1).

1.13 Penetration

Die Penetration ist das Durchdringen von Gammaquanten durch das Material der Abschirmung und des Kollimators.

1.13.1 **Septenpenetration** ist eine Penetration ausschließlich durch Kollimatorsepten, wobei mindestens ein Septum in seiner vollen Dicke durchdrungen werden muß.

1.13.2 **Kantenpenetration** ist eine Penetration ausschließlich durch den Bereich der Kollimatorkanten, wobei mindestens eine Bohrungswandfläche und der angrenzende Bereich einer Kollimatorstirnfläche durchsetzt werden muß.

1.13.3 **Abschirmungspenetration** ist eine Penetration ausschließlich durch die Abschirmung.

1.13.4 **Das Penetrationsverhältnis** p ist das Verhältnis der Anzahl der Gammaquanten, die auf den Strahlungsdetektor nach Penetration auftreffen, zur Anzahl der die Kollimatorbohrungen passierenden primären Gammaquanten. Das Penetrationsverhältnis ist abhängig von der Lage und Ausdehnung der Quelle und von der Gammaenergie.

Wenn nicht anders angegeben, wird auf eine flächenförmige ebene Quelle im Quellen-Kollimatorabstand z_q bezogen.

1.14 Effektive Ausbeutefunktion

Die effektive Ausbeutefunktion c_{cz} ist die effektive Kollimatorpunktausbeute c_{cp} in Abhängigkeit vom Ort der Quelle in einer Ebene mit konstantem Quellen-Kollimatorabstand z_q (siehe Bild 3).

1.15 Sichtfeld des Kollimators

1.15.1 **Geometrisches Vollsichtfeld** G_{gv} ist der geometrische Ort aller Punkte mit festem Quellen-Kollimatorabstand z_q, von denen aus der Austrittsquerschnitt der Kollimatorbohrung q_a optisch vollständig eingesehen werden kann (siehe Bild 2).

Bei Mehrlochkollimatoren ist das Vollsichtfeld die Fläche, die durch die kürzeste Hüllkurve begrenzt wird, die alle außenliegenden Vollsichtfelder der einzelnen Bohrungen tangierend umschließt.

1.15.2 **Effektives Vollsichtfeld** G_{cv} ist der geometrische Ort aller Punkte mit festem Quellen-Kollimatorabstand z_q, für welche die effektive Ausbeutefunktion c_{cz} mindestens 90 % ihres Maximalwertes beträgt (siehe Bild 3).

Bei Mehrlochkollimatoren ist das effektive Vollsichtfeld die Fläche, die durch die kürzeste Hüllkurve begrenzt wird, die alle außenliegenden effektiven Vollsichtfelder der einzelnen Bohrungen tangierend umschließt.

1.15.3 **Geometrisches Teilsichtfeld** G_{gt} ist der geometrische Ort aller Punkte mit festem Quellen-Kollimatorabstand z_q, von denen aus der Austrittsquerschnitt der Kollimatorbohrung q_a optisch teilweise eingesehen werden kann (siehe Bild 2).

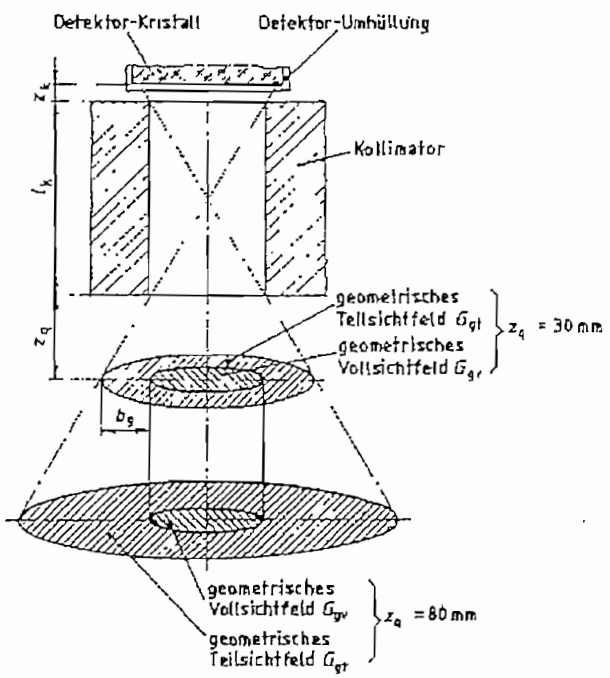


Bild 2.

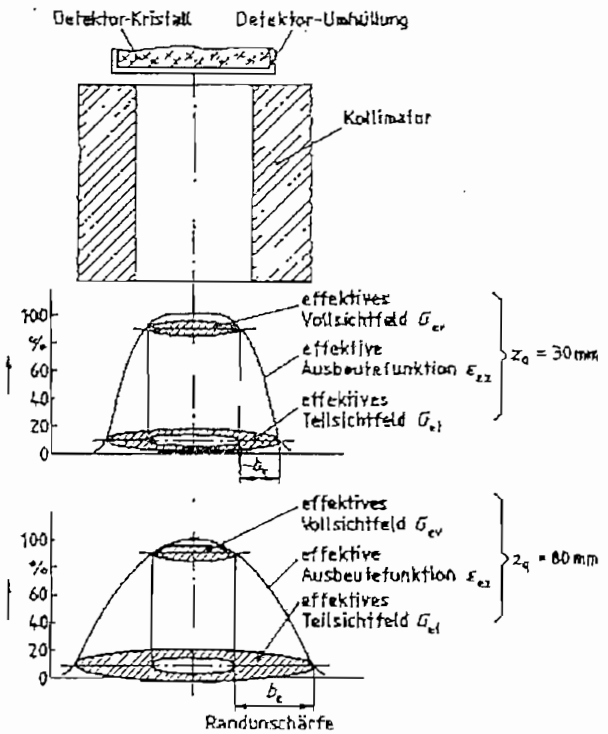


Bild 3.

1.15.4 **Effektives Teilsichtfeld** G_{et} ist der geometrische Ort aller Punkte mit festem Quellen-Kollimatorabstand z_q, für welche die effektive Ausbeutefunktion ε_{zz} mindestens 10%, aber weniger als 90% ihres Maximalwertes beträgt (siehe Bild 3).

1.15.5 **Geometrische Randunschärfe** b_g ist die Breite des Teilsichtfeldes G_{et} (siehe Bild 2).

1.15.6 **Effektive Randunschärfe** b_e ist die Breite des Teilsichtfeldes G_{et} (siehe Bild 3).

2 Bildfunktion und Übertragungsfunktion

Die Bild- und Übertragungsfunktion für abbildende Systeme sind in DIN 6814 Teil 14 definiert. Sie haben sinngemäß Gültigkeit für den Kollimator allein, unter der Bedingung, daß alle weiteren Eigenschaften des Abbildungssystems als ideal anzusehen sind.

Anmerkung: Die Bild- und Übertragungsfunktionen gelten für das gesamte abbildende System, in dem der Kollimator nur eine Teilkomponente darstellt. Unter der Voraussetzung, daß alle übrigen Komponenten des Abbildungssystems die Abbildungseigenschaften nicht beeinflussen (ideales Abbildungsverhalten), gelten diese Funktionen für den Kollimator allein. Bei Kenntnis der inhärenten Abbildungseigenschaften (ohne Kollimator) des Abbildungssystems lassen sich die Abbildungsfunktionen des Kollimators aus den Abbildungsfunktionen des gesamten Abbildungssystems berechnen, siehe auch DIN 6814 Teil 14, Ausgabe August 1981, Abschnitt 3.13: Mehrstufige Abbildungssysteme.

3 Spezielle Kollimatoren

3.1 Ein **Parallelloch-Kollimator** ist ein Kollimator mit einer Vielzahl parallel zueinander verlaufenden Kollimatorbohrungen.

3.2 Ein **divergierender Kollimator** ist ein Kollimator mit einer Vielzahl Kollimatorbohrungen, deren Achsen in Richtung auf das Objekt kegelförmig auseinanderlaufen.

Dieser Kollimator bildet ein Objekt verkleinert auf dem Strahlungsdetektor ab, wobei der Maßstab vom Quellen-Kollimatorabstand z_q abhängt.

3.3 Ein **konvergierender Kollimator** ist ein Kollimator mit einer Vielzahl Kollimatorbohrungen, deren Achsen in Richtung auf das Objekt kegelförmig zusammenlaufen.

Dieser Kollimator bildet ein Objekt vergrößert auf dem Strahlungsdetektor ab, wobei der Maßstab vom Quellen-Kollimatorabstand z_q abhängt.

3.4 Ein **Pinhole-Kollimator** ist ein Kollimator mit einer solchen Öffnung, die eine Abbildung nach dem Lochkameraprinzip ermöglicht.

3.5 Fokussierender Kollimator

Der fokussierende Kollimator ist ein Kollimator bei dem der Fokus im Objekt liegt.

3.5.1 Der **geometrische Fokus** ist der Schnittpunkt der Achsen aller oder einiger Kollimatorbohrungen auf der Kollimatorachse.

3.5.2 Der **effektive Fokus** ist der Punkt auf der Kollimatorachse, für den die Halbwertsbreite der Linienbildfunktion ein Minimum annimmt.

3.5.3 Geometrischer Fokusabstand z_{fg} ist der Abstand des geometrischen Fokus von der objektseitigen Stirnfläche des Kollimators.

3.5.4 Effektiver Fokusabstand z_{fe} ist der Abstand des effektiven Fokus von der objektseitigen Stirnfläche des Kollimators.

3.5.5 Schärfentiefebereich ist der Bereich des Quellen-Kollimatorabstandes z_q, in dem die Halbwertsbreite der Linienbildfunktion höchstens den doppelten Wert ihres kleinsten vorkommenden Wertes erreicht.

3.6 Schlitzkollimator

Der Schlitzkollimator ist ein Kollimator mit einer oder mehreren schlitzförmigen Öffnungen z. B. zur eindimensionalen Registrierung einer räumlichen Verteilung inkorporierter Radionuklide (Profilscan).

Beim fokussierenden Schlitzkollimator ist der Fokus eine Strecke in der sich die Mittelebenen der einzelnen Schlitze schneiden.

Zitierte Normen

DIN 6814 Teil 14 Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Abbildende Systeme

Frühere Ausgaben

DIN 6814 Teil 13: 06.78

Änderungen

Gegenüber der Ausgabe August 1978 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- Die Unterscheidung in abbildende- und nicht abbildende Systeme wurde gestrichen.
- Die Norm wurde vollständig überarbeitet und den heute üblichen Kollimatoren angepaßt.
- Begriffe zur Bildfunktion und Übertragungsfunktion wurden gestrichen, da sie in DIN 6814 Teil 14 definiert sind.

Stichwortverzeichnis

(Die Zahlen hinter den Stichworten sind Abschnittsnummern)

Abschirmungspenetration 1.13.3
Allgemeine Begriffe 1
Austrittsfläche eines Kollimators 1.7
Austrittsquerschnitt einer Kollimatorbohrung 1.5

Bildfunktion und Übertragungsfunktion 2

Detektor-Abschirmung 1.1
Divergierender Kollimator 3.2

Effektive Ausbeutefunktion 1.1.4
Effektive Kollimatorausbeute 1.11.2
Effektive Randunschärfe 1.15.6
Effektiver Fokus 3.5.2
Effektiver Fokusabstand 3.5.4
Effektives Teilsichtfeld 1.15.4
Effektives Vollsichtfeld 1.15.2
Eintrittsfläche eines Kollimators 1.6
Eintrittsquerschnitt einer Kollimatorbohrung 1.4

Fokussierender Kollimator 3.5

Geometrische Kollimatorausbeute 1.11.1
Geometrische Randunschärfe 1.15.5
Geometrischer Fokus 3.5.1
Geometrischer Fokusabstand 3.5.3
Geometrisches Teilsichtfeld 1.15.3
Geometrisches Vollsichtfeld 1.15.1

Isoausbeutelinien 1.12

Kantenpenetration 1.13.2
Kollimator 1.2
Kollimatorachse 1.8
Kollimatorausbeute 1.11
Kollimatorbohrungen 1.2.1
Kollimator-Detektorabstand 1.10
Kollimatorflächenausbeute 1.11.5
Kollimatorkanten 1.2.3
Kollimatorlänge 1.3
Kollimatorlinienausbeute 1.11.4
Kollimatorpunktausbeute 1.11.3
Kollimatorseptен 1.2.2
Konvergierender Kollimator 3.3

Parallelloch-Kollimator 3.1
Penetration 1.13
Penetrationsverhältnis 1.13.4
Pinhole-Kollimator 3.4

Quellen-Kollimatorabstand 1.9

Schärfentiefebereich 3.5.5
Schlitzkollimator 3.6
Septenpenetration 1.13.1
Sichtfeld des Kollimators 1.15
Spezielle Kollimatoren 3

Internationale Patentklassifikation

A 61 N 5/10 G 01 T 1/29 G 21 K 1/02

DEUTSCHE NORM Februar 1995

Strahlenschutzbehälter, Strahlenschutztische und Strahlenschutztresore zur Verwendung in nuklearmedizinischen Betrieben
Anforderungen und Klassifikation

DIN 6850

ICS 13.280

Ersatz für Ausgabe 1987-02

Deskriptoren: Strahlenschutzbehälter, Strahlenschutztisch, Strahlenschutztresor, nuklearmedizinischer Betrieb, Radiologie

Radiation protection containers, tables, and safes for use in nuclear medicine – requirements and classification

Inhalt

Seite

Vorwort ... 1
1 Anwendungsbereich ... 1
2 Normative Verweisungen ... 1
3 Begriffe ... 2
4 Ortsdosisleistungen ... 2
5 Strahlenschutz-Standbehälter ... 2
6 Strahlenschutz-Transportbehälter ... 2
7 Strahlenschutztische ... 2
8 Strahlenschutztresore ... 3
9 Tabellen ... 3

Vorwort

Diese Norm wurde vom Normenausschuß Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e.V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft aufgestellt.

Änderungen

Gegenüber der Ausgabe Februar 1987 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

a) Umstellung auf die Einheiten Becquerel (Bq) und Sievert (Sv) sowie entsprechend redaktionell überarbeitet.

b) In den Tabellen wurden Radionuklide, die keine Bedeutung mehr haben, gestrichen, andere Radionuklids mit neuerdings erhöhter Bedeutung wurden zusätzlich aufgenommen.

c) Bei C11, N13, O15, F18, Mo99, Tc99m, I131 wurden in den Tabellen Aktivitäten bis 100 000 MBq (vorher 30 000 MBq) berücksichtigt.

Frühere Ausgaben

DIN 6850: 1977-02, 1987-02

1 Anwendungsbereich

Diese Norm gilt für Strahlenschutzeinrichtungen zur innerbetrieblichen Verwendung (siehe 3.1) in nuklearmedizinischen Betrieben. Transportbehälter für die Beförderung radioaktiver Stoffe auf öffentlichen Verkehrswegen werden hiervon nicht betroffen.

Diese Norm richtet sich sowohl an die Hersteller der beschriebenen Einrichtungen als auch an deren Anwender. Sie soll dem Anwender die Auswahl der Einrichtungen erleichtern, die er für eine sichere Handhabung und Lagerung der in seinem Betrieb vorkommenden radioaktiven Stoffe benötigt.

Anforderungen an Tresore bezüglich des Brand- und Diebstahlschutzes siehe DIN 25422.

2 Normative Verweisungen

Diese Norm enthält durch datierte oder undatierte Verweisungen Festlegungen aus anderen Publikationen. Diese normativen Verweisungen sind an den jeweiligen Stellen im Text zitiert, und die Publikationen sind nachstehend aufgeführt. Bei datierten Verweisungen gehören spätere Änderungen oder Überarbeitungen dieser Publikationen nur zu dieser Norm, falls sie durch Änderung oder Überarbeitung eingearbeitet sind. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe der in Bezug genommenen Publikation.

DIN 6814-5
Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik – Teil 5: Strahlenschutz

DIN 6843
Strahlenschutzregeln für den Umgang mit offenen radioaktiven Stoffen in der Medizin

DIN 25400
Zeichen für ionisierende Strahlung

DIN 25407-1
Abschirmwände gegen ionisierende Strahlung – Teil 1: Bleibausteine

DIN 25407-2
Abschirmwände gegen ionsierende Strahlung – Teil 2: Spezielle Bauelemente

DIN 25422
Aufbewahrung radioaktiver Stoffe – Anforderungen an Aufbewahrungseinrichtungen und deren Aufstellungsräume zum Strahlen-, Brand- und Diebstahlschutz

Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Ionisierende Strahlung (Strahlenschutzverordnung) in der Fassung der Bekanntmachung vom 30.06.1985, zuletzt geändert durch Artikel 7 des Gesetzes vom 27.06.1994 (BGBl. I. S. 1440).

Fortsetzung Seite 2 bis 6

Normenausschuß Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.

© DIN Deutsches Institut für Normung e.V. Jede Art der Vervielfältigung, auch auszugsweise, nur mit Genehmigung des DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin, gestattet.
Alleinverkauf der Normen durch Beuth Verlag GmbH 10772 Berlin

Ref. Nr. DIN 6850 : 1995-02
Preisgr. 06 Verz.-Nr. 0006

3 Begriffe[1])

3.1 **Innerbetriebliche Verwendung** ist die Benutzung der Strahlenschutzeinrichtungen in den Räumen des Betriebes und für den Transport innerhalb des Betriebsgeländes.

3.2 **Strahlenschutz-Standbehälter** (kurz: Standbehälter) sind Strahlenschutzbehälter, in denen offene radioaktive Stoffe zeitweise aufbewahrt oder verarbeitet werden.

3.3 **Strahlenschutz-Transportbehälter** (kurz: Transportbehälter) sind Strahlenschutzbehälter zum innerbetrieblichen Transport von radioaktiven Stoffen.

3.4 **Strahlenschutztische** sind ortsfeste oder bewegliche Arbeitstische mit Strahlenschutzvorrichtungen für das Arbeiten mit radioaktiven Stoffen.

3.5 **Strahlenschutztresore** sind abschließbare Aufbewahrungsbehältnisse für radioaktive Stoffe, die eine Abschirmung besitzen. Sie können eingebaute oder freistehende Strahlenschutzbehälter sein.

4 Ortsdosisleistungen

Innerbetrieblich verwendete Strahlenschutzbehälter sind als Dauereinrichtung im Sinne von § 54 StrlSchV auszulegen. Da in der Nuklearmedizin die Dauer der Beschäftigung an solchen Einrichtungen in der Regel 8 Stunden je Woche nicht überschreitet, kann mit einem Richtwert für die Ortsdosisleistung von 25 µSv/h in 25 cm Abstand von der Strahlenquelle gerechnet werden. Die in Tabelle 1 angegebenen Aktivitäten beziehen sich daher auf diese Ortsdosisleistung. Sind die Aufenthaltszeiten geringer, so können entsprechend höhere Aktivitäten gelagert bzw. verarbeitet werden. Bei längeren Aufenthaltszeiten sind dickere Abschirmungen oder entsprechend geringere Aktivitäten zu verwenden.

5 Strahlenschutz-Standbehälter

5.1 Die Verwendung von Standbehältern dient zur Verminderung der Strahlenexposition des Personals während des Umgangs mit radioaktiven Stoffen.

5.2 Die Wände der Standbehälter für reine Betastrahler[2]) müssen so bemessen sein, daß die Betastrahlung vollständig abgeschirmt wird.

5.3 Standbehälter für Gammastrahler und Positronenstrahler nach dieser Norm haben Bleiwände mit einer der folgenden Dicken: 0,5, 1, 2, 3, 5 oder 10 cm. Aktivitäten, die bei diesen Wanddicken eine Ortsdosisleistung von 25 µSv/h in 25 cm Abstand von der Strahlenquelle erzeugen, sind in Tabelle 1 angegeben.

5.4 Bei Standbehältern, die nicht allseitig gleichmäßig abgeschirmt sind, z. B. bei den Abschirmungen von Generatorsäulen, sollte die ungewollte Annäherung des Körpers, des Kopfes oder der Hände an den unzureichend abgeschirmten Bereich durch eine besondere Vorrichtung (Gitter oder Bügel) verhindert werden.

5.5 Standbehälter sollten zum Kontaminationsschutz nach unten dicht abgeschlossen und mit saugfähigem Material ausgelegt sein.

5.6 Werden die zum Versand von radioaktiven Stoffen üblichen Verpackungsbehälter als Standbehälter verwendet, muß die Wanddicke festgestellt und gegebenenfalls der Behälter entsprechend 5.8 gekennzeichnet werden. Bei ihrer Verwendung ist Tabelle 1 zu berücksichtigen.

5.7 Standbehälter müssen an der freien Bleioberfläche mit einem Schutzanstrich versehen sein.

5.8 Die Standbehälter müssen mit einem gut erkennbaren Zeichen für ionisierende Strahlung nach DIN 25400 gekennzeichnet sein. Die Wanddicke muß deutlich und dauerhaft auf den Behältern angegeben sein.

6 Strahlenschutz-Transportbehälter

6.1 Die Wände der Transportbehälter für reine Betastrahler[2]) müssen so bemessen sein, daß die Betastrahlung vollständig abgeschirmt ist.

6.2 Transportbehälter für Gammastrahler und Positronenstrahler nach dieser Norm haben Bleiwände mit einer der folgenden Dicken: 0,5, 1, 2, 3, 5 oder 10 cm. Da die Transportzeiten in der Regel kurz sind, darf das 10fache der in Tabelle 1 angegebenen Aktivitäten transportiert werden.

6.3 Das Innere des Transportbehälters sollte mit einem auswechselbaren Einsatz als Kontaminationsschutz versehen sein.

6.4 Transportbehälter mit einem Leergewicht von mehr als 10 kg sollten fahrbar sein.

6.5 Transportbehälter müssen so gebaut sein, daß beim Transport durch eine Tragvorrichtung oder durch eine entsprechend lange Deichsel zwangsweise Abstand gehalten wird.

6.6 Der Verschluß des Transportbehälters muß ein ungewolltes Öffnen verhindern.

6.7 Fahrbare Transportbehälter müssen eine Vorrichtung haben, die ein Umkippen oder ungewolltes Weiterrollen des Behälters verhindern.

6.8 Transportbehälter müssen an der freien Bleioberfläche mit einem Schutzanstrich versehen sein.

6.9 Transportbehälter müssen mit einem Zeichen für ionisierende Strahlung nach DIN 25400 gekennzeichnet sein. Die Wanddicke muß deutlich und dauerhaft auf dem Behälter angegeben sein.

6.10 Das Leergewicht des fahrbaren Transportbehälters muß auf der Außenseite deutlich und dauerhaft angegeben sein.

7 Strahlenschutztische

7.1 Die Wände der Strahlenschutztische für reine Betastrahler[2]) müssen so bemessen sein, daß die Betastrahlung vollständig abgeschirmt ist.

Strahlenschutztische für Gammastrahler und Positronenstrahler nach dieser Norm haben Bleiabschirmungen mit einer der folgenden Wanddicken: 1, 2, 3, 5 oder 10 cm. Die diesen Wanddicken zugeordneten höchstzulässigen Aktivitäten sind in Tabelle 1 angegeben. Strahlenschutztische für das Arbeiten mit Gammastrahlern dürfen als Bleiburg nach DIN 25407-1 und DIN 25407-2 ausgeführt sein. Für Eisen, Barytbeton oder Beton anstelle von Blei als Abschirmstoffe gelten die Wanddicken nach Tabelle 2.

---

[1]) Allgemeine Begriffe für den Strahlenschutz siehe DIN 6814-5.

[2]) Bei betastrahlenden Präparaten ist gegebenenfalls die Bremsstrahlung zu berücksichtigen und abzuschirmen.

7.2 Die Strahlenschutzaufbauten der Strahlenschutztische für Gammastrahler und Positronenstrahler müssen so hoch sein, daß der Kopf und der Oberkörper nicht von ungeschwächter Strahlung getroffen werden kann.

7.3 Zur Sichtprüfung sollten Fenster aus Bleiglas verwendet werden. Der Schwächungsgrad darf nicht geringer als 1/3 des Schwächungsgrades der übrigen Abschirmung sein. Die notwendigen Bleigleichwerte sind in Tabelle 3 angegeben.

7.4 Bei Verwendung flüchtiger radioaktiver Stoffe muß ein Luftabzug so angebracht sein, daß die Luft über dem Arbeitstisch in einem Strömungsgefälle liegt und verdampfte oder verdunstete radioaktive Stoffe sich nicht mit der übrigen Raumluft vermischen können.

7.5 Bleischutzwände müssen an der freien Oberfläche mit einem Schutzanstrich oder mit einer Verkleidung versehen sein.

7.6 Material, Dichte und Dicke der Abschirmung, ausgenommen bei Bleiburgen nach DIN 25407-1 und DIN 25407-2, müssen deutlich und dauerhaft angegeben sein.

7.7 Strahlenschutztische müssen mit einem Kontaminationsschutz versehen sein (z. B. Anstrich, Kunststoffbelag, Schalen).

7.8 Strahlenschutztische und Abschirmvorrichtungen müssen mit der Angabe der höchstzulässigen Tragfähigkeit gekennzeichnet sein. Ortsveränderliche Strahlenschutztische und Abschirmvorrichtungen müssen zusätzlich mit der Angabe ihres Leergewichtes versehen sein.

8 Strahlenschutztresore

8.1 Strahlenschutztresore müssen so unterteilt sein (z. B. Schubladen, Trennwände), daß bei Entnahme eines Präparates die Strahlung der im Tresor verbleibenden Präparate nicht ungeschwächt wirksam wird.

8.2 Strahlenschutztresore für Gammastrahler und Positronenstrahler nach dieser Norm haben Bleiwände mit einer der folgenden Dicken: 3, 5 oder 10 cm. Aktivitäten, die bei diesen Wanddicken eine Ortsdosisleistung von 25 µSv/h in 25 cm Abstand von der Strahlenquelle erzeugen, sind in Tabelle 1 angegeben. Bei freistehenden Tresoren gelten diese Werte für alle Wandflächen, bei eingebauten Tresoren für die Türfläche und die aus der Wand herausragenden Begrenzungsflächen des Tresors. (Für die Bemessung des Strahlenschutzes in nuklearmedizinischen Betrieben siehe DIN 6843.)

8.3 Strahlenschutztresore müssen einen Schutzanstrich und im Innenraum einen Kontaminationsschutz, z. B. Schale haben.

8.4 Strahlenschutztresore müssen durch ein Zeichen für ionisierende Strahlung nach DIN 25400 sowie durch die Angabe der Dicke und Art des Abschirmmaterials gekennzeichnet sein.

8.5 Ortsbewegliche Strahlenschutztresore müssen außerdem mit ihrem Leergewicht gekennzeichnet sein.

9 Tabellen

9.1 Aktivitäten der gebräuchlichsten gammastrahlenden Radionuklide, die hinter Bleiabschirmungen mit einer Wanddicke von s cm eine Ortsdosisleistung von 25 µSv/h in 25 cm Abstand von der Strahlenquelle erzeugen, sind in Tabelle 1 angegeben.

Bei Radionukliden mit radioaktiven Folgeprodukten bezieht sich die Aktivität allein auf die Muttersubstanz.

Befinden sich hinter einer Abschirmung gleichzeitig Präparate verschiedener Radionuklide, so darf die Summe der Quotienten aus der vorhandenen und der in der Tabelle 1 für die betreffende Wanddicke angegebenen Aktivität den Wert 1 nicht übersteigen.

BEISPIEL:
Befinden sich hinter einer Bleiabschirmung von 2 cm Dicke 8 000 MBq Ga67 (50 % der angegebenen Aktivität), so können dort gleichzeitig noch bis zu 500 MBq I 131 vorhanden sein.

ANMERKUNG: Da in nuklearmedizinischen Betrieben Aktivitäten von mehr als 30 000 MBq kaum vorkommen, ist in Tabelle 1 bei darüberliegenden Aktivitätswerten lediglich "> 30 000" angegeben.

Nur bei C11, N13, O15, F18, Mo99, Tc99m, I 131 werden Aktivitäten bis 100 000 MBq berücksichtigt.

9.2 Wanddicken verschiedener Abschirmstoffe in cm, die in ihrer Abschirmung Bleiwänden von s cm Dicke gleichwertig sind (siehe Tabelle 2).

Es bedeuten:

Fe:	Eisen	($\varrho = 7{,}86$ g/cm³)
BB:	Barytbeton	($\varrho = 3{,}5$ g/cm³)
NB:	Normalbeton	($\varrho = 2{,}3$ g/cm³)

(Bei Wanddicken von mehr als 25 cm gelten die Werte für eine Ortsdosisleistung von 25 µSv/h (2,5 mrem/h) unmittelbar hinter der Abschirmung.)

9.3 In Tabelle 3 sind die Bleigleichwerte von Bleiglasfenstern, die für Strahlenschutztische mit Bleiabschirmungen von s cm Dicke verwendet werden können, eingetragen (siehe 7.4).

Tabelle 1: Aktivitäten, die hinter einer Bleiabschirmung von x cm eine Ortsdosisleistung von 25 µSv/h (2,5 mrem/h) in 25 cm Abstand ergeben.

Radionuklid	Wanddicke x der Bleiabschirmung in cm						
	0	0,5	1	2	3	5	10
	Aktivität in MBq						
^{11}C ^{13}N ^{15}O ^{18}F	10	20	40	150	850	25 000	> 10 000
^{51}Cr	320	1 800	11 000	> 30 000*)			
^{52}Fe	3,3	5,4	8,0	16	27	76	990
^{57}Co	100	13 000	21 000	> 30 000*)			
^{58}Co	10	15	22	50	120	620	> 30 000*)
^{59}Fe	5,2	12	15	24	42	130	2 500
^{64}Cu	53	100	200	780	2 800	15 000	> 30 000*)
^{67}Ga	75	750	2 700	16 000	> 30 000*)		
$^{68}Ge + ^{68}Ga$	10	20	40	150	540	3 800	> 30 000*)
^{68}Ga	10	20	40	150	540	3 800	> 30 000
^{75}Se	28	300	1 500	20 000	> 30 000*)		
$^{81}Rb + ^{81}Kr^m$	17	40	78	310	1 200	13 000	> 30 000
$^{81}Kr^m$	87	> 30 000*)					
$^{82}Sr + ^{82}Rb$	9	18	35	130	460	3 700	> 30 000*)
^{82}Rb	8	18	35	130	460	3 700	> 30 000*)
^{82}Br	4,0	6,1	8,0	16	33	110	2 200
$^{99}Mo + ^{99}Tc^m$	40	110	170	400	950	6 600	> 10 000*)
$^{99}Tc^m$	96	> 10 000*)					
^{111}In	18	1 100	30 000	> 30 000*)			
$^{113}Sn + ^{113}In^m$	21	100	330	4 000	> 30 000*)		
$^{113}In^m$	32	120	380	5 300	> 30 000*)		
^{123}I	36	1 500	3 000	12 000	> 30 000*)		
^{125}I	40	> 30 000*)					
^{127}Xe	27	450	1 700	27 000	> 30 000*)		
^{131}I	25	82	220	1 000	3 700	30 000	> 10 000*)
^{133}Xe	110	> 30 000*)					
^{153}Sm	125	22 000	> 30 000				
^{186}Re	570	> 30 000					
$^{195}Hg^m + ^{195}Au^m$	31	94	150	340	750	3 300	> 30 000*)
$^{195}Au^m$	53	1 000	24 000	> 30 000*)			
^{201}Tl	130	> 30 000*)					

*) Da in nuklearmedizinischen Betrieben Aktivitäten von mehr als 30 000 MBq kaum vorkommen, ist in Tabelle 1 bei darüberliegenden Aktivitätswerten lediglich "> 30 000 MBq" angegeben. Nur bei C11, N13, O15, F18, Mo99, Tc99m, I131 werden Aktivitäten bis 100 000 MBq berücksichtigt.

Tabelle 2: Wanddicken anderer Abschirmstoffe, deren Schwächungsgrad der einer Bleiabschirmung von s cm äquivalent ist

Radionuklid	Wanddicke s der Bleiabschirmung in cm																	
	0,5			1,0			2,0			3,0			5,0			10,0		
	äquivalente Wanddicke in cm																	
	Fe	BB	NB	Fe	BB	NB	Fe	BB	NB	Fe	BB	NB	Fe	BB	NB	Fe	BB	NB
^{11}C ^{13}N ^{15}O ^{18}F	2,5	4,0	10	4,3	7,8	16	7,5	14	28	11	20	33	17	31	50	*)		
^{51}Cr	3,9	5,4	17	6,8	10	27	*)	*)	*)									
^{52}Fe	2,1	3,5	9,0	3,4	6,3	14	5,6	11	21	7,1	14	25	10	21	35	18	38	55
^{57}Co	3,6	4,0	23	4,3	6,0	25	*)	*)	*)									
^{58}Co	1,9	3,0	8,0	3,2	5,6	13	5,6	11	23	7,8	15	27	12	24	35	*)	*)	*)
^{59}Fe	1,3	2,5	4,0	2,4	4,9	9,0	4,5	9,0	16	6,4	13	22	10	21	30	18	35	48
^{64}Cu	2,5	4,0	10	4,2	7,3	16	7,3	13	25	10	18	31	13	25	40	*)	*)	*)
^{67}Ga	4,0	5,3	18	6,1	9,0	25	9,0	15	32	*)	*)	*)						
$^{68}Ge + ^{68}Ga$	2,8	4,3	12	4,5	7,4	17	7,3	13	26	10	19	35	15	28	50	*)	*)	*)
^{68}Ga	2,8	4,3	12	4,5	7,4	17	7,3	13	26	10	19	35	15	28	50	*)	*)	*)
^{75}Se	4,2	5,8	19	6,8	10	27	11	17	37	*)	*)	*)						
$^{81}Rb + ^{81}Kr^{m}$	2,8	4,3	12	4,5	7,4	17	7,3	13	26	10	19	35	15	28	50	*)	*)	*)
$^{81}Kr^{m}$	6,8	7,1	31	*)	*)	*)												
$^{82}Sr + ^{82}Rb$	2,6	3,8	10	4,2	7,3	17	7,3	13	26	10	18	33	14	27	40	*)	*)	*)
^{82}Rb	2,6	3,8	10	4,2	7,3	17	7,3	13	26	10	18	33	14	27	40	*)	*)	*)
^{82}Br	2,1	4,0	8,0	3,0	5,6	12	5,4	10	19	7,4	15	25	11	22	32	18	34	50
$^{99}Mo + ^{99}Tc^{m}$	2,3	3,6	12	3,3	6,0	15	5,8	11	21	8,0	16	27	13	25	37	*)	*)	*)
$^{99}Tc^{m}$	6,9	7,6	47	*)	*)	*)												
^{111}In	5,4	6,6	25	9,3	12	35	*)	*)	*)									
$^{113}Sn + ^{113}In^{m}$	3,3	4,8	13	5,6	9,0	22	10	17	33	*)	*)	*)						
$^{113}In^{m}$	3,2	4,8	13	5,6	9,0	22	10	17	33	*)	*)	*)						
^{120}I	3,8	4,5	20	4,9	7,3	24	7,5	13	28	*)	*)	*)						
^{125}I	*)	*)	*)															
^{127}Xe	4,1	5,1	19	6,0	9,0	26	10	17	38	*)	*)	*)						
^{131}I	3,1	4,8	13	5,2	8,2	21	8,1	14	28	10	18	34	14	27	50	*)	*)	*)
^{133}Xe	4,2	5,5	25	*)	*)	*)												
^{153}Sm	2,8	4,0	26	*)	*)	*)												
^{186}Re	4,8	4,8	2,7	*)	*)	*)												
$^{195}Hg^{m} + ^{195}Au^{m}$	2,6	4,0	12	4,0	6,6	16	6,0	11	22	8,0	15	20	12	23	40	*)	*)	*)
$^{145}Au^{m}$	5,1	5,7	22	9,2	11	37	*)	*)	*)									
^{201}Tl	7,1	7,0	21	*)	*)	*)												

*) Keine Angabe, da bei der zugeordneten Bleidicke von s cm bereits eine Aktivität von 30 000 MBq bzw. 100 000 MBq überschritten wird, siehe auch Fußnote *) Tabelle 1

Tabelle 3: Mindest-Bleigleichwerte von Bleiglasfenstern, die bei Strahlenschutztischen mit Brustwehren aus Blei von s cm Dicke verwendet werden können.

Radionuklid	Wanddicke s der Bleiabschirmung in cm				
	1	2	3	5	10
	Bleigleichwert in cm				
^{11}C ^{13}N ^{15}O ^{18}F	0,2	1,3	2,2	4,3	*)
^{51}Cr	0,7	*)			
^{52}Fe	0,0	0,5	1,2	2,8	7,9
^{57}Co	0,2	*)			
^{58}Co	0,0	0,6	1,7	3,7	*)
^{59}Fe	0,0	0,0	0,9	3,1	8,0
^{64}Cu	0,2	1,2	2,1	3,7	*)
^{67}Ga	0,6	1,5	*)		
$^{66}Ga + ^{66}Ga$	0,1	1,1	2,1	3,8	*)
^{68}Ga	0,1	1,1	2,1	3,8	*)
^{75}Se	0,7	1,6	*)		
$^{81}Rb + ^{81}Kr^m$	0,3	1,2	2,2	4,0	*)
$^{81}Kr^m$	*)				
$^{82}Sr + ^{82}Rb$	0,2	1,2	2,2	4,0	*)
^{82}Rb	0,2	1,2	2,2	4,0	*)
^{82}Br	0,0	0,5	1,4	3,2	8,0
$^{99}Mo + ^{99}Tc^m$	0,1	0,7	1,7	3,9	*)
$^{99}Tc^m$	*)				
^{111}In	0,8	*)			
$^{113}Sn + ^{113}In^m$	0,5	1,6	*)		
$^{113}In^m$	0,5	1,6	*)		
^{123}I	0,3	1,3	*)		
^{125}I	*)	*)	*)		
^{127}Xe	0,6	1,6	*)		
^{131}I	0,5	1,3	2,1	4,0	
^{133}Xe	*)				
^{153}Sm	*)				
^{186}Re	*)				
$^{193}Hg^m + ^{195}Au^m$	0,2	0,7	1,6	3,5	*)
$^{193}Au^m$	0,8	*)	*)	*)	*)
^{201}Tl	*)			*)	*)

*) Keine Angabe, da bei der zugeordneten Bleidicke von s cm bereits eine Aktivität von 30 000 MBq bzw. 100 000 MBq überschritten wird, siehe auch Fußnote *) Tabelle 1

Internationale Patentklassifikation
G 21 F 005/00 G 21 F 007/00 A 61 B 006/10

2.5.3 Rekonstruktions-Koordinatensystem

Das Rekonstruktions-Koordinatensystem ist ein kartesisches Koordinatensystem der Bildmatrix der rekonstruierten Bilder mit den Achsen X_t, Y_t, Z_t, bei welchem die X_t, Y_t-Ebene senkrecht zur Systemachse steht. Dieses Koordinatensystem wird bei der Rekonstruktion in Relation zum ortsfesten Koordinatensystem X, Y, Z festgelegt, z.B. durch Wahl von X-Y-Verschiebung und Drehwinkel des transversalen Tomogramms.

ANMERKUNG: Beim Rekonstruktions-Koordinatensystem liegen transversale Schnittbilder parallel zur X_t, Y_t-Ebene, sagittale Schnittbilder parallel zur Y_t, Z_t-Ebene und coronare Schnittbilder parallel zur X_t, Z_t-Ebene.

2.6 Rotationszentrum

Das Rotationszentrum ist der Ursprung des Koordinatensystems, mit dem die Projektionen einer transversalen Objektschicht bezüglich ihrer Lage im Raum beschrieben werden (aus: DIN 6814 Teil 22/09.92).

ANMERKUNG: Das Rotationszentrum einer Transversalschicht ist der Schnittpunkt der Systemachse mit der Schichtebene der entsprechenden Objektschicht.

Für eine einwandfreie Rekonstruktion muß die Lage der Projektion des Rotationszentrums im Koordinatensystem X_p, Y_p für jede Projektion (d.h. für jeden Projektionswinkel) der transversalen Schicht bekannt sein.

Bei kreisförmiger Rotation und idealer Funktion des Systems erscheint die Projektion einer Punktquelle im Rotationszentrum unter allen Projektionswinkeln an der gleichen Stelle X'_p in der Bildmatrix (siehe Bild 1)

2.7 Offset

Offset ist die Abweichung der Lage der Projektion des Rotationszentrums X'_p vom Wert $X_p = 0$.

2.8 Sinogramm

Das Sinogramm ist die zweidimensionale Darstellung aller eindimensionalen Projektionen einer Objektschicht. Dabei ist die eine Koordinate dieser Darstellung die Ortskoordinate der Projektion; die andere der Projektionswinkel
(Aus: DIN 6814 Teil 20/01.92)

2.9 Homogenitätsaufnahme

Die Homogenitätsaufnahme ist ein Szintigramm, das bei einer homogenen Einstrahlung in den Meßkopf bzw. den Strahlungsdetektor entsteht. Die Einstrahlung muß innerhalb des Sichtfeldes bezüglich der Intensitäts- und Energieverteilung homogen sein
(Aus: DIN 6814 Teil 10/10.92).

2.10 Tomographische Inhomogenität

Mit tomographischer Inhomogenität bezeichnet man die nicht durch Rauschen bedingte Abweichung der Pixelinhalte eines Emissions-Computertomogramms von ihrem Mittelwert, wenn die Aktivitätskonzentration der zugehörigen Objektschicht homogen ist.

2.11 Geometrische Verzeichnung

Mit geometrischer Verzeichnung bezeichnet man die Abweichung bildlicher Strukturen im Emissions-Computertomogramm von der aufgrund der Objektverteilung erwarteten Form.

ANMERKUNG: Durch geometrische Verzeichnung werden z.B. kugelförmige Objekte innerhalb der Objektschicht im Computertomogramm nicht kreisförmig dargestellt.
(Aus: DIN 6814 Teil 22/09.92)

2.12 Kontrastauflösung

Die Kontrastauflösung ist der Durchmesser der inaktiven Kugel in einer homogenen Umgebung, für welche im Bild der Betrag des Verhältnisses Kontrast zu Rauschen den Wert 6 annimmt.
(Aus: DIN 6814 Teil 22/09.92)

ANMERKUNG: Das Rauschen ist für die aktive homogene Umgebung im Bild zu bestimmen und als Variationskoeffizient einzusetzen. Dann ergibt sich, daß die durch die Kugel hervorgerufene Signaldifferenz gerade um den Faktor 6 größer ist als die durch Rauschen hervorgerufene Standardabweichung des Signals am Vergleichsort. Dies ist die Voraussetzung dafür, daß die Kugel im Szintigramm noch mit hoher Wahrscheinlichkeit erkennbar ist.

Bei der Bestimmung des Kontrastes sind gleiche Teilflächen vorausgesetzt. Die Kontrastauflösung gibt bei gegebener Flächenimpulsdichte einen Hinweis auf den Durchmesser der kleinsten nachweisbaren Kugel im Bild.

2.13 Kippwinkel

Bei der Gamma-Kamera mit rotierenden Meßköpfen beträgt der Winkel zwischen Kollimatorachse und Rotationsachse 90°. Abweichungen von diesem Sollwert werden als Kippwinkel bezeichnet.
(Aus: DIN 6814 Teil 22/Entwurf 01.91).

3 Prüfung der planaren Abbildungseigenschaften

Bei einer für die Einzelphotonen-Tomographie eingesetzten Gamma-Kamera müssen für eine einwandfreie tomographische Bildgebung auch die planaren Abbildungseigenschaften geprüft werden.

3.1 Inhomogenität

Die Prüfung der Inhomogenität des Meßkopfes bei SPECT (Single photon emission computed tomography) erfolgt ausschließlich mit Kollimator (System-Inhomogenität) und einer mit radioaktiver Flüssigkeit gefüllten Flächenquelle, deren Maße größer sind als die des Sichtfeldes. Die Gesamtdicke der Quelle (aktive Flüssigkeit, Boden und Deckel) muß größer als 8 cm sein. Die Dicke der aktiven Flüssigkeitsschicht muß über die gesamte Fläche auf 1 % konstant sein. Ausgewertet wird die Homogenitätsmessung nach IEC 789 , 1992.

Die Homogenitätsaufnahme muß mindestens 10 000 Impulse je Pixel enthalten. Die Impulsrate darf nicht größer als 20 000 s^{-1} sein.

Das Energiefenster muß ± 10 % betragen, es sei denn, im klinischen Einsatz wird ein schmaleres Energiefenster verwendet. Dann ist dieses Fenster zu wählen.

3.2 Örtliche Auflösung und Linearität

Die qualitative Überprüfung der inhärenten örtlichen Auflösung und der Linearität erfolgt nach DIN 6855 Teil 3.

3.3 Ausbeute

Die Ausbeute wird nach DIN 6855 Teil 3 bestimmt. Sie gilt für einen bestimmten Kollimator, ein bestimmtes Radionuklid und ein bestimmtes Energiefenster.

3.4 Einstellung des Energiefensters

Die Überprüfung der Einstellung des Energiefensters erfolgt nach DIN 6855 Teil 3. Die erforderlichen Messungen sind für alle angewandten Radionuklide durchzuführen.

3.5 Rastermaßstab

Der Rastermaßstab muß regelmäßig für jedes Energiefenster nach DIN 6855 Teil 3 bestimmt werden.

4 Prüfung und Justierung des mechanischen und elektronischen Systems

Die Prüfung und Justierung des mechanischen und elektronischen Systems ist unabdingbare Voraussetzung für eine einwandfreie Bildgebung bei der Einzelphotonen-Emissions-Tomographie mittels einer Gamma-Kamera mit rotierenden Meßköpfen.

4.1 Kippwinkel

Die genaue Ausrichtung des Kamerameßkopfes ist von grundlegender Bedeutung für die Qualität des tomographischen Bildes. Die Kollimatorachse muß mit der vom Rechenverfahren für die Rückprojektion vorausgesetzten Richtung exakt übereinstimmen.

Die Ausrichtung des Meßkopfes kann im einfachsten Falle mit Hilfe einer am Kollimator des Meßkopfes angebrachten Wasserwaage erfolgen. Hierbei ist jedoch darauf zu achten, daß die Systemachse ebenfalls waagerecht ist, beziehungsweise die gleiche Abweichung wie der Meßkopf aufweist. Dieses sollte bei der Zustandsprüfung ermittelt werden.

Falls der Kippwinkel des Meßkopfes nicht unverrückbar fixiert ist, muß dieser vor jeder Datenerfassung (Akquisition) geprüft werden.

Der Kippwinkel darf nicht größer als 2° sein.

4.2 Rotationszentrum

Zur Bestimmung des Rotationszentrums muß der Offset X'_p gemessen werden. Die Messung des Offset erfolgt durch Aufnahme von radioaktiven Linien- oder Punktquellen aus mindestens 32 äquidistanten Projektionsrichtungen über 360° und Darstellung des Sinogramms.

Bei Verwendung einer Linienquelle muß diese parallel zur Systemachse angeordnet sein.

Die Quellen müssen etwa 5 cm von der Systemachse entfernt sein, damit das Sinogramm die Form einer Sinusfunktion annimmt.

Alle erforderlichen Akquisitionsparameter (Parameter für die Datenerfassung) sind so zu wählen, daß die geforderte Meßgenauigkeit erreicht wird.

Zur Bestimmung des Offset wird für jeden einzelnen Projektionswinkel im Sinogramm die X_p-Koordinate des Zentroids bestimmt und an diese Werte eine Sinusfunktion der Form

$$X'_p(\Theta) = A \sin(\Theta + \varphi) + C$$

angepaßt, wobei Θ der Projektionswinkel, A die Amplitude und φ ein Phasenwinkel sind. Die Konstante C ist der zu bestimmende mittlere Offset.

Zusätzlich ist die Darstellung der Abweichung zwischen Ausgleichsfunktion und Daten erforderlich, die den Offset als Funktion des Projektionswinkels darstellt. Systematische Abweichungen (Gang) sind ein Hinweis dafür, daß der Offset während der Rotation nicht konstant ist.

Die Offset-Korrektur muß eine Maßunsicherheit von besser ± 1,5 mm aufweisen.

Der maximale Wert des Offset sollte kleiner als 6 mm sein; andernfalls muß eine Justierung vorgenommen werden.

Eine alternative Methode zur Bestimmung des Offset als Funktion des Projektionswinkels besteht darin, den Mittelwert der X_p-Koordinaten der Zentroide gegenüberliegender Projektionen zu bestimmen. Diese Bestimmung ist durchzuführen für mindestens 16 äquidistante Paare gegenüberliegender Projektionen.

Die Bestimmung des Offset muß für mindestens drei Schichten verteilt über das ganze Gesichtsfeld erfolgen, wobei bei Konstanzprüfungen stets die gleichen Schichten auszuwählen sind. Sie gilt nur für den verwendeten Kollimator. Die Abweichung ist in Längeneinheiten anzugeben.

5 Prüfung der tomographischen Eigenschaften

5.1 Tomographische Inhomogenität

Die Bestimmung der tomographischen Inhomogenität erfolgt mit Hilfe eines homogenen, mit radioaktiver Flüssigkeit gefüllten Volumenphantoms. Die Prüfung gilt für einen bestimmten Kollimator, die angewendeten Filter und Schwächungskorrekturen. Das tomographische Bild ist mit dem unter identischen Bedingungen (Impulshöhe, Position des Phantoms, Rotationsradius, Kollimator, Filter, Grenzfrequenz, Abtastwinkel, Schwächungskorrektur u. a.) aufgenommenen Referenzbild zu vergleichen.

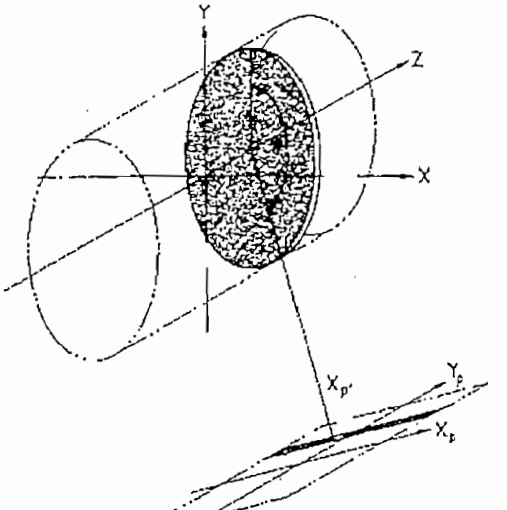
5.2 Kontrast

Die qualitative Prüfung des Kontrastes erfolgt mit einem Volumenphantom, in welchem innerhalb einer homogenen radioaktiven Flüssigkeit inaktive Kugeln mit unterschiedlichen Abmessungen eingebracht sind. Die Kugeln sollen den Bereich von 10 bis 40 mm abdecken. Die Erkennbarkeit der Kugeln ist mit dem unter identischen Bedingungen aufgenommenen Referenzbild visuell zu prüfen.

6 Zeitabstände für Konstanzprüfungen

Tabelle

Prüfung	Zeitabstand
Inhomogenität	wöchentlich
Rotationszentrum	monatlich
Rastermaßstab	halbjährlich
Tomographische Inhomogenität	halbjährlich
Kontrast	halbjährlich



Das ortsfeste Koordinatensystem X, Y, Z hat seinen Ursprung im Zentrum des hier als Zylinder dargestellten Meßvolumens (rechteckiges Sichtfeld der Gamma-Kamera). Die Systemachse ist die Z-Achse. Das Projektions-Koordinatensystem X_p, Y_p ist für einen Projektionswinkel Θ dargestellt. Für jeden Projektionswinkel erscheint die Projektion der markierten transversalen Objektschicht an den eingezeichneten Adressen (schraffierte Linie). Die Projektion des Rotationszentrums erscheint an der Adresse X'_p (Offset)

Bild 1: Projektionsgeometrie

Zitierte Normen

DIN 6814 Teil 10	Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Szintigraphie inkorporierter Radionuklide
DIN 6814 Teil 20	Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Digitale Verfahren der radiologischen Bildgebung; Übergeordnete Begriffe
DIN 6814 Teil 22	Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Digitale Verfahren der diagnostischen Bildgebung; Emissions-Computertomographie
DIN 6855 Teil 3	Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Meßsysteme; Einkristall-Gamma-Kamera zur planaren Szintigraphie und Systeme zur Meßdatenaufnahme und -auswertung
IEC 789 : 1992	Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices. Anger Type Gamma Cameras

Weitere Normen

DIN 6814 Teil 4	Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Radioaktivität
DIN 6855 Teil 1	Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Meßsysteme; In vivo- und in vitro-Meßplätze

Erläuterungen

Die Normen DIN 6855 Teil 1 bis Teil 3 wurden notwendig wegen der Neufassung der Strahlenschutzverordnung (StrSchV) vom 30. Juni 1989 und wegen der EURATOM-Richtlinien.

Stichwortverzeichnis

(Die Zahlen hinter den Stichwörtern sind Abschnittsnummern)

Abbildungseigenschaften 3
Aufnahmeebene 2.2
Auflösung, örtliche 3.2
Ausbeute 3.3

Bildmatrix 2.5.2, 2.5.3

Energiefenster 3.4

Geometrische Verzeichnung 2.11

Homogenitätsaufnahme 2.9, 3.1

Inhomogenität 3.1, 6.0
Inhomogenität, Tomographische 2.10, 5.1

Kippwinkel 2.13, 4.1
Koordinatensysteme 2.5
Kontrast 5.2
Kontrastauflösung 2.12

Linearität 3.2

Meßvolumen 2.3

Offset 2.7
Ortsfestes Koordinatensystem 2.5.1
Örtliche Auflösung 3.2

Projektion 2.4
Projektions-Koordinatensystem 2.5.2

Rastermaßstab 3.5
Rekonstruktions-Koordinatensystem 2.5.3
Rotationszentrum 2.6, 4.2

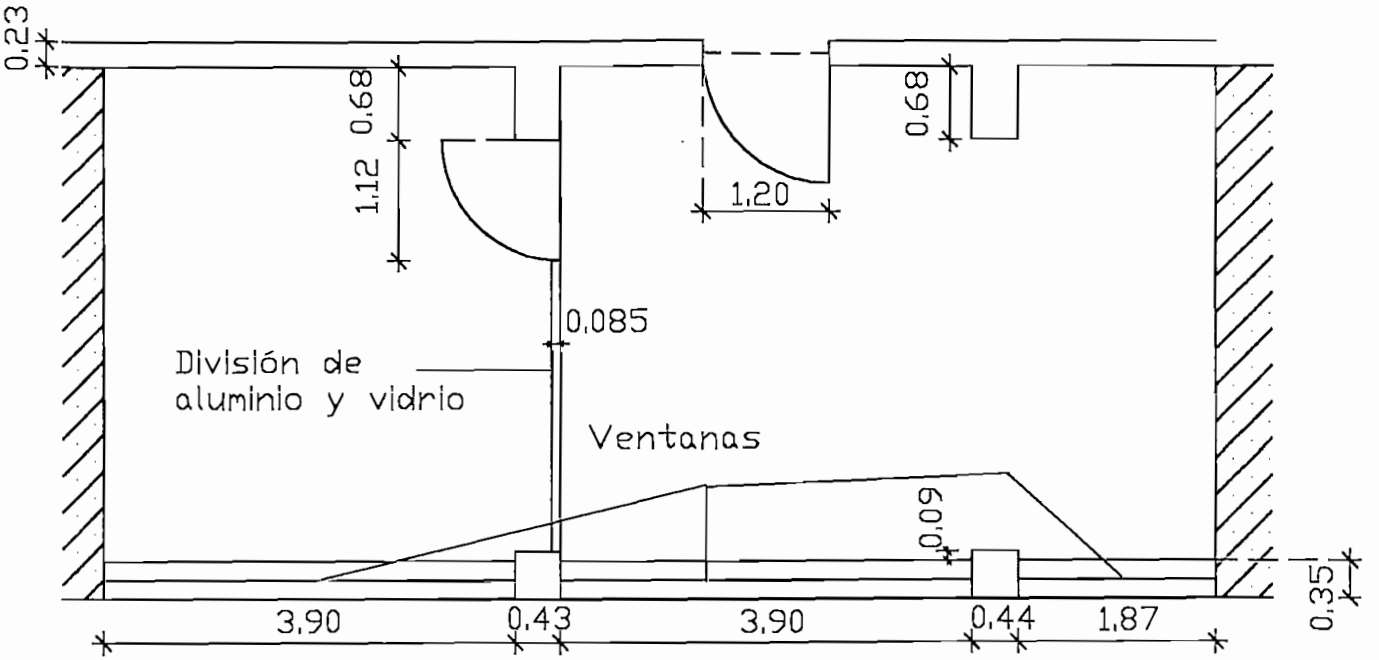
Sinogramm 2.8, 4.2
Systemachse 2.1, 4.2

Internationale Patentklassifikation

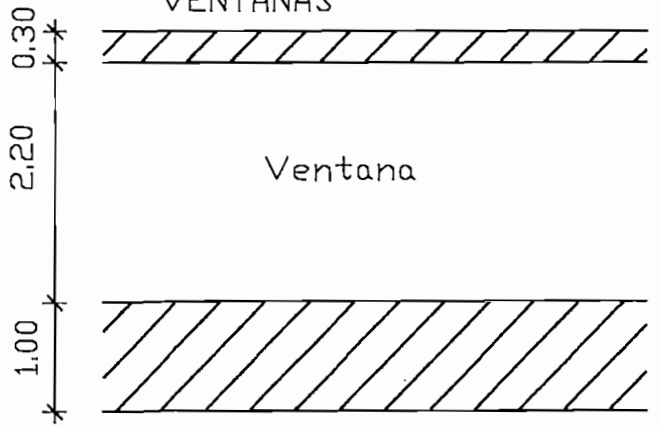
A 61 B 006/03
A 61 B 005/055
G 01 T 001/164

ANEXO C

PLANO ORIGINAL



VISTA FRONTAL DE VENTANAS



FIRMA Y SELLO DE APROBACION DEL PROYECTO POR EL CLIENTE

FECHA :

Fecha	7 de enero del 2002
Revisado por	Ing. Galo Jarrín
Dibujado por	Ing. Xavier Altamirano

Dibujo No.

Medidas en m.

ESCALA: 1:70

SIEMENS DEL ECUADOR

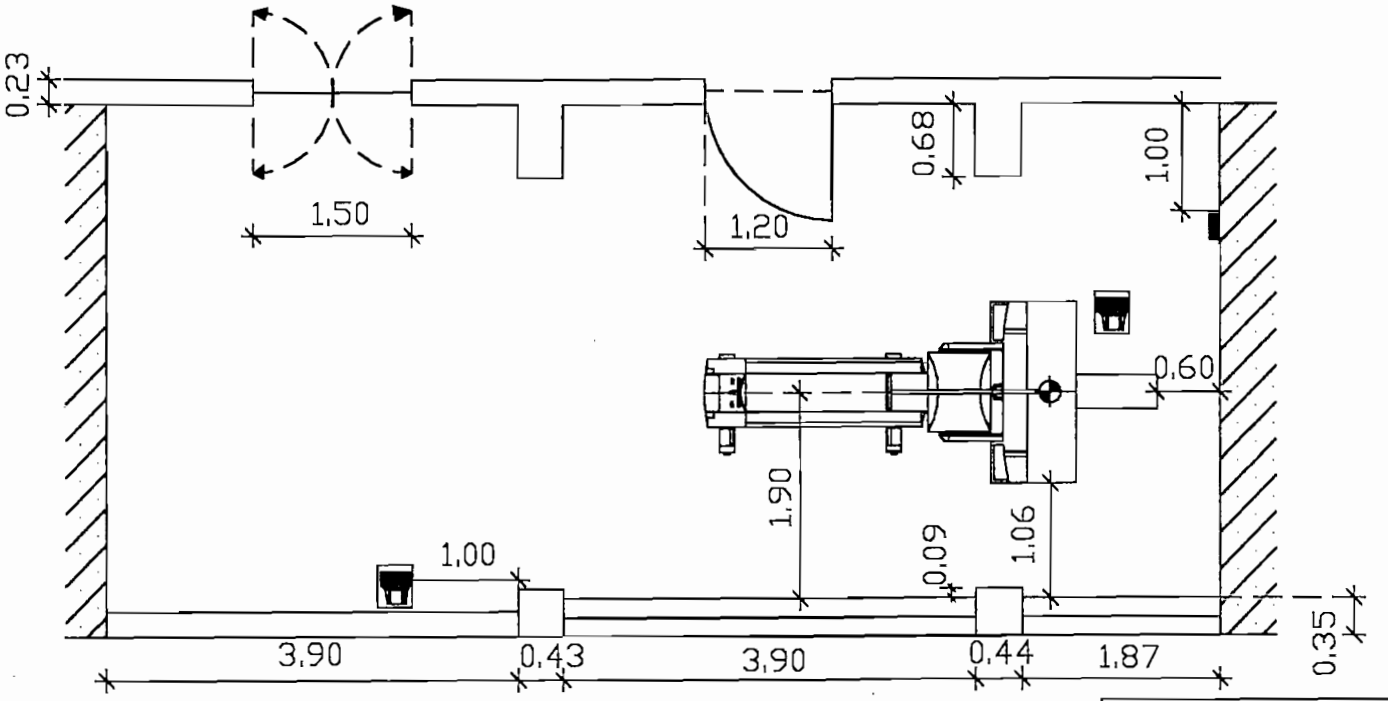
PLANO GENERAL

PLANO DE PROYECTO

EQUIPO GAMACAMARA
MODELO ECAM
MARCA SIEMENS

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN

2a. PLANO DE UBICACION FISICA (MEDIDAS)



FIRMA Y SELLO DE APROBACION DEL PROYECTO POR EL CLIENTE

FECHA :

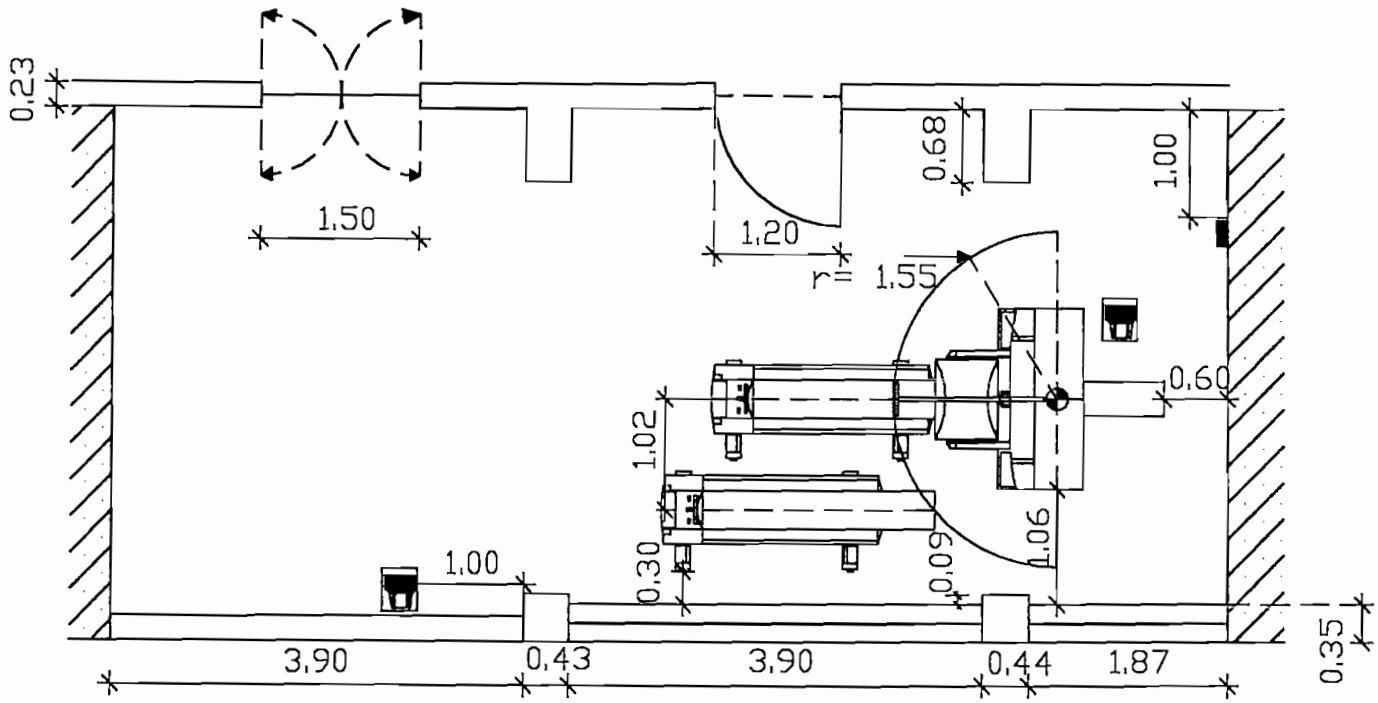
Fecha	7 de enero del 2002
Revisado por	Ing. Galo Jarrín
Dibujado por	Ing. Xavier Altamirano
Dibujo No: 2	
Medidas en m.	SIEMENS
ESCALA: 1:70	DEL ECUADOR

PLANO GENERAL

PLANO DE PROYECTO
EQUIPO GAMACAMARA
MODELO ECAM
MARCA SIEMENS

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN

2b. PLANO DE LIMITES DE MOVIMIENTOS DEL EQUIPO



FIRMA Y SELLO DE APROBACION DEL PROYECTO POR EL CLIENTE

FECHA :

Fecha	7 de enero del 2002
Revisado por	Ing. Galo Jarrín
Dibujado por	Ing. Xavier Altamirano

Dibujo No. 3

Medidas en m.

ESCALA: 1:70

SIEMENS DEL ECUADOR

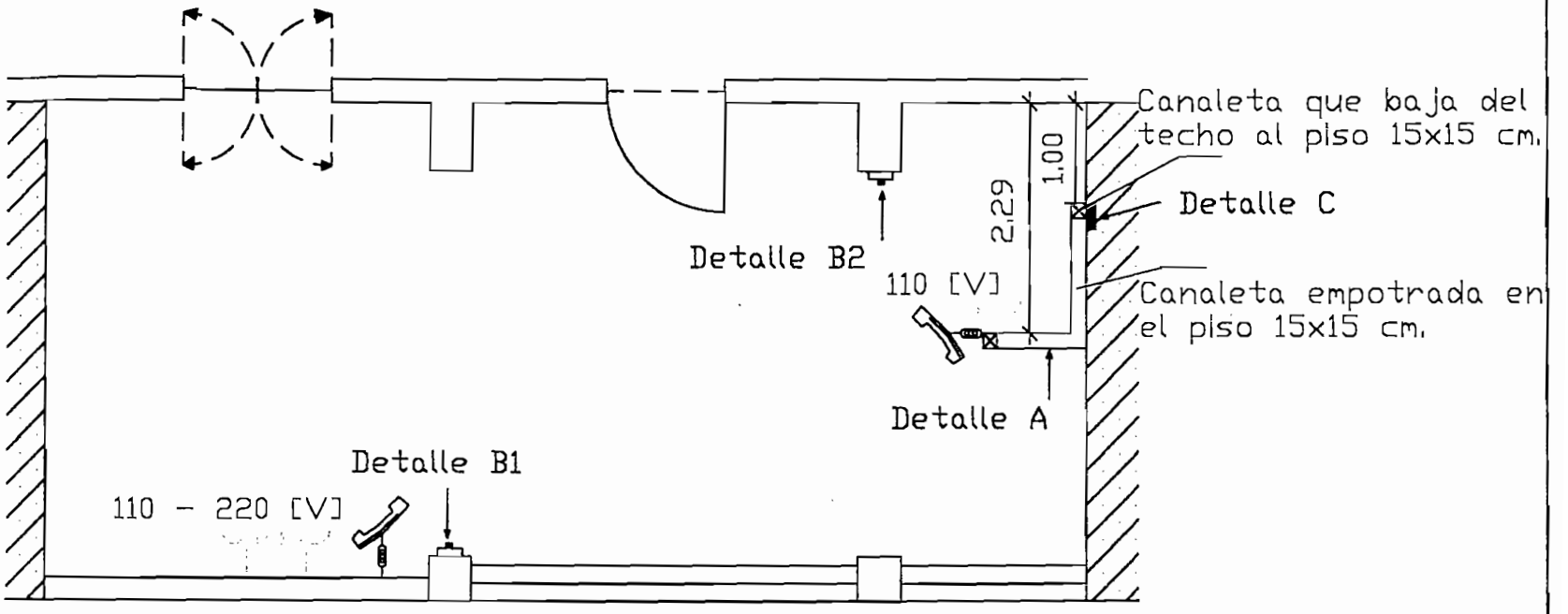
PLANO GENERAL

PLANO DE PROYECTO

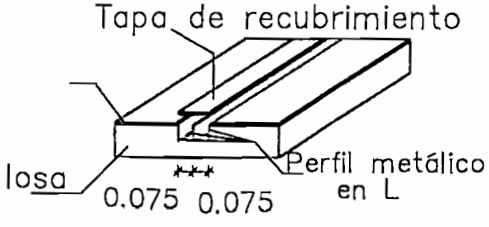
EQUIPO GAMACAMARA
MODELO ECAM
MARCA SIEMENS

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN

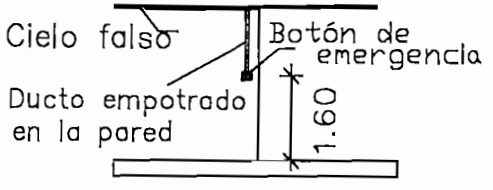
3a. PLANO DE CANALIZACIONES ELECTRICAS (PISO)



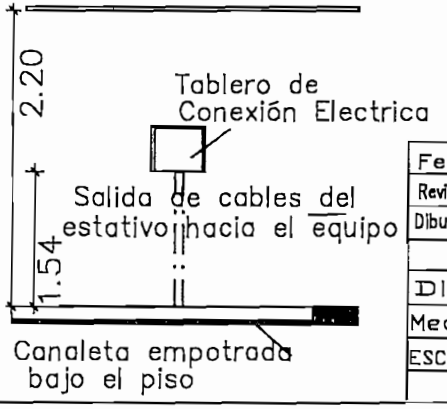
Detalle A



Detalle B1 y B2



Detalle C



FIRMA Y SELLO DE APROBACION DEL PROYECTO POR EL CLIENTE

FECHA :

Fecha	7 de enero del 2002
Revisado por	Ing. Galo Jarrín
Dibujado por	Ing. Xavier Altamirano
Dibujo No. 4	
Medidas en m.	SIEMENS
ESCALA: 1:70	DEL ECUADOR

PLANO GENERAL

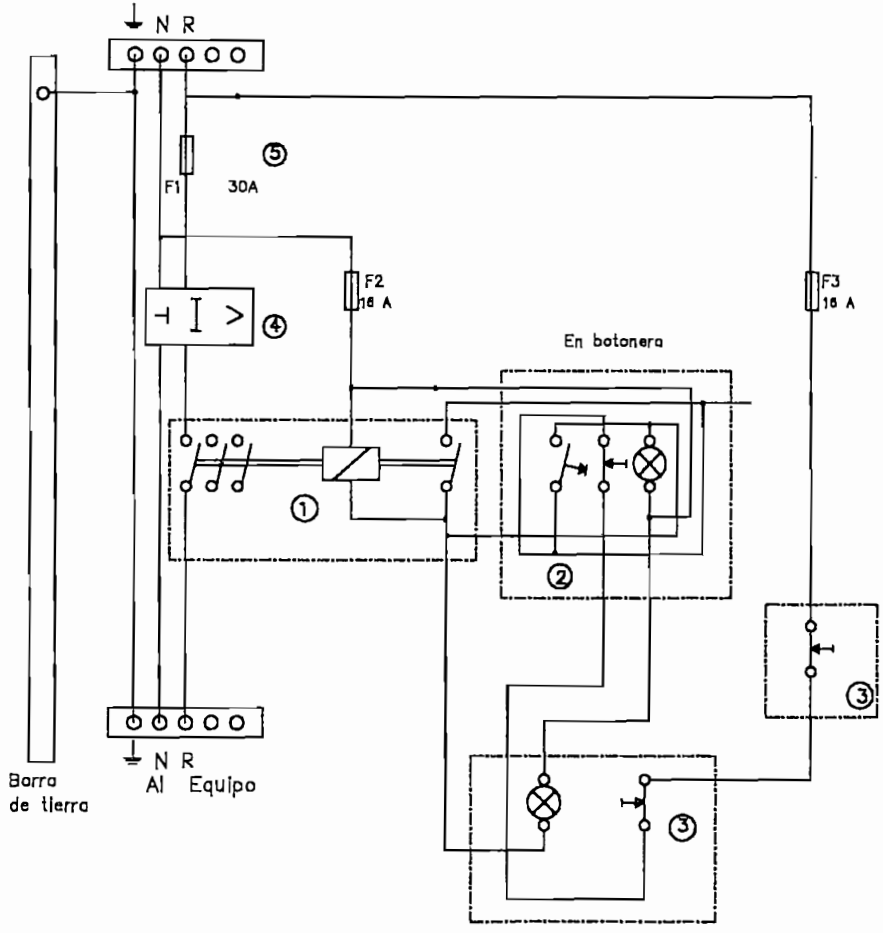
PLANO DE PROYECTO

EQUIPO GAMACAMARA
MODELO ECAM
MARCA SIEMENS

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN

PLANO DE ACOMETIDA ELECTRICA

DIAGRAMA MULTIFILAR DE ACOMETIDA ELECTRICA



ESPECIFICACIONES TECNICAS PARA LA CONEXION DE LA RED EN EL TABLERO DE DISTRIBUCION	
TENSION DE LA RED :	220V ,1 fase mas Neutro y Tierra
FLUCTUACIONES DE RED:	±10% V
FRECUENCIA:	60 Hz
FLUCTUACION DE FRECUENCIA ADMISIBLE:	± 1% Hz
CONSUMO DE POTENCIA:	3 kVA
RESISTENCIA MAXIMA DE RED	0.39 Ohm para 220 V

1 Contactor K1

2 Pulsadores ON / OFF con luz

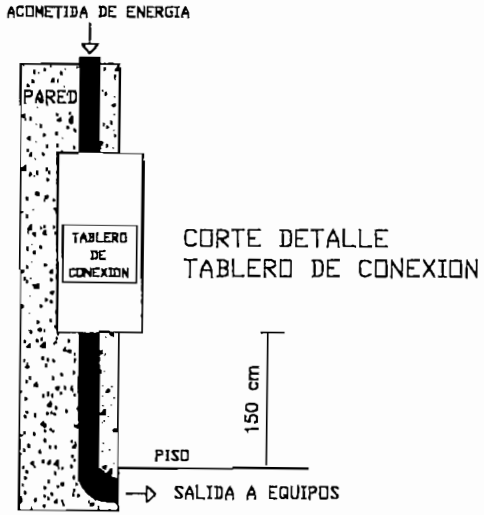
3 Botónes de paro de emergencia (Ubicados en ambiente)

4 Interruptor de Corriente de Fuga 30mA (Recomendado)

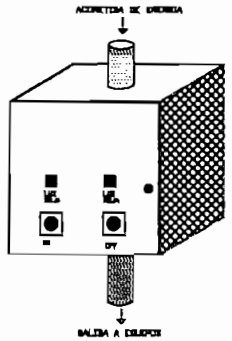
5 F1, F2 y F3 fusibles tipo botella

4b. PLANOS DE ACOMETIDA ELECTRICA

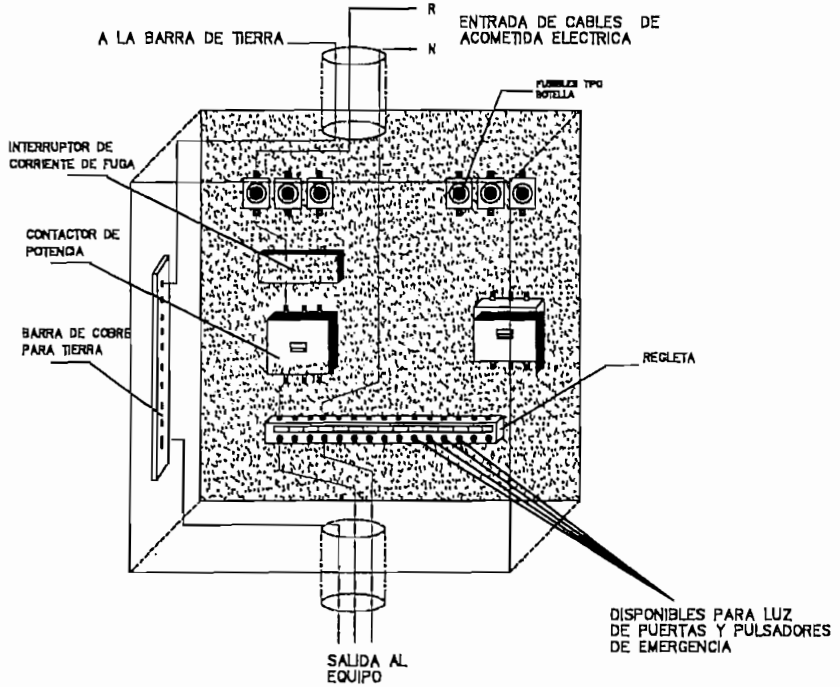
VISTA PERSPECTIVA TABLERO DE ACOMETIDA ELECTRICA



CORTE DETALLE
TABLERO DE CONEXION



VISTA VOLUMETRICA



FIRMA Y SELLO DE APROBACION DEL PROYECTO POR EL CLIENTE

FECHA :

Fecha	7 de enero del 2002
Revisado por	Ing. Galo Jarrín
Dibujado por	Ing. Xavier Altamirano

PLANO GENERAL

Dibujo No. 7

Medidas en cm.

SIEMENS DEL ECUADOR

PLANO DE PROYECTO
EQUIPO GAMACAMARA
MODELO ECAM
MARCA SIEMENS
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN

ANEXO D

INDICES DE EXPOSICIONES A LOS QUE ESTÁ SUJETA LA HUMANIDAD

TIPO DE RADIACION	DOSIS (mrem)
Radiación Cósmica	50
Radiación del sol	47
Radiación de materiales de construcción	3
Radiación del aire	5
Elementos encontrados en tejidos	21
Diagnóstico con rayos X	50
Radioterapia con rayos X y otras fuentes radioemisoras	10
Industria de energía atómica (laboratorios)	0,2
Tubos de TV, residuos radioactivos	2

RIESGOS DURANTE LA GESTACIÓN

FACTOR	FRECUENCIA	EFECTOS
Sarampión	2 en 3	Defectos de corazón, cristalino, músculos, oído interno y dientes
Fumar cigarrillos	-	El peso puede disminuir de 140 a 215 gramos del normal
Fumar menos de 20 cigarrillos por día Fumar más de 20 cigarrillos por día	1 en 5 1 en 3	Muerte del bebé Muerte del bebé
Consumo de alcohol: Dos dosis por día	- -	El peso puede disminuir de 56 a 170 gramos del normal
Dos a cuatro dosis de alcohol por día Cuatro o más dosis de alcohol por día Alcoholismo crónico	1 en 10 1 en 5 1 en 2	Síndrome fetal provocado por el alcohol, es decir deficiencia en el crecimiento, disfunción cerebral, señales faciales características.
Edad de procreación: 20 a 34 años 35 a 39 años 40 a 44 años	1 en 2300 1 en 64 1 en 39	 Síndrome de Down Retardo físico y mental
Consumo de aspirina	1 en 13	Pies curvos
Grandes altitudes: 80 m 1525 m 3200 m	1 en 15 1 en 10 1 en 4	 Peso fetal bajo (alto riesgo de muerte en el parto) Recién nacidos pesan menos de 270 gramos
Radiación:	-	Cáncer en la infancia
1 rem Dosis recibida por causa de una explosión nuclear, en un período de 4 a 13 semanas de gestación con dosis de 15 a más de 100 rads (Hiroshima) Mayor que 150 rads (Nagasaki)	1 en 3333 1 en 4 1 en 4	Leucemia en la fase infantil y muerte antes de los doce años Tamaño disminuido en el diámetro craneano con retardo mental acentuado para dosis arriba de los 25 rads.

EXPECTATIVA DE PERDIDA DE VIDA POR DIVERSOS MOTIVOS

CAUSA	NUMERO DE DIAS
Ser hombre soltero	3500
Hombre fumador	2250
Dolencias cardíacas	2100
Ser mujer soltera	1600
Tener un sobrepeso del 30%	1300
Ser Minero o trabajar en excavaciones	1100
Tener cáncer	980
Tener un sobrepeso del 20%	900
Ser Mujer fumadora	800
Ser pobre	700
Haber sufrido hemorragia cerebral	520
Vivir en condiciones desfavorables	500
Fumar marihuana	330
Tener accidentes en trabajos riesgosos	300
Comer más de 100 cal/día	210
Accidentes con vehículos motorizados	207
Gripes y Neumonías	141
Alcohólico	130
Sufrir accidentes domésticos, padecer diabetes	95
Homicidios	90
Accidentes de trabajo	74
Ahogamientos	41
Trabajador ocupacional con material radiactivo	40
Accidentes con peatones	37
Fuego sufrir quemaduras	27
Trabajar en sistemas de generación de energía	24
Uso ilícito de drogas	19
Envenenamiento (con materiales líquidos o sólidos)	17
Accidentes con armas de fuego	11
Radiación natural	8
Rayos X (aplicados a la medicina)	6
Envenenamiento (con gases)	6
Tomar café	6
Uso de anticonceptivos orales	5
Catástrofes naturales	3.5
Accidentes con reactores	2
Radiación de la industria nuclear	0.02
Pruebas de papanicolao (mujeres)	-4
Uso de sistemas de seguridad en vehículos	-50
Mejoras generales en la seguridad industrial	-110
Masificación de unidades móviles cardio clínicas	-125

El signo – significa un aumento en la expectativa de vida