

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



“INGENIERÍA ELECTRÓNICA APLICADA EN TOMOGRAFÍA”

INFORME DE INGENIERÍA

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO ELECTRÓNICO

PRESENTADO POR:

HÉCTOR ERWIN MONTANO MORI

PROMOCIÓN 1996-I

LIMA – PERU

2001

El presente trabajo esta dedicado a mi esposa y a mi querido hijo Diego Marcelo, quien es el estímulo diario para mi superación; además de un eterno agradecimiento a mi madre por su permanente apoyo.

“INGENIERIA ELECTRÓNICA APLICADA EN TOMOGRAFÍA”

SUMARIO

El autor ha basado el desarrollo de los distintos temas del presente documento, únicamente en la experiencia profesional adquirida en el campo de los equipos médicos y específicamente en el Tomógrafo Helicoidal SIEMENS SOMATON Plus 4

En el presente informe se describe con detalle los principios en que se fundamenta el Tomógrafo Helicoidal Computarizado así como la descripción de sus diferentes sistemas electrónicos. En el equipo médico antes señalado se emplea lo más avanzado en tecnología electrónica y se encuentra instalado en el servicio de Eco-Tomografía del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen de EsSalud.

El mantenimiento, tanto preventivo como correctivo, actualmente se lleva a cabo, por garantía, por personal técnico calificado de la empresa SIEMENS de Perú.

Durante el mantenimiento preventivo se efectúan revisiones de los sistemas principales, tales como el de refrigeración, de anillos deslizantes, temperatura del ambiente, los parámetros del tubo de rayos X y las tablas del sistema. Los mantenimientos correctivos son imprevistos y generalmente toman el tiempo que dura la adquisición de los repuestos; tales como tarjetas electrónicas, cables de alta tensión o tubo de rayos X.

ÍNDICE

	Página
PRÓLOGO	10
CAPÍTULO I	
TEORÍA Y PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	14
1.1 Inconvenientes presentados en las técnicas de diagnóstico por rayos X	14
1.2 La Tomografía como solución a problemas de diagnóstico	18
1.3 La Tomografía Computarizada	21
1.3.1 Concepto de voxel	25
1.3.2 Relación entre voxel y pixel	28
1.3.3 Ley de atenuación para rayos X	28
1.3.4 Coeficiente de atenuación de cada voxel individual	31
1.3.5 Hounsfield Units	36
1.3.6 Consideraciones previas a la elaboración de la imagen	38
1.3.7 Reconstrucción de la imagen	52

CAPÍTULO II**EVOLUCIÓN DE GENERACIONES EN TECNOLOGÍA DE TOMÓGRAFOS 70**

- 2.1 Tomógrafo de primera generación 70
- 2.2 Tomógrafo de segunda generación 73
- 2.3 Tomógrafo de tercera generación 75
- 2.4 Tomógrafo de cuarta generación 78

CAPÍTULO III**TOMÓGRAFO HELICOIDAL COMPUTARIZADO 81****SOMATON Plus 4 DE SIEMENS**

- 3.1 Diagrama de bloques 81
- 3.2 Componentes del SOMATON Plus 4 81
 - 3.2.1 La HOST/Console 83
 - 3.2.2 El sistema de control 83
 - 3.2.3 El SMI 84
- 3.3 Gantry Estacionario 86
- 3.4 PHS, Patient Handling System 86
- 3.5 Generador 87
- 3.6 Gantry Rotante 87
- 3.7 HOST/Console 88
- 3.8 SMI, Siemens Medical Imager 88
- 3.9 WCS, Water Cooling System 88
- 3.10 PDS, Power Distribution System 89

CAPÍTULO IV

FUNCIONAMIENTO DE LOS SISTEMAS Y MANTENIMIENTO	90
DEL SOMATON Plus 4	
4.1 El HOST y la Consola	90
4.2 Computador del sistema	92
4.3 Almacenamiento de imagen	92
4.4 Archivo de imágenes	92
4.5 Funciones de audio	93
4.6 Sistema operativo del computador	93
4.7 Especificaciones del equipo	95
4.8 Grupos funcionales del Gantry Estacionario	96
4.8.1 El MCU, Master Control Unit	96
4.8.2 El RTC, Rotating and Tilt Controller	96
4.8.3 El GPC, Gantry Panel Control	98
4.8.4 Sistema de enfriamiento del Gantry	98
4.8.5 Señales del Gantry	98
4.8.6 Características mecánicas del Gantry Estacionario	98
4.8.7 Control de rotación	99
4.8.8 Enfriamiento	99
4.9 Grupos funcionales del Gantry Rotante	99
4.9.1 El RAC, Rotating Anode Circuit	100
4.9.2 El FIL, Filament Circuit	100
4.9.3 El DLP	100
4.9.4 El ZCO	101

4.9.5	Especificaciones del Gantry Rotante	101
4.10	Grupos funcionales del Generador	103
4.10.1	Generador de alto voltaje	103
4.10.2	Gantry Rotante XRS, X-Ray System	103
4.10.3	Especificaciones técnicas del Generador	104
4.11	El DMS, Data Measurement System	104
4.11.1	El DAS, Data Acquisition System	106
4.11.2	El ACU_1, Acquisition Unit 1	106
4.11.3	El ACU_2, Acquisition Unit 2	107
4.11.4	Especificaciones del DAS	107
4.12	El SMI, Siemens Medical Imager	109
4.12.1	El SIAN-C	109
4.12.2	El IMA-ML	109
4.12.3	Maxicam SUM	110
4.12.4	BP-4	110
4.12.5	AP-D	110
4.12.6	MAP-4	110
4.12.7	RPP	110
4.12.8	REC	110
4.12.9	EOS	111
4.12.10	Camera converter	111
4.12.11	Especificaciones del SMI	111
4.13	EL PHS, Patient Handling System	113
4.13.1	El PTV	113

4.13.2	El PTH	113
4.13.3	Especificaciones del PHS	114
4.14	El sistema de enfriamiento general	116
4.14.1	Circuito de enfriamiento	116
4.14.1.1	HOST/SMI/Generator circuit	116
4.14.1.2	Gantry circuit	116
4.14.2	El WCS, Water Cooling System	117
4.14.3	El Dehumidifier	117
4.14.4	Especificaciones del enfriador	117
4.15	El PDS, Power Distribution System	118
4.15.1	El Power Control	118
4.15.2	Especificaciones del PDS	120
4.16	Mantenimiento del SOMATON Plus 4	120
CAPÍTULO V		
ENSAMBLE Y CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL TUBO DE RAYOS X		123
5.1	Ensamble del tubo de rayos X	123
5.2	Características técnicas	123
EVALUACIÓN ECONÓMICA		124
CONCLUSIONES		126
APÉNDICE A		
ULTRA FAST CERAMIC (UFC)		128

APÉNDICE B

UBICACIÓN FÍSICA DEL AMBIENTE DE TOMOGRAFÍA EN ELHNGAI-EsSalud	129
---	-----

APÉNDICE C

SIGNIFICADO DE LOS ACRÓNIMOS Y LOS VOCABLOS EN IDIOMA INGLÉS	131
BIBLIOGRAFÍA	143

PRÓLOGO

El objetivo del presente trabajo es la de dar a conocer los elementos y procedimientos necesarios para el desarrollo de las distintas actividades de mantenimiento que tienen lugar en los centros de salud de EsSalud; principalmente en el Hospital Guillermo Almenara. Asimismo exponer en forma resumida y sencilla el principio en que se fundamenta la Tomografía Computarizada y fundamentalmente la explicación de funcionamiento de los diferentes sistemas en cual esta basado el Tomógrafo Helicoidal Computarizado SIEMENS SOMATON Plus4; finalmente detallar las consideraciones y procedimientos para el mantenimiento.

Asimismo, se trata de lograr exponer en forma clara, sencilla y resumida los fundamentos y funcionamiento de un equipo electrónico sumamente complejo, como lo es el Tomógrafo Helicoidal Computarizado de Tercera Generación.

El presente trabajo se caracteriza principalmente por poseer un alto contenido de información gráfica relacionada con la teoría y fundamentos de la Tomografía Computarizada, así como de los diagramas de bloques de los distintos sistemas que conforman el equipo y fundamentalmente por estar únicamente relacionada con la tecnología desarrollada por SIEMENS y aplicada al equipo biomédico Tomógrafo Helicoidal Computarizado

SOMATON Plus 4.

Los equipos biomédicos son generalmente electrónicos en la mayoría de sus partes, que están estrechamente relacionados entre los profesionales de la salud y el paciente; los mismos que son empleados para diagnóstico, intervención y tratamiento por las distintas especialidades médicas, según sea el caso.

El área de Mantenimiento con el que cuentan los diferentes establecimientos de salud del Seguro Social de Salud, está constituido por personal encargado de supervisar y controlar las diferentes actividades de mantenimiento, tanto preventivo como correctivo; las mismas que son llevadas a cabo por el personal técnico de las distintas empresas de servicios contratadas para tal fin; asimismo se encargan de la planificación de los programas de mantenimiento de los equipos y sistemas de los distintos centros de salud, además de efectuar las gestiones necesarias para la adquisición de insumos y repuestos; para lo cual se deben de proporcionar las especificaciones y características técnicas adecuadas. Otra de las actividades desarrolladas es el de evaluar las especificaciones técnicas de los bienes, servicios y equipos adquiridos. Asimismo, EsSalud brinda permanente capacitación en nuevas técnicas de gestión del mantenimiento hospitalario con el fin de mejorar cada día los estándares de los índices de mantenimiento, así como también la participación en la capacitación técnica en mantenimiento tanto preventivo como correctivo de los distintos equipos adquiridos a nivel nacional por dicha institución.

Las funciones del personal de la Oficina de Mantenimiento y Servicios Generales del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen, en la cual labora el suscrito, se encuentra enmarcado en lo anteriormente señalado y puntualmente en lo que se refiere al Equipamiento Biomédico.

El área de Mantenimiento de EsSalud emplea diferentes instrumentos para llevar a cabo la gestión; dentro de ellos se pueden citar a los siguientes:

- Orden de Trabajo de Mantenimiento (OTM).- Documento utilizado para generar el inicio de una actividad de mantenimiento; en el cual se registran los datos del equipo, ubicación del mismo, actividad desarrollada y costos, tanto de la mano de obra como de los insumos y repuestos utilizados.

- Software (PECOMAN 99).- Programa de computadora que se emplea para registrar los Programas de Mantenimiento, el inventario general de equipos y sistemas del Hospital, las OTM's generadas, los Registros Históricos y las Fichas Técnicas; asimismo éste programa puede emitir reportes consolidados de Generación de OTM's del mes, utilización de repuestos, inventario de cobertura, estado del equipamiento e índices de disponibilidad del mes.

- Catálogo de Bienes.- Programa de computadora que permite seleccionar el nombre y código del bien adecuados para la elaboración de la respectiva solicitud de compra.

- Solicitud de Compra.- Documento que permite canalizar la compra de Bienes como de Servicios, a la misma que se adjunta el informe técnico y las especificaciones técnicas correspondientes.

- Reportes de ejecución de actividades diarias.- Documento en el cual son registradas las diversas actividades de mantenimiento efectuadas por el personal encargado.

- Informes Mensuales.- Es la documentación elaborada y presentada por las empresas de servicios durante los tres primeros días útiles del mes siguiente al evaluado.

- Informe de Conformidad.- Documento elaborado por la supervisión de mantenimiento, luego de haber evaluado el informe mensual de las empresas de servicio, con el fin de que se pueda iniciar el trámite de pago correspondiente.

CAPÍTULO I

TEORÍA Y PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

1.1 Inconvenientes presentados en las técnicas de diagnóstico por rayos X

En el diagnóstico convencional por rayos X se tiene una radiación que incide en el objeto con intensidad I_0 . En el objeto, los rayos X son atenuados; ésta atenuación corresponde a una densidad específica de los órganos. Los rayos X atenuados con intensidad I generan una gama de absorciones detrás del paciente, las mismas que son convertidas en distintos tonos de grises en la película; Fig. N°1.

Es así que las estructuras en las diferentes profundidades del cuerpo son impresas en un mismo plano y la superposición de las sombras proyectadas producen una sumatoria de imágenes, no quedando claro el estado de su densidad y su tamaño en la dirección de la proyección en la cual fue realizada; Fig. N°2.

Los objetos de tamaño pequeño y gran densidad pueden causar la misma opacidad como objetos de gran tamaño en la dirección de la radiación pero de más baja densidad; Fig. N°2.

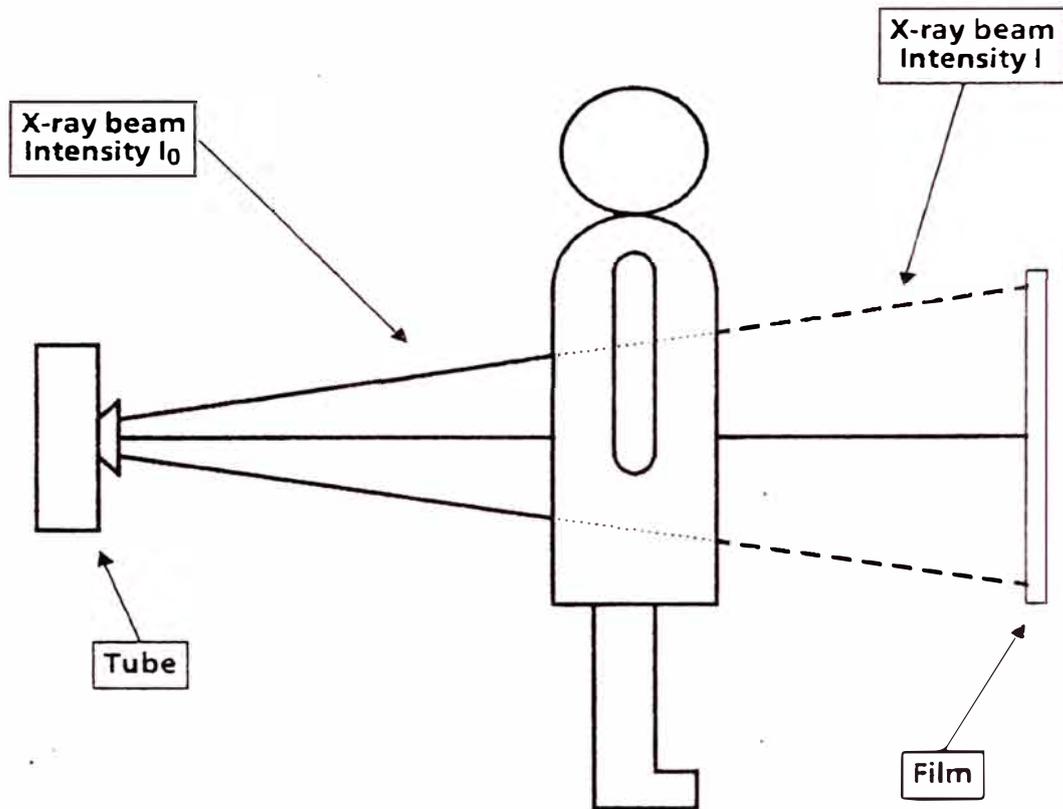


Fig. N°1

Atenuación de la intensidad de los rayos X; figura tomada del juego de manuales de servicio técnico del tomógrafo computarizado SOMATOM

Plus 4 de SIEMENS, principios de tomografía

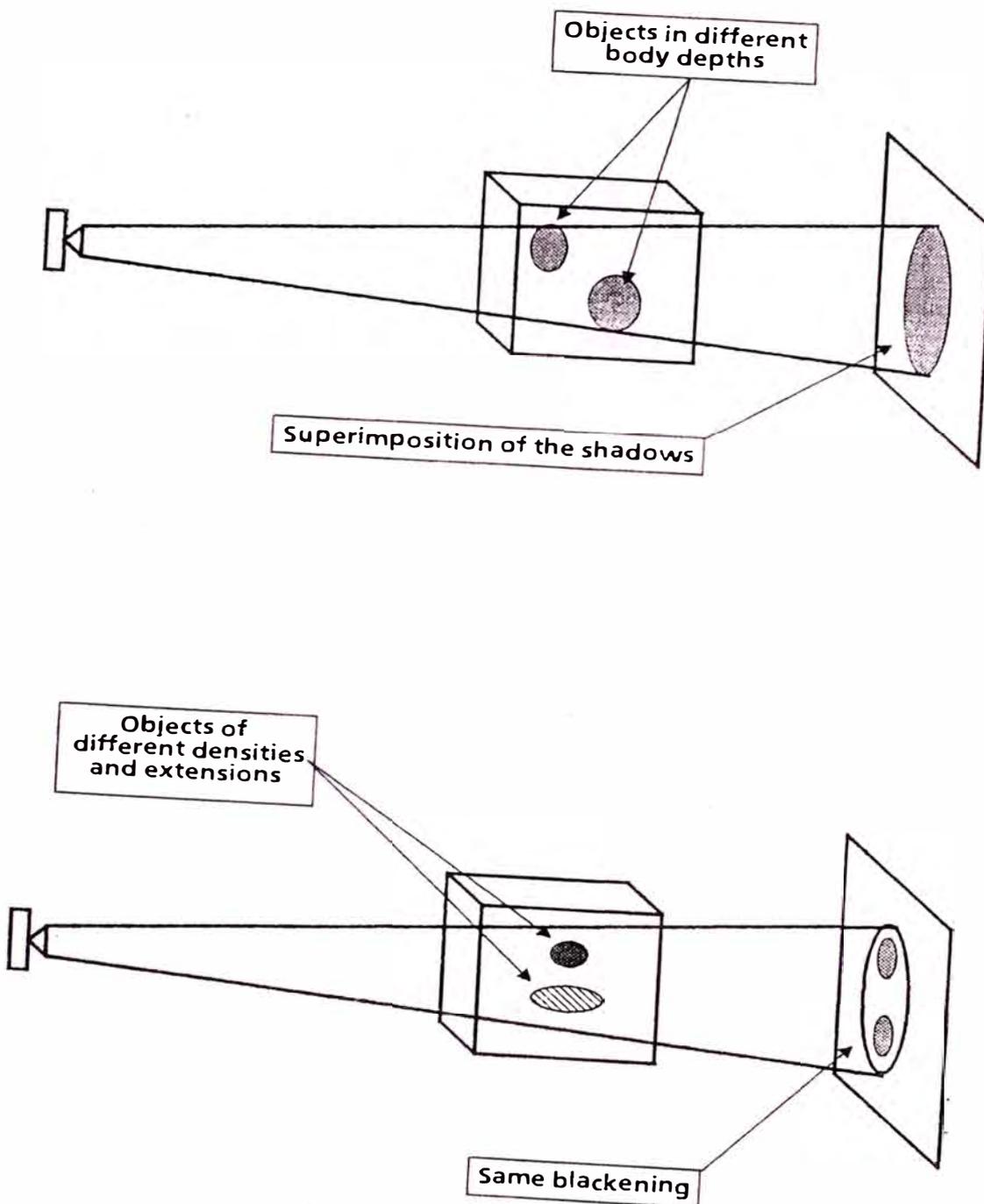


Fig. N°2

Superposición de proyecciones y proyecciones similares de objetos diferentes

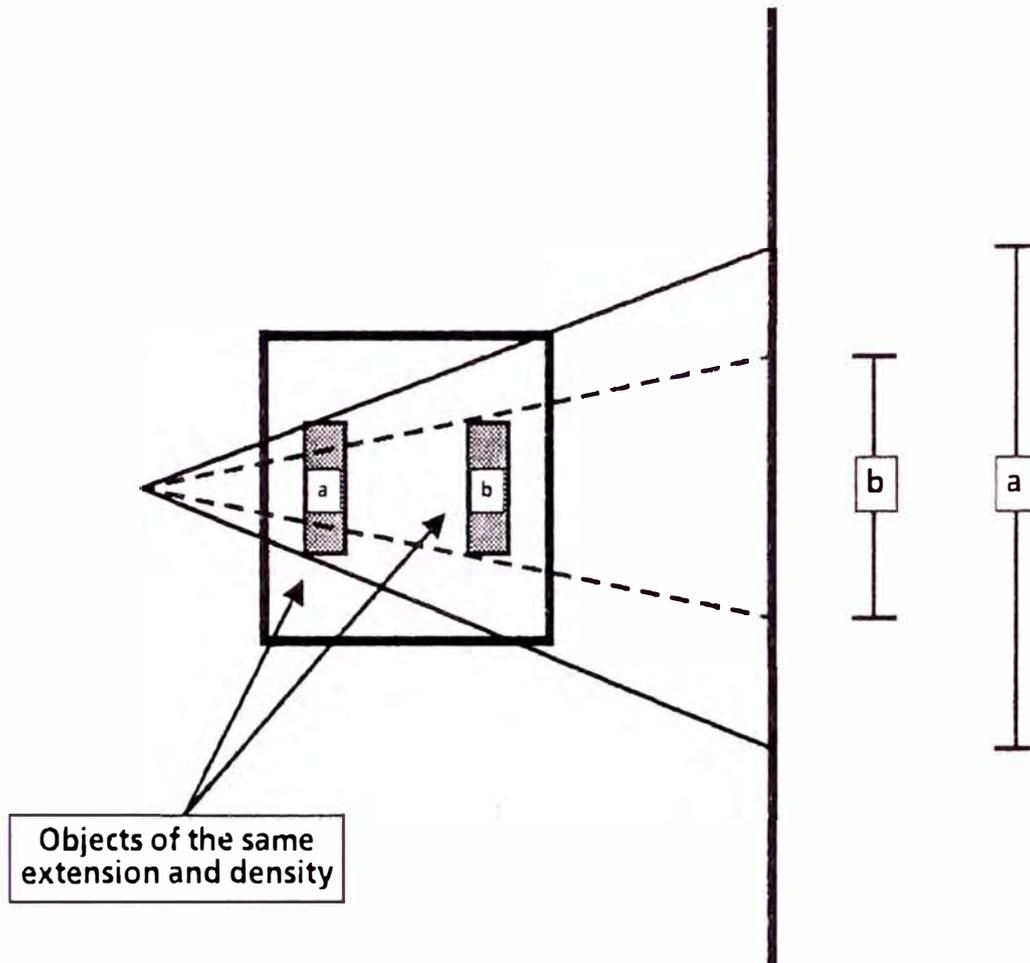


Fig. N°3

Objetos de tamaños similares proyectan sombras de diferentes escalas

Asimismo para una proyección central con objetos situados en el foco del tubo y otros situados en diferentes profundidades del cuerpo proyectan imágenes en diferentes escalas; Fig. N°3 y Fig. N°4.

Con el objeto de hacer posible la reproducción de imágenes de materiales de diferentes densidades se recurre a la variación de la aceleración del voltaje así como de la potencia de salida usada.

En consecuencia para obtener diferentes absorciones usuales con objetos de baja densidad, se usan bajos niveles de alto voltaje (radiación suave)

Para objetos de alta densidad (por ejemplo huesos) se requieren grandes niveles de alto voltaje, de tal modo que los rayos X puedan penetrar (radiación dura). Esto representa una gran dificultad en el modo de diagnóstico por rayos X cuando un material blando se encuentra recubierto por hueso (cerebro) y necesita ser examinado.

1.2 La Tomografía como solución a problemas de diagnóstico

El método para resolver alguno de los problemas de diagnóstico fue la tomografía, la cual fue desarrollado para reducir especialmente la superposición de sombras en la imagen producida por los rayos X.

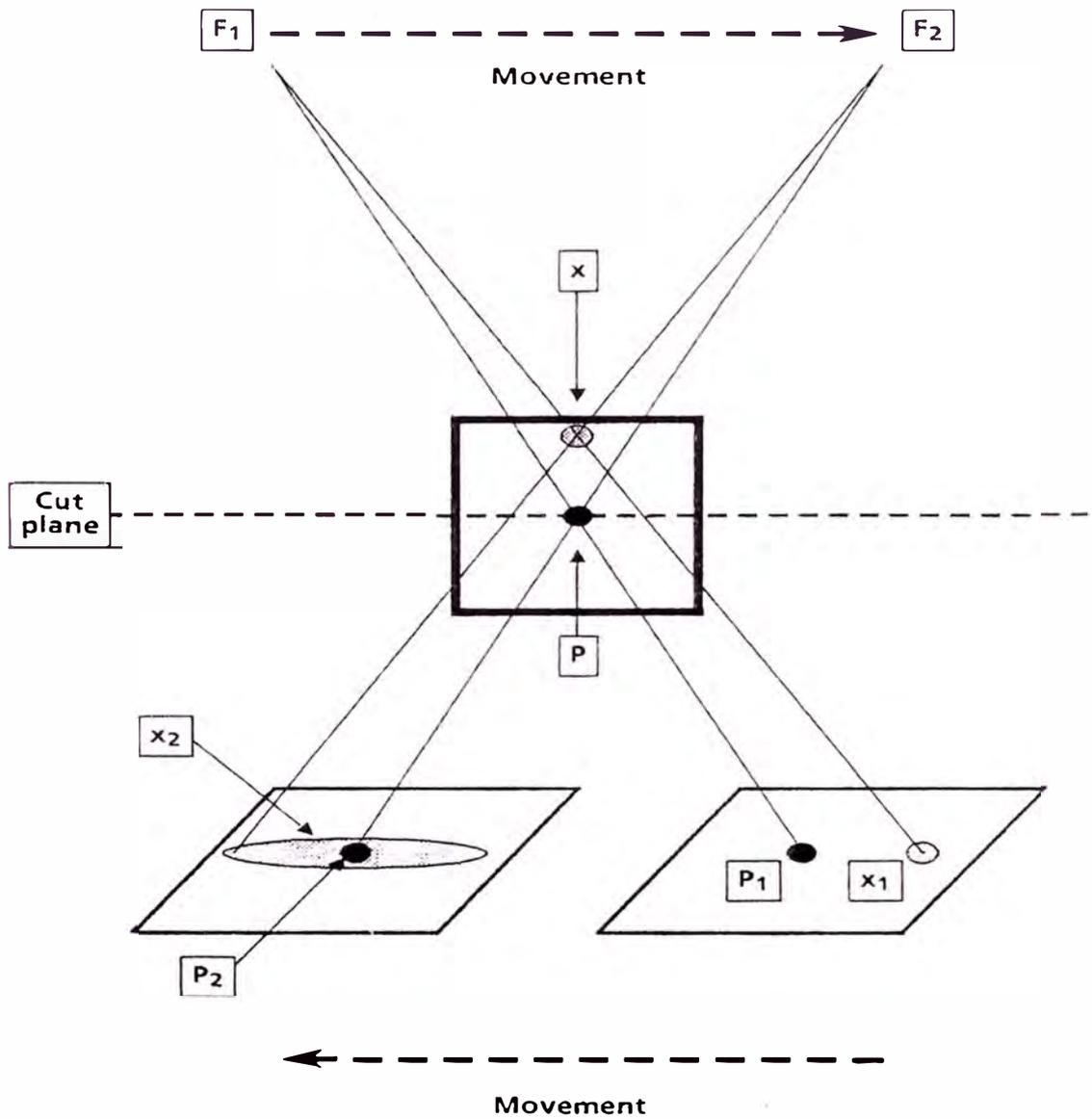


Fig. N°4

Proyección de objetos situados a diferentes distancias del foco

Es así que para vencer los problemas en el diagnóstico por rayos X, descritos en el punto 1.1, se ha desarrollado un nuevo procedimiento de diagnóstico por imágenes; la **tomografía computarizada**; Fig. N°5.

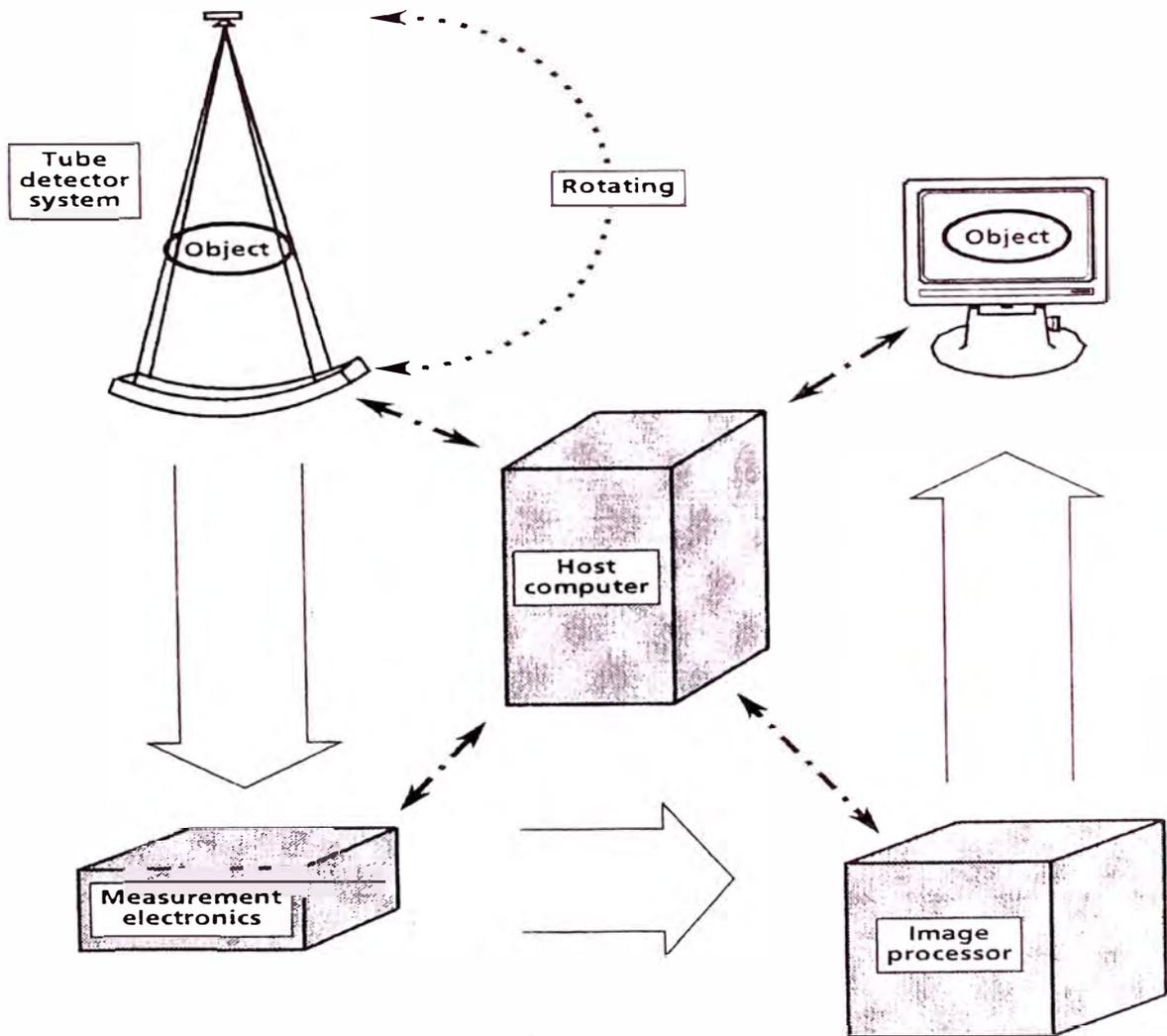


Fig. N°5

Organización de un equipo de tomografía computarizada

1.3 La Tomografía Computarizada

En la Tomografía Computarizada (TC) las imágenes no son obtenidas directamente, por lo que primero deberán ser calculadas y procesadas por una computadora principal.

La TC fue introducida por Hounsfield y Ambrose por primera vez en aplicación clínica en el año de 1972. Sin embargo, el principio ya había sido descrito en 1963/64 por A.M. Cormack y en 1917 Radon indicaba ya la solución matemática al problema.

Una unidad de TC consiste de un sistema de tubo-detector en el Gantry rotante, **1. Step**. En el centro de rotación se coloca el objeto a ser examinado. El tubo genera un haz de rayos X, el cual tiene la forma de un abanico, por consiguiente es llamado "haz en abanico". En el lado del tubo hay algunos elementos detectores para medir la radiación sin atenuación.

El detector en si consiste de 512 elementos detectores, **2. Step**, los cuales registran la atenuación del haz en abanico después de penetrar el objeto. Por un sistema de medición electrónica se convierte la señal analógica del detector en datos digitales, los cuales son enviados a un procesador de imágenes.

El cálculo de la imagen es realizado en el procesador de las imágenes, **3. Step**; luego la imagen final del objeto es mostrada en la pantalla del monitor, **4. Step**; Fig. N°6.

El control y monitorización de todos los componentes además de la ejecución de los diferentes procesos es efectuado por el computador central.

En la TC siempre se mide el contorno de un cuerpo en especial. Para la medición, el sistema tubo detector giran completamente alrededor del campo de medición. Durante esta rotación el tubo de rayos X genera entre 240 y 1440 pulsos de rayos X.

Es preciso ahora introducir un término especial en TC, la "**proyección**". La proyección es una secuencia, la cual consiste de diferentes pasos:

- Generación de un pulso de rayos X en el tubo.
- Detección de éste pulso de rayos X por los 512 elementos detectores, los cuales generan 512 señales.
- Medición de la señal analógica del detector y conversión en datos digitales.
- Transmisión al procesador de imágenes.
- Cálculo de una imagen a partir de éstos datos en el procesador de imágenes.

Esta secuencia es llamada una **proyección** y es llevado a cabo en **cada** pulso; Fig. N°7.

El tubo genera entre 240 y 1440 pulsos, por consiguiente se generarán entre 240 y 1440 proyecciones. Cada proyección mide una intensidad del perfil de contorno. La suma de todas las proyecciones se llama "scan" y genera la imagen final.

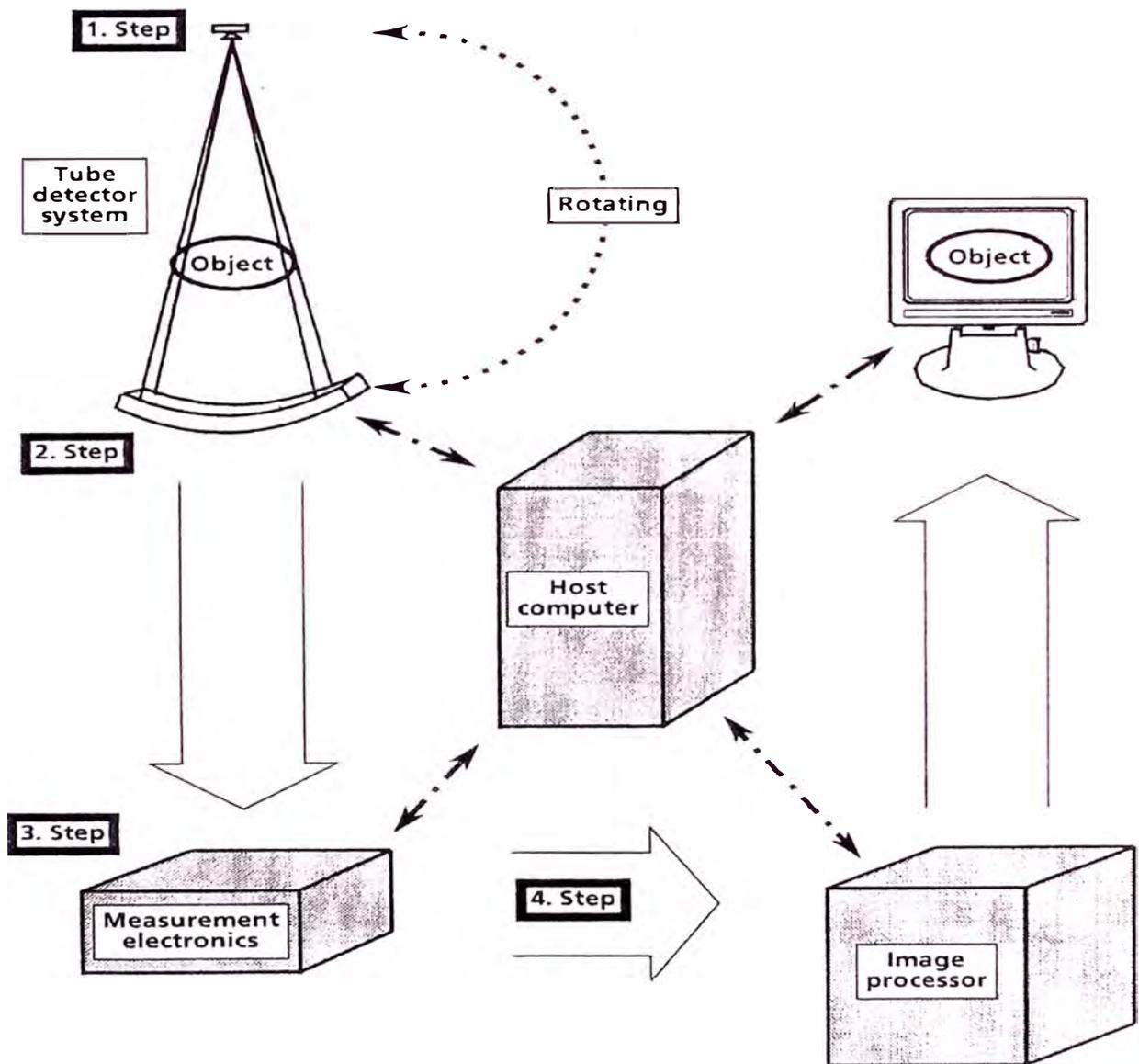


Fig. N°6

Representación de los diferentes pasos en tomografía computarizada

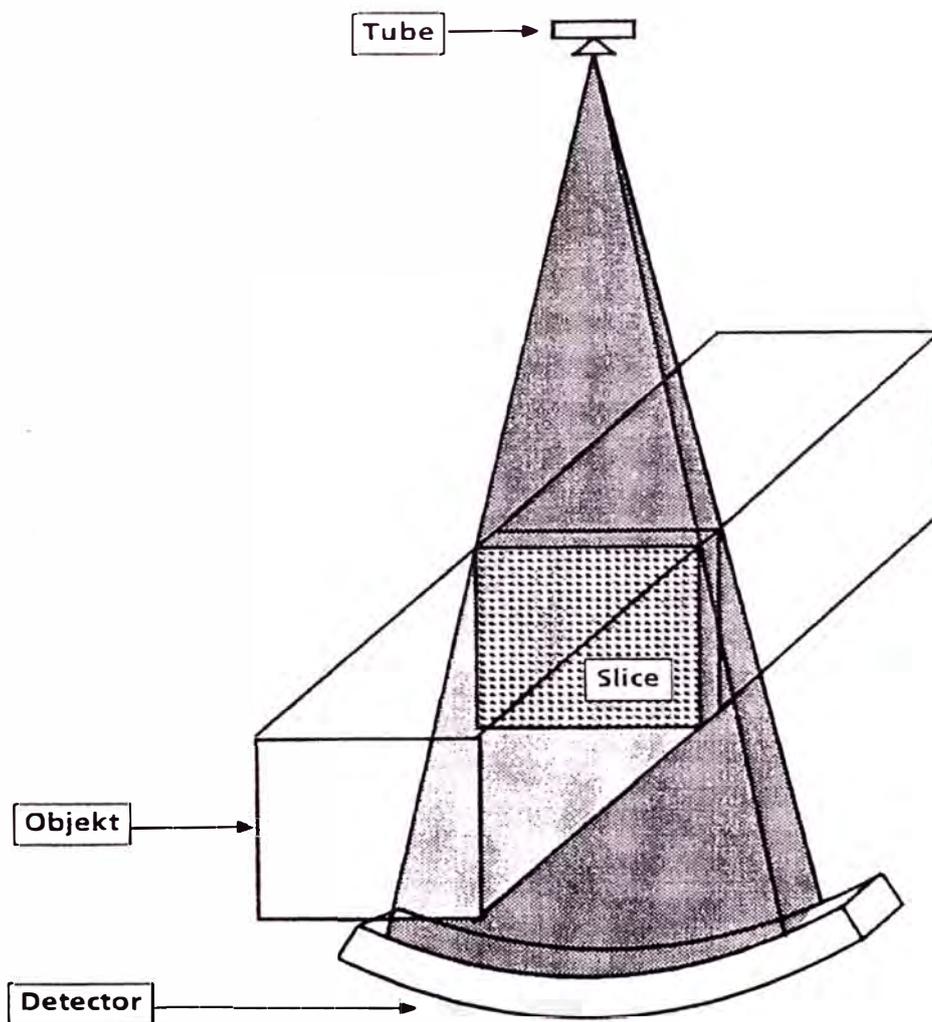


Fig. N°7

Representación de una proyección en tomografía computarizada

1.3.1 Concepto de voxel

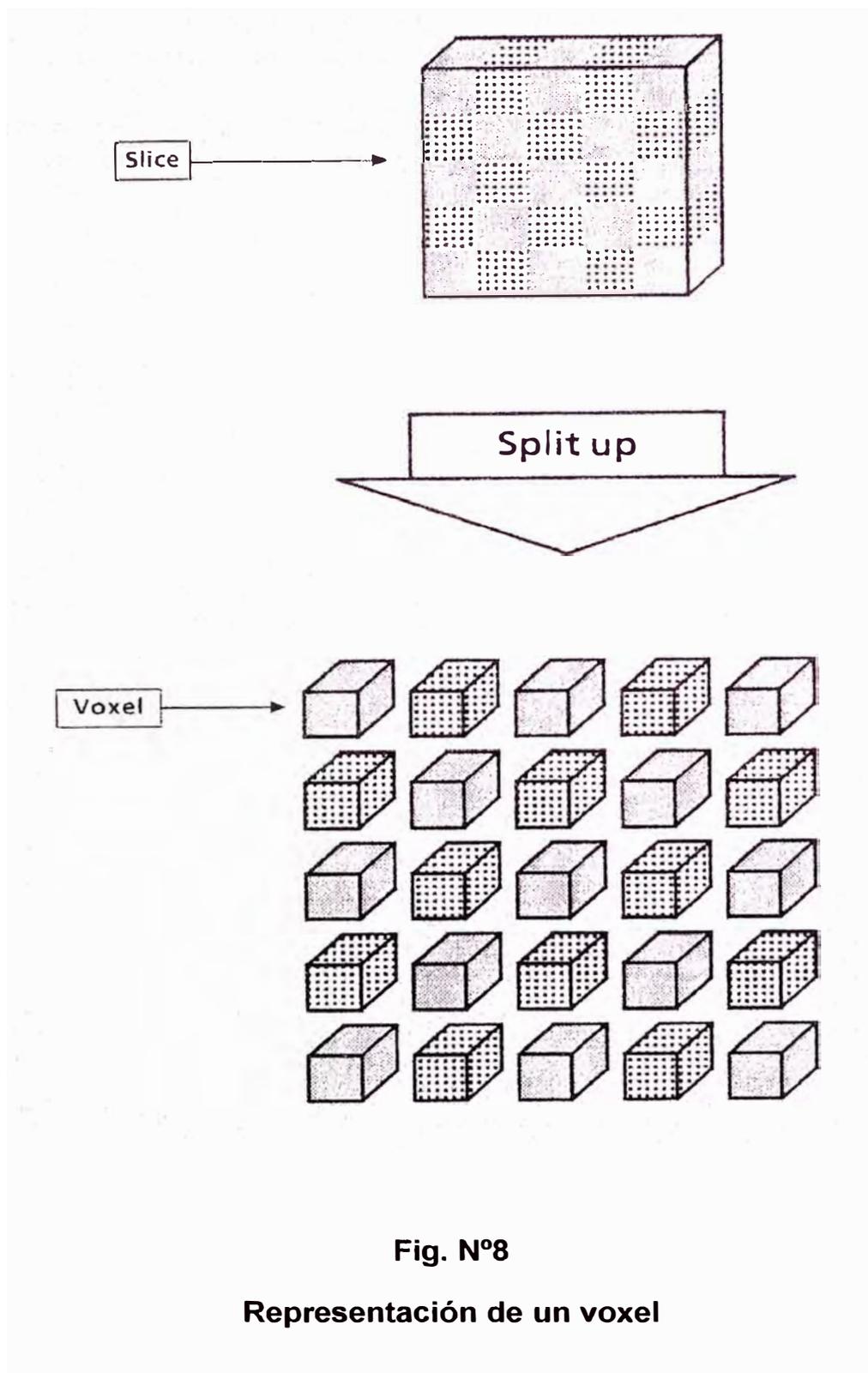
Cada proyección siempre es un corte a través del objeto que está siendo examinado; con un corte de espesor previamente definido. El espesor del corte depende de los parámetros del scan.

El corte consiste de sustancias heterogéneas de donde muchos elementos individuales tienen características homogéneas.

En el siguiente ejemplo la sustancia heterogénea es simbolizada por un cuadrado y consiste de 2 sustancias diferentes, simbolizadas por diferentes casillas. El corte, el cual se llama escaneado en TC, es dividido en elementos de volúmenes iguales. Los elementos de volumen son llamados "**voxels**".

La razón de la división, es la de sustituir un corte, el cual consiste de una sustancia heterogénea por muchos elementos individuales que tengan características homogéneas, el voxel; Fig. N°8

El elemento mas pequeño tal como un voxel individual es lo más preciso para ser asumido que es homogéneo. De modo que en la práctica, con sistemas de CT, un objeto medido es dividido en 256x256 voxels y ahora hablamos de una matriz de voxels; Fig. N°9.



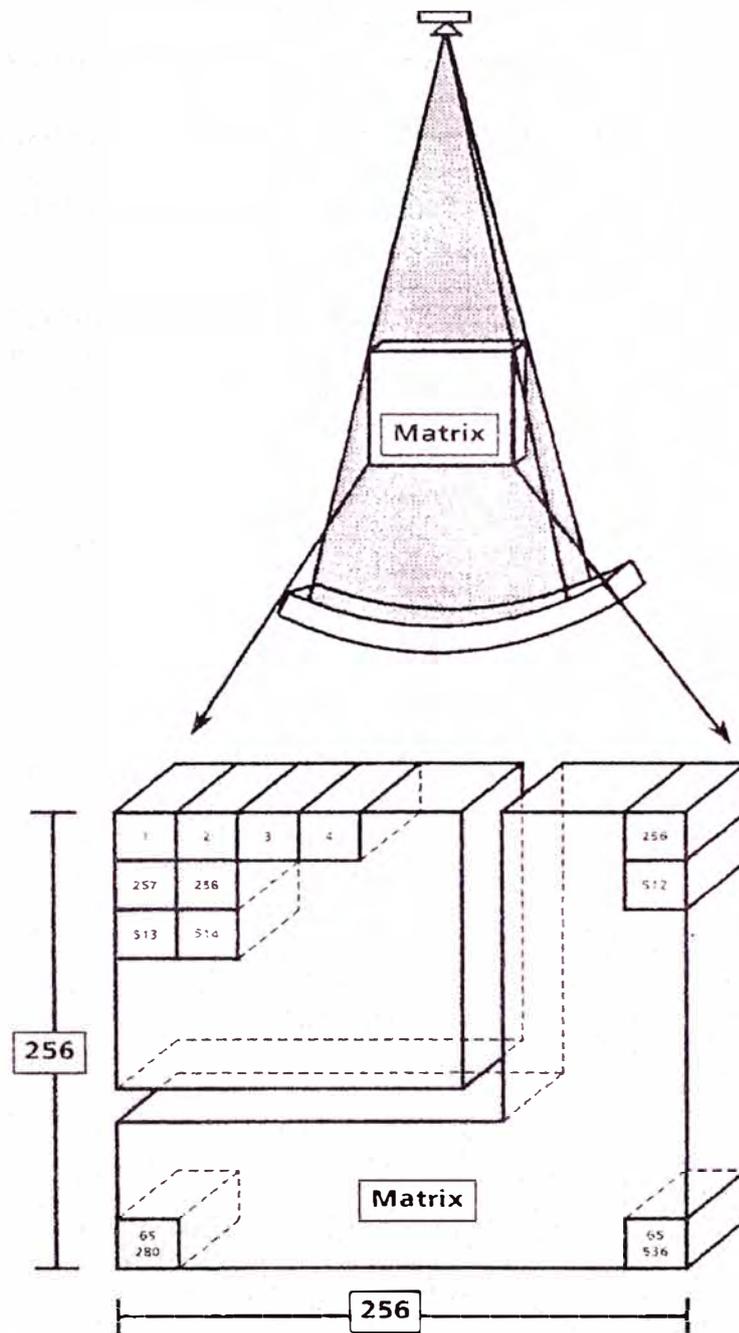


Fig. N°9

Representación de una matriz de voxels

1.3.2 Relación entre voxel y pixel

Cada voxel corresponde a un punto de imagen en la matriz de imagen, la cual es mostrada en la pantalla del monitor. Un punto de imagen de ésta matriz es llamada **pixel**; Fig. N°10.

1.3.3 Ley de atenuación para rayos X

Un voxel es un cuerpo homogéneo, de modo que es posible usar la ley de atenuación para rayos X; Fig. N°11:

$$I = I_0 * e^{-\mu d}$$

I = Radiación detectada

I_0 = Radiación no atenuada

μ = Coeficiente de atenuación

d = Espesor del objeto con un coeficiente de atenuación μ

Esta ecuación puede ser transformada de acuerdo a la magnitud de μ .

El coeficiente de atenuación μ de un voxel es:

$$\mu = 1/d * \ln(I_0/I)$$

El coeficiente de atenuación μ de cada voxel individual es medido por el TC y mostrado correctamente posicionado, como pixel, en la imagen mostrada.

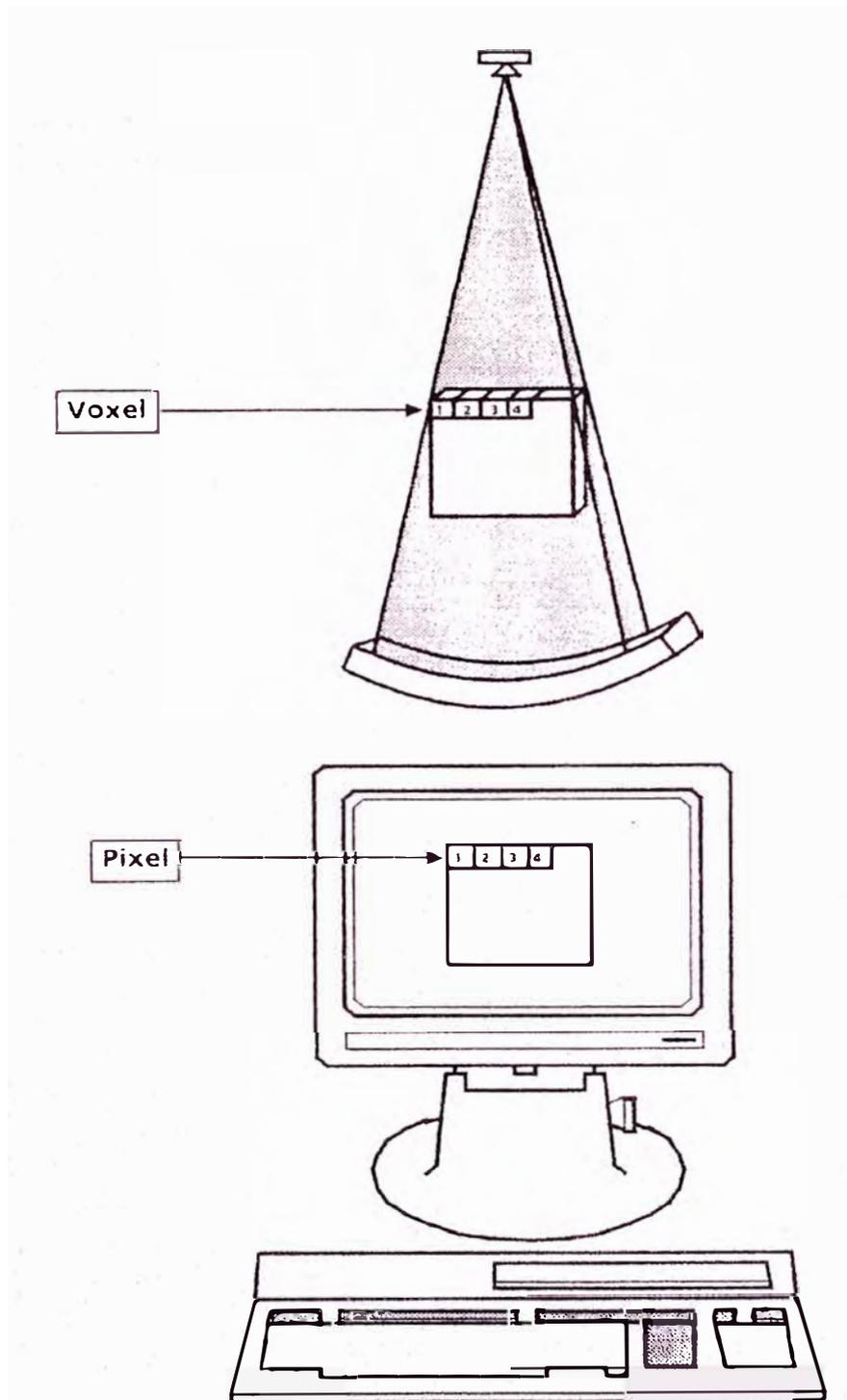


Fig. N°10

Relación entre voxel y pixel

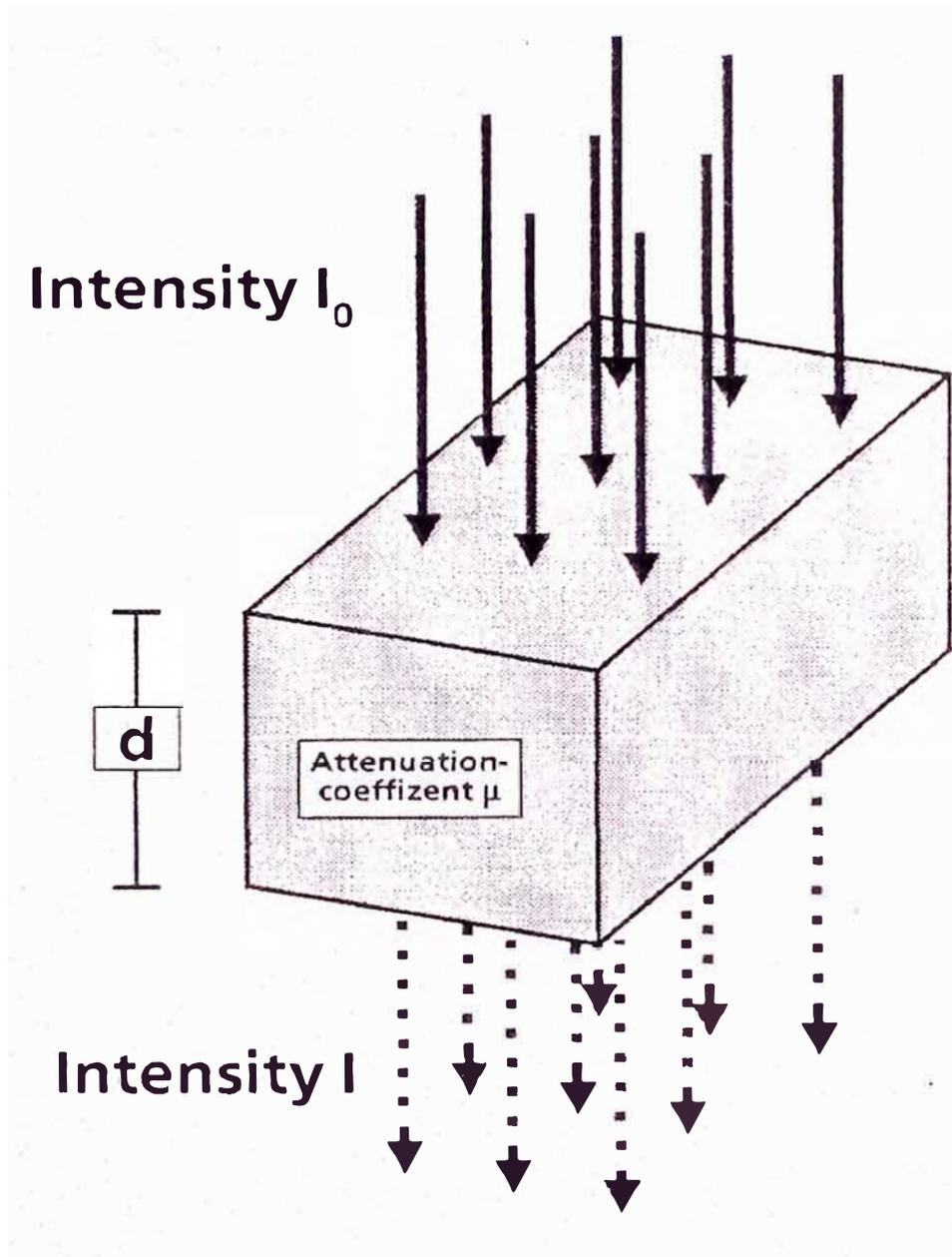


Fig. N°11

Ley de atenuación de rayos X

1.3.4 Coeficiente de atenuación de cada voxel individual

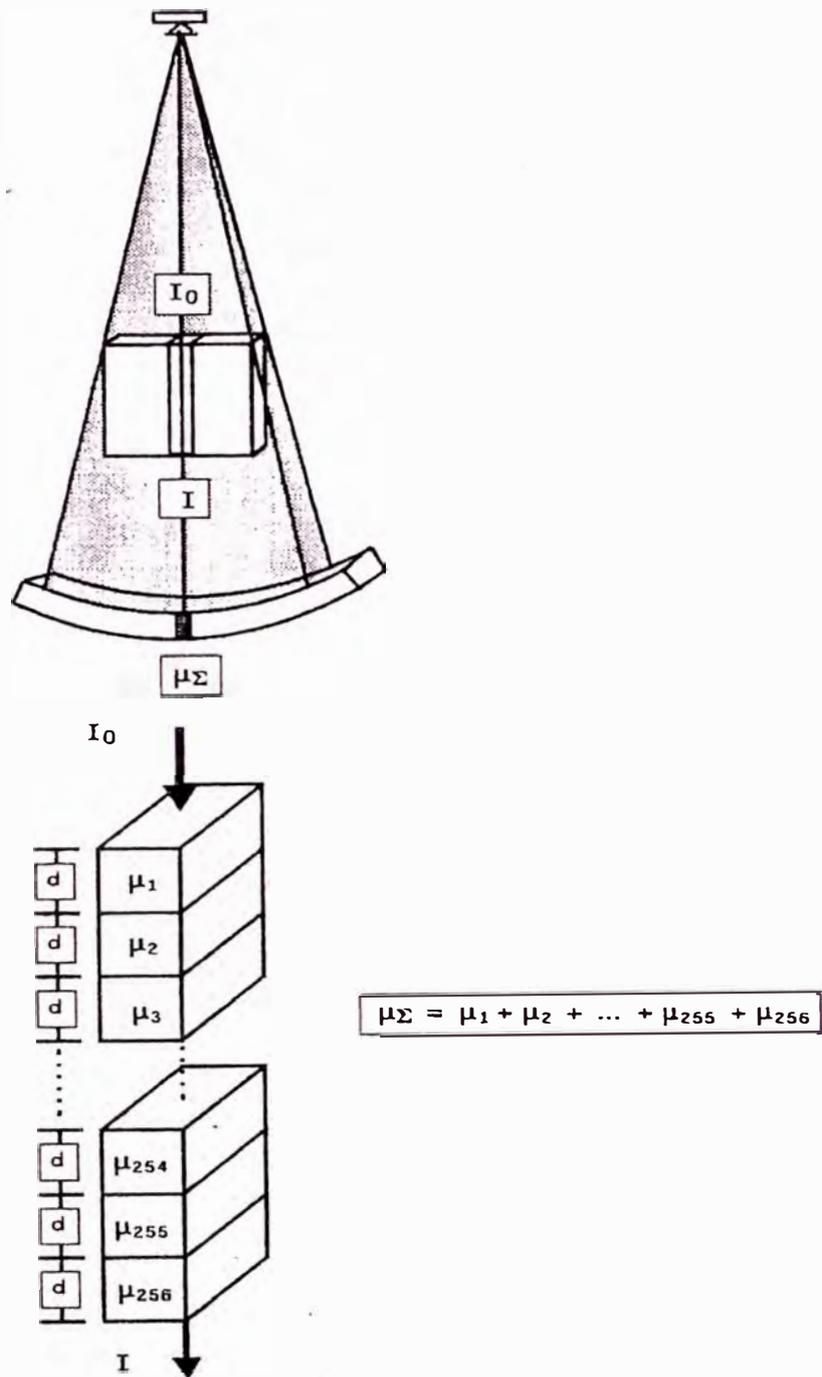
En TC no es posible conseguir el coeficiente de atenuación de cada voxel individual por significar un proceso de medición. Siempre se consigue la sumatoria de varios coeficientes de atenuación.

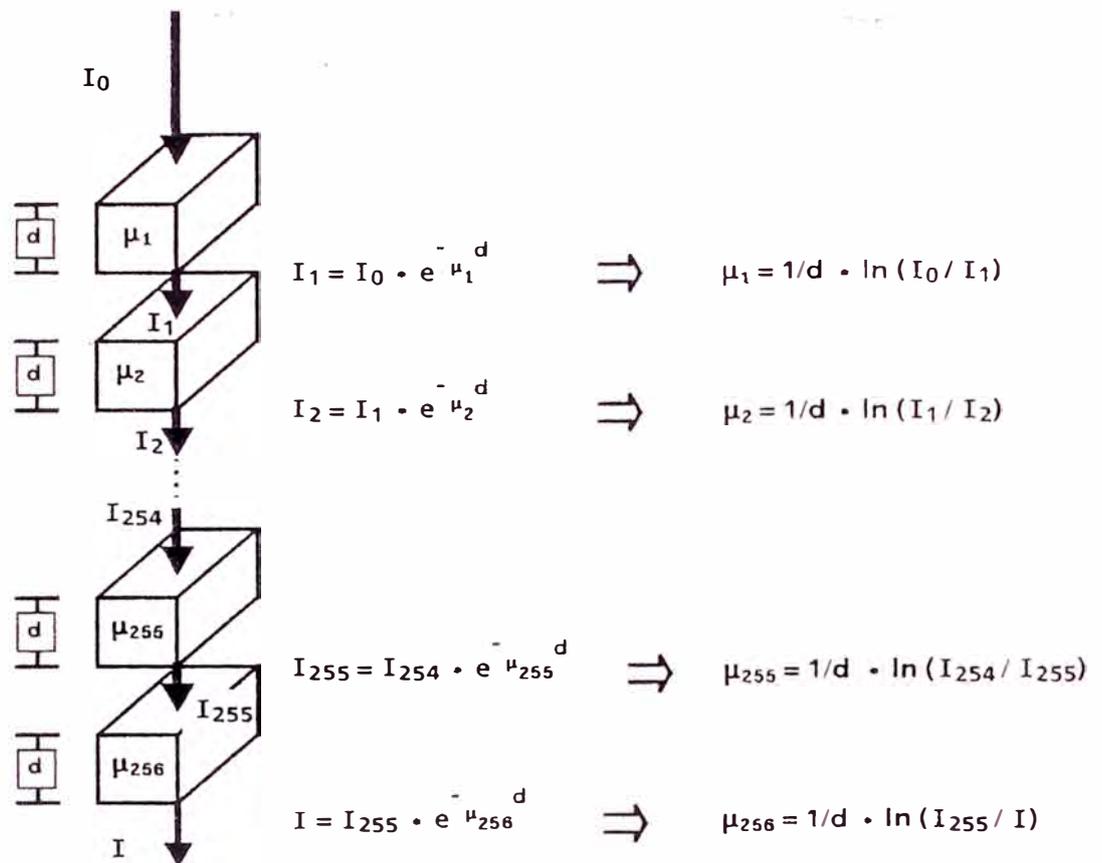
En el ejemplo siguiente, el μ_{Σ} conseguido es el resultado de la superposición de 256 coeficientes de absorción individuales; Fig. N°12.

Usando la ley de atenuación, se puede conseguir la fórmula para μ_{Σ} . Los 256 voxels son remplazados por un voxel con el coeficiente de atenuación siguiente.

$$\mu_{\Sigma} = 1/d * \ln (I_0/I)$$

Solamente podemos medir la suma de los coeficientes de atenuación; Fig. N°13. Sin embargo lo más importante en TC son los coeficientes individuales.

**Fig. N°12****Superposición de los coeficientes de atenuación**



$$\begin{aligned}
 \mu_{\Sigma} &= \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_{255} + \mu_{256} = \\
 &= 1/d \cdot \ln(I_0 / I_1) + 1/d \cdot \ln(I_1 / I_2) + \dots + 1/d \cdot \ln(I_{254} / I_{255}) + 1/d \cdot \ln(I_{255} / I) = \\
 &= 1/d \cdot (\ln(I_0 / I_1) + \ln(I_1 / I_2) + \dots + \ln(I_{254} / I_{255}) + \ln(I_{255} / I)) = \\
 &= 1/d \cdot (\ln(I_0 / I))
 \end{aligned}$$

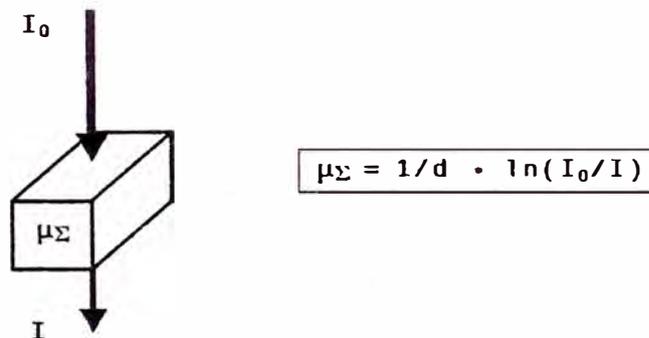


Fig. N°13

Coefficiente de atenuación equivalente

En el ejemplo anterior el μ_{Σ} consiste de 256 μ individuales.

Matemáticamente un sistema de ecuaciones tiene solución únicamente si existe igual número de ecuaciones que de cantidades desconocidas.

En el ejemplo, necesitaríamos 256 ecuaciones diferentes de μ_{Σ} para conseguir μ individuales; en realidad tenemos

$$256 \times 256 = 65\,536 \quad ; \text{ Fig. N}^{\circ}14$$

voxels, con coeficientes de atenuación individuales para ser resueltos.

De modo que tenemos 65536 ecuaciones y la solución con los métodos matemáticos comunes no resulta nada práctico conseguir el coeficiente de atenuación ya que el excesivo tiempo y la capacidad de almacenamiento no son nada aceptables. Así es que, la solución matemática anteriormente señalada es rechazada. En lugar de esto se usa un procedimiento de telecomunicaciones de alta tecnología, de tal manera que se pueda obtener el valor de la atenuación a partir del valor medido.

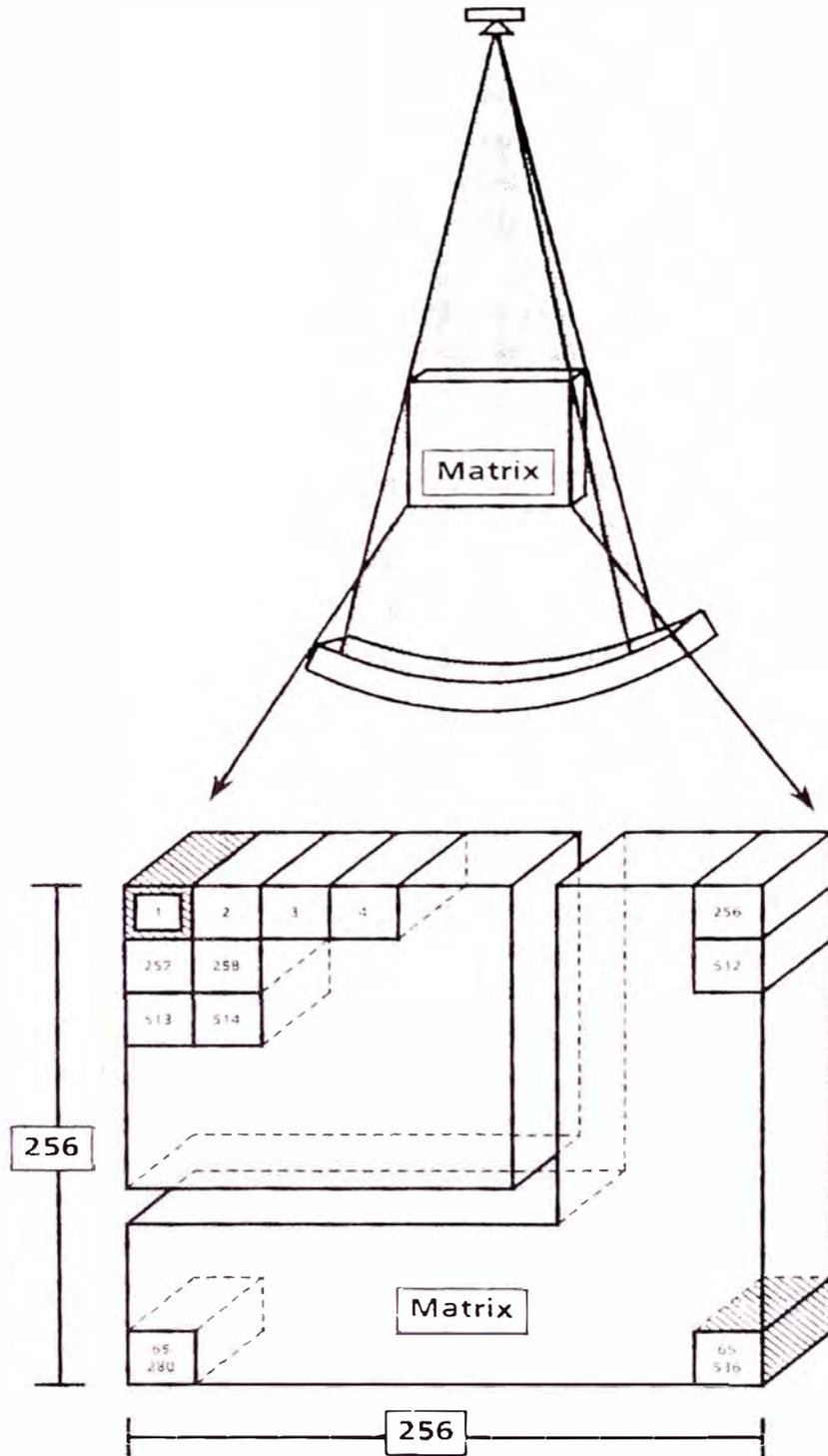


Fig. N°14

256x256 ecuaciones para conseguir coeficientes individuales

Además del gran número de ecuaciones matemáticas, hay aun otro problema. Como se observó en la ecuación de la ley de atenuación sobre los fundamentos de los rayos X, el coeficiente de atenuación depende de la energía de la radiación incidente. Si ahora se desea comparar las ecuaciones de las diferentes atenuaciones, todas estas ecuaciones tendrían que trabajar con la misma radiación; esto no es práctico. De modo que en TC no se usa el coeficiente de atenuación original.

1.3.5 Hounsfield Units

En TC se debe relacionar la atenuación original al valor de atenuación de un material de referencia; éste material de referencia tiene que estar generalmente disponible, de modo que se tomó el agua.

Los valores que se consiguen a partir de esta relación son llamados **Hounsfield Units**. Las Hounsfield Units (HU) describen el valor de la atenuación relativa de los objetos relacionados al **agua**, el cual fue fijado en **0** y el **aire**, el cual fue fijado en **-1000**; Fig. N°15.

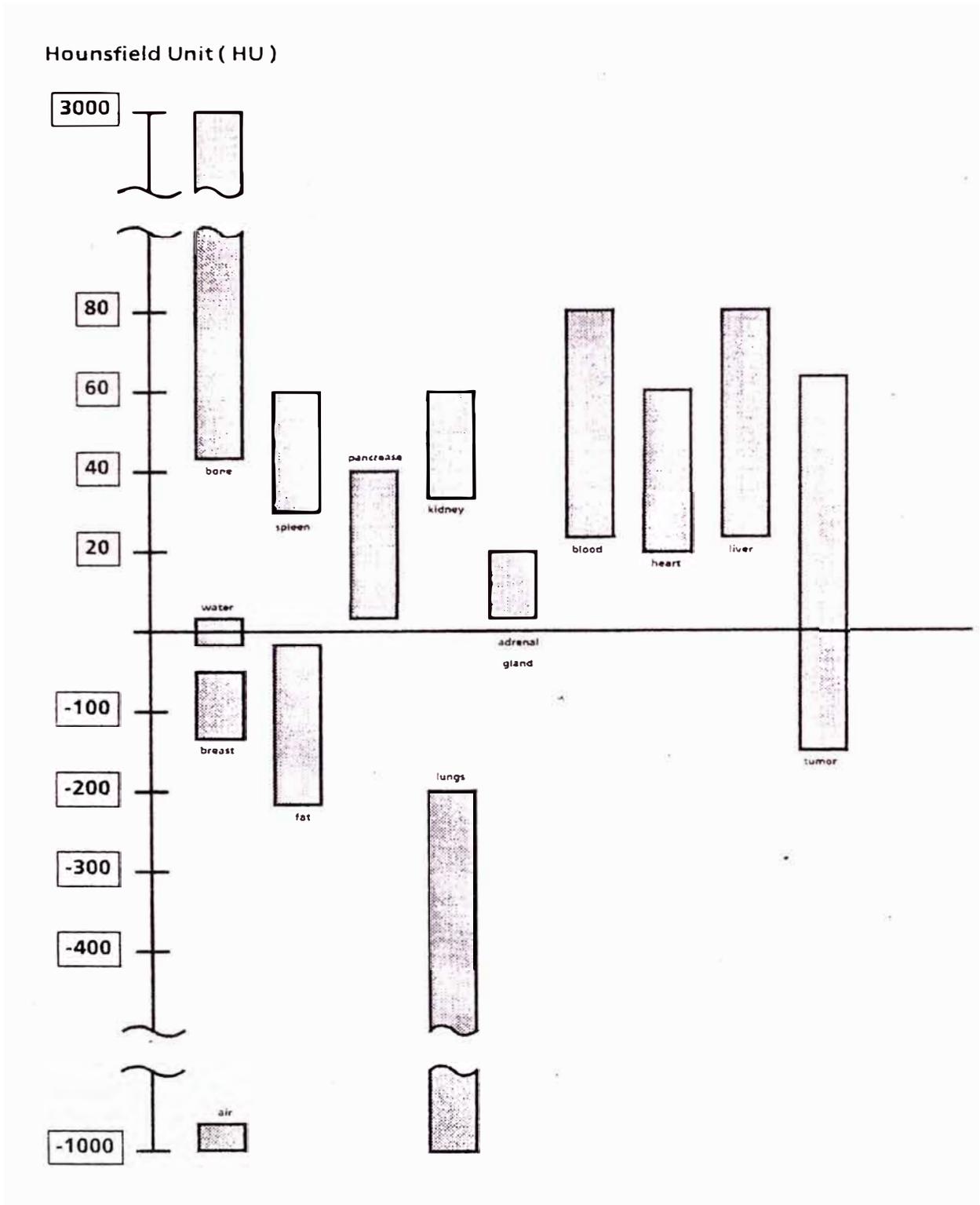


Fig. N°15

Escala de las Unidades Hounsfield (Hounsfield Units)

Las Hounsfield Units están definidas por:

$$HU = 1000 * (\mu_{obj} - \mu_{wat}) / \mu_{wat}$$

Con:

μ_{obj} = Coeficiente de atenuación del objeto

μ_{wat} = Coeficiente de atenuación del agua

HU = Hounsfield Unit

Las HU cubren el rango de $-1000HU$ hasta $+3000HU$. La posición de los tejidos en el gráfico de la escala de Hounsfield es el resultado de la posición del agua y el aire el cual está determinada por la definición de la escala HU. Los pixels siempre se muestran en el monitor en Hounsfield Units.

En TC se usan métodos matemáticos especiales para calcular los coeficientes de atenuación individuales de cada voxel y para reconstruir la matriz de imagen. Pero antes de comenzar con la reconstrucción de la imagen, los datos deben ser preparados para ello; esto es llevado a cabo durante el procesamiento de datos. El proceso es llevado a cabo en el procesador de imágenes; Fig. N°16.

1.3.6 Consideraciones previas a la elaboración de la imagen

Antes de la construcción de la imagen, se debe estar seguro de que los datos recolectados están libres de irregularidades que dependen de la

máquina. Esto debe entenderse como la representación del perfil de atenuación recibido por el arreglo de detectores.

Debido a que las tolerancias de fabricación no son idénticas en dos elementos detectores, es que los amplificadores no muestran los mismos offsets o sensibilidades. Adicionalmente no se puede garantizar que la salida del tubo de rayos X sea exactamente el mismo para cada pulso. Estas y otras deficiencias pueden afectar los datos adquiridos y hacerlo virtualmente inutilizable.

Estas irregularidades en la medición son:

- a) Errores de desviación
- b) Fluctuaciones de kV
- c) Variación de la sensibilidad del DAS
- d) Errores de dispersión del rayo
- e) Errores geométricos
- f) Diferencias de sensibilidad entre canales debido a la geometría del scanner.
- g) Diferencias de sensibilidad entre canales debido al efecto de dispersión del rayo y la falta de linealidad de los canales.

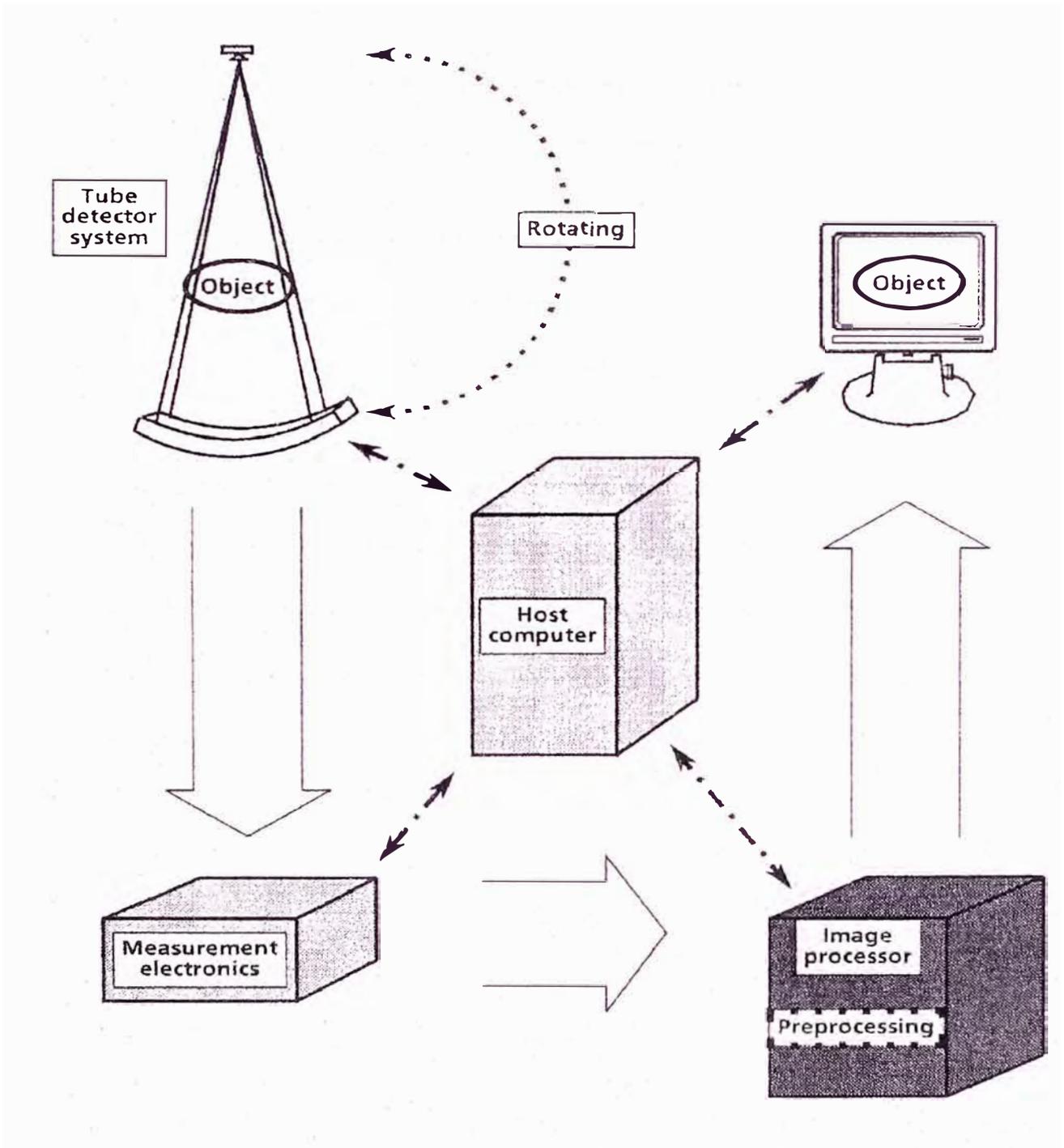


Fig. Nº16

Preprocesamiento en el procesador de imágenes

Cualquier deficiencia en el sistema generará artefactos; sin embargo no todo está perdido, ya que se pueden corregir estas deficiencias antes de producir una imagen.

Esto es llevado a cabo tomando una "huella" a la máquina durante el encendido inicial. Esto quiere decir que se midan las características vitales de la máquina, tal como el offset de los amplificadores y la sensibilidad a fin de producir tablas, las cuales deberán ser almacenadas en el disco duro. Estas tablas entonces pueden ser usadas durante el escan para "idealizar" los datos antes de la reconstrucción de la imagen. La generación de este sistema dependiente de tablas es llamado "Tune-up" y el uso de las tablas antes de la reconstrucción de la imagen es llamado "Preprocessing".

El "Tune-up" es efectuado por ingenieros de servicio calificados, en intervalos periódicos, mientras que el "Preprocessing" es parte de la generación de una imagen por el scanner y es realizado en el procesador de imagen.

Los datos de elementos detectores son leídos por el Sistema de Adquisición de Datos (DAS) desde el canal central hacia los extremos, ya que los canales centrales son los más sensitivos. Para la reconstrucción de la imagen es necesario **corregir** esta información. En el paso de preprocesing la "corrección" de los 512 canales es efectuada en orden ascendente desde 1, 2, ..., hasta 512; Fig. N°17.

La corrección del offset es necesario debido a que los componentes, tal como los amplificadores proveen una señal de salida sin que haya ninguna señal de entrada conectada. La precisión requerida en el sistema no permite despreciar este efecto. Los valores de offset son almacenados en una tabla de offset; Fig. N°18

Se hace uso de la logaritmicación porque la atenuación de un haz de rayos X, sigue una ley exponencial. El cálculo del factor de absorción requiere un cálculo logarítmico de la intensidad medida. El cálculo logarítmico es hecho con una tabla fija que contiene valores logarítmicos; Fig. N°19.

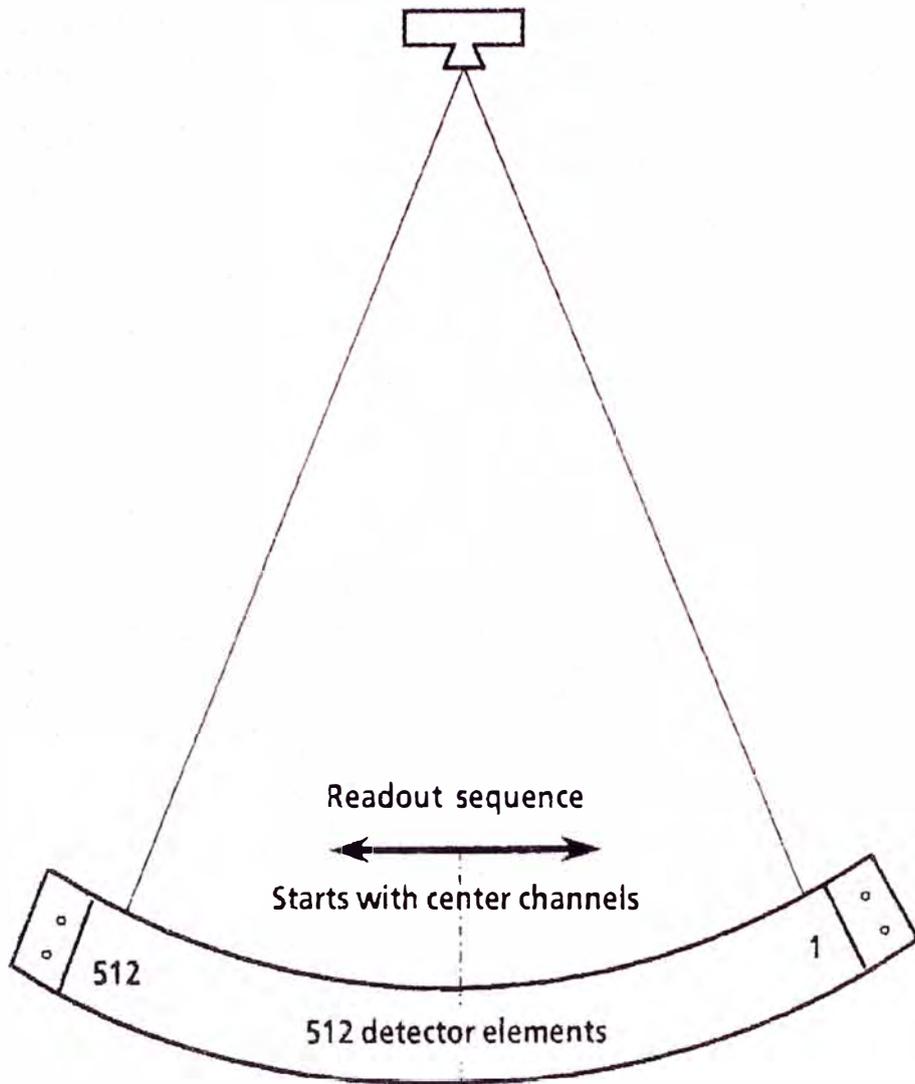


Fig. N°17

Secuencia de lectura de datos

no input signal

preamplifier

integrator

sample / hold

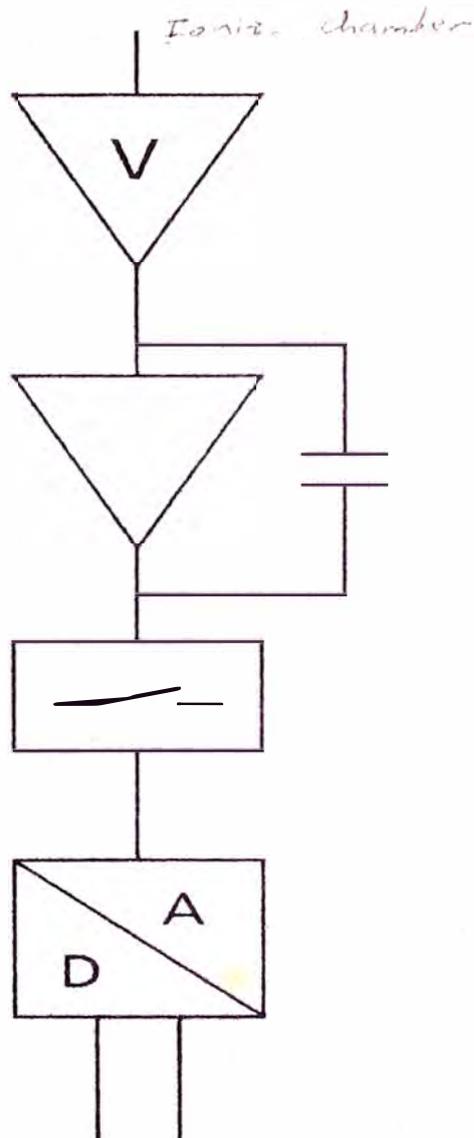
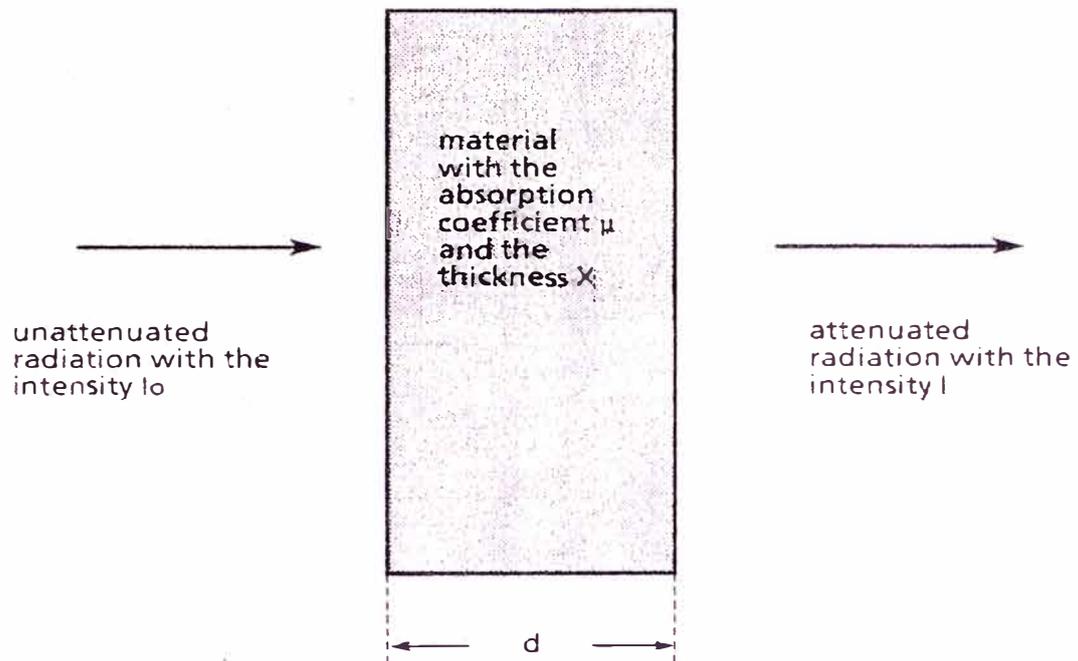
analog /
digital
converteroutput signal $\neq 0$ 

Fig. N°18

Offset por imperfecciones del sistema



$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d}$$

$$\mu = 1/d \cdot \ln(I_0 / I)$$

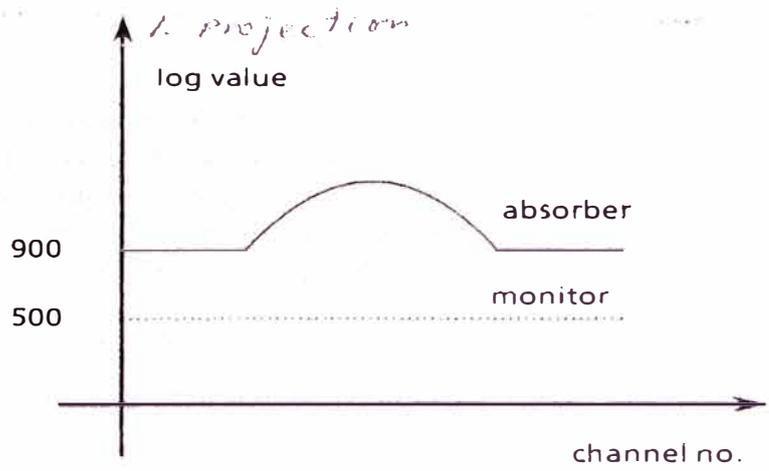
Fig. N°19

Proceso de logaritmación para encontrar el coeficiente de atenuación

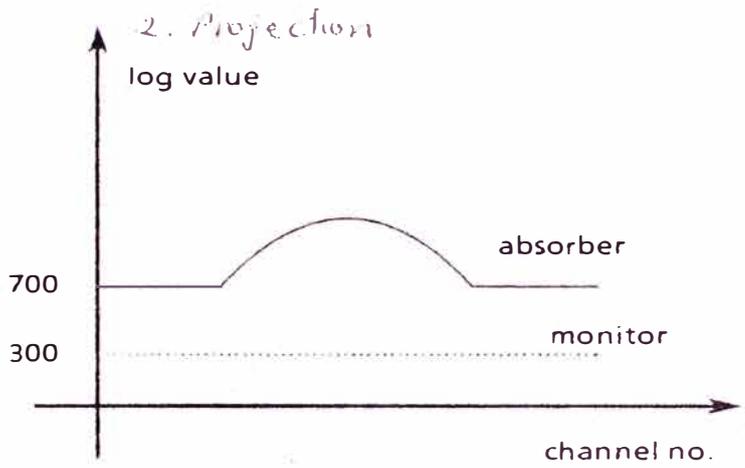
Seguidamente se efectúa un proceso de normalización debido a que la intensidad de un haz de rayos X varía de pulso en pulso. Por consiguiente un elemento monitor mide la radiación sin atenuación como un valor referencial. Este valor referencial es usado para compensar la variación de dosis de la radiación atenuada, medida en el detector. La normalización es efectuada para cada proyección; Fig. N°20

Asimismo se lleva a cabo la calibración, la cual sirve para compensar la variación de la sensibilidad del detector. La sensibilidad relativa de los canales comparada con el canal monitor es determinada por el modo de mediciones de calibración sin objetos de absorción. La tabla es sustraída de los datos medidos y normalizados. Una mala calibración producirá artefactos de anillo en la imagen; Fig. N°21.

projection with an air value of 900 and a monitor value of 500



projection with an air value of 700 and a monitor value of 300



due to the subtraction of the monitor value the profile of the absorber is independent of dose variations

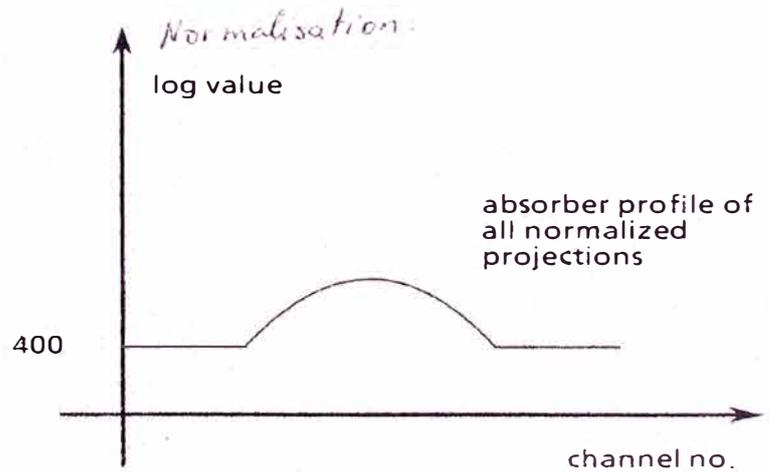
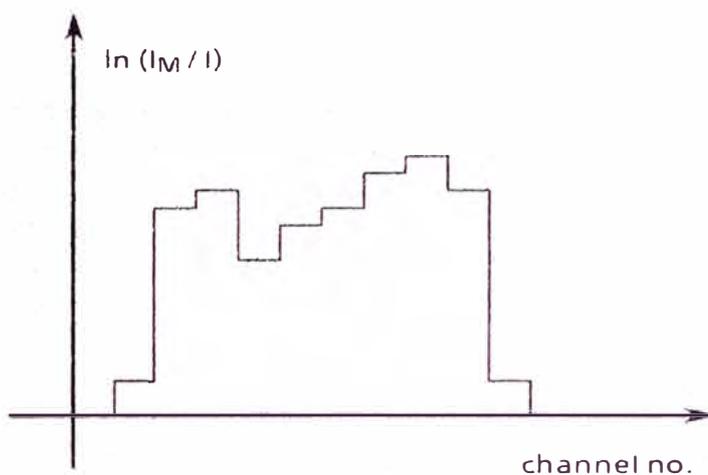


Fig. N°20

Proceso de normalización de datos

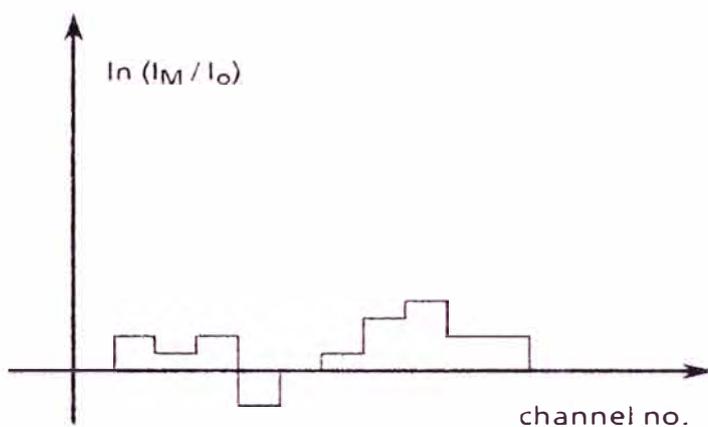
channel values with absorber
and **without** calibration

I_M = intensity measured with
the monitor element



channel values without absorber

I_0 = intensity measured by an
element without absorber



channel values with absorber
and **with** calibration

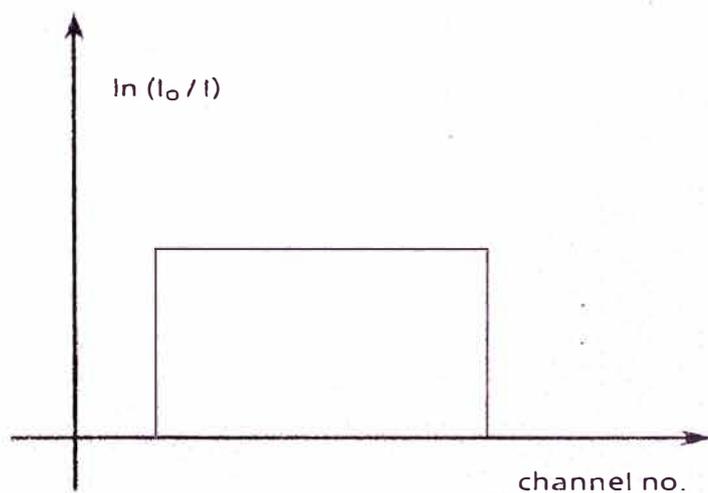


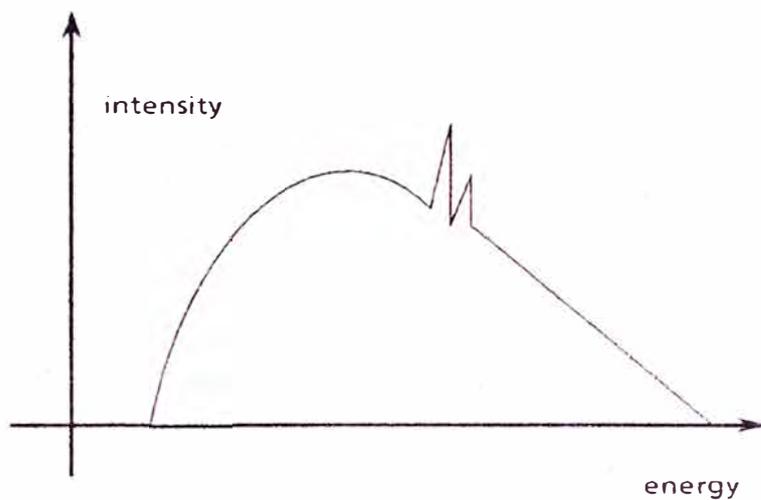
Fig. N°21

Proceso de calibración de datos

Se sabe que la radiación de rayos X es heterogénea en su energía y al mismo tiempo la absorción de los objetos también dependen de la energía. La porción dispersa de la radiación policromática es absorbida más fuertemente por los objetos, que la porción concentrada. El camino más largo del haz a través del objeto, que llega a conseguir la parte concentrada de la radiación es denominada efecto **beam-hardening**. La corrección es efectuada con el contenido fijo de las tablas relacionadas a la energía usada (dependiendo del kV y la filtración). Un objeto homogéneo sin corrección del beam-hardening, aparece más oscuro en el centro; Fig. N°22

La corrección del espaciamiento entre elementos detectores compensa los errores de posición de los elementos. Debido a los procesos de fabricación, la posición correcta del elemento detector podría estar desviada de la posición requerida. Este error es compensado con el contenido de una tabla previamente elaborada; Fig. N°23.

energy distribution of
real X-ray radiation



principle of
beam hardening
correction

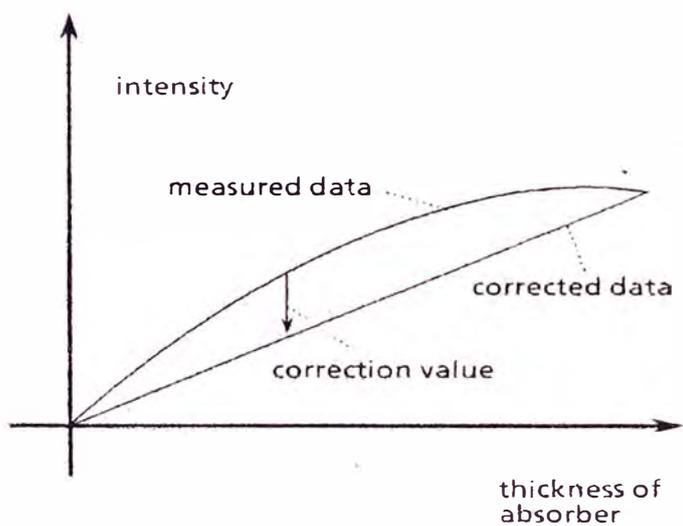
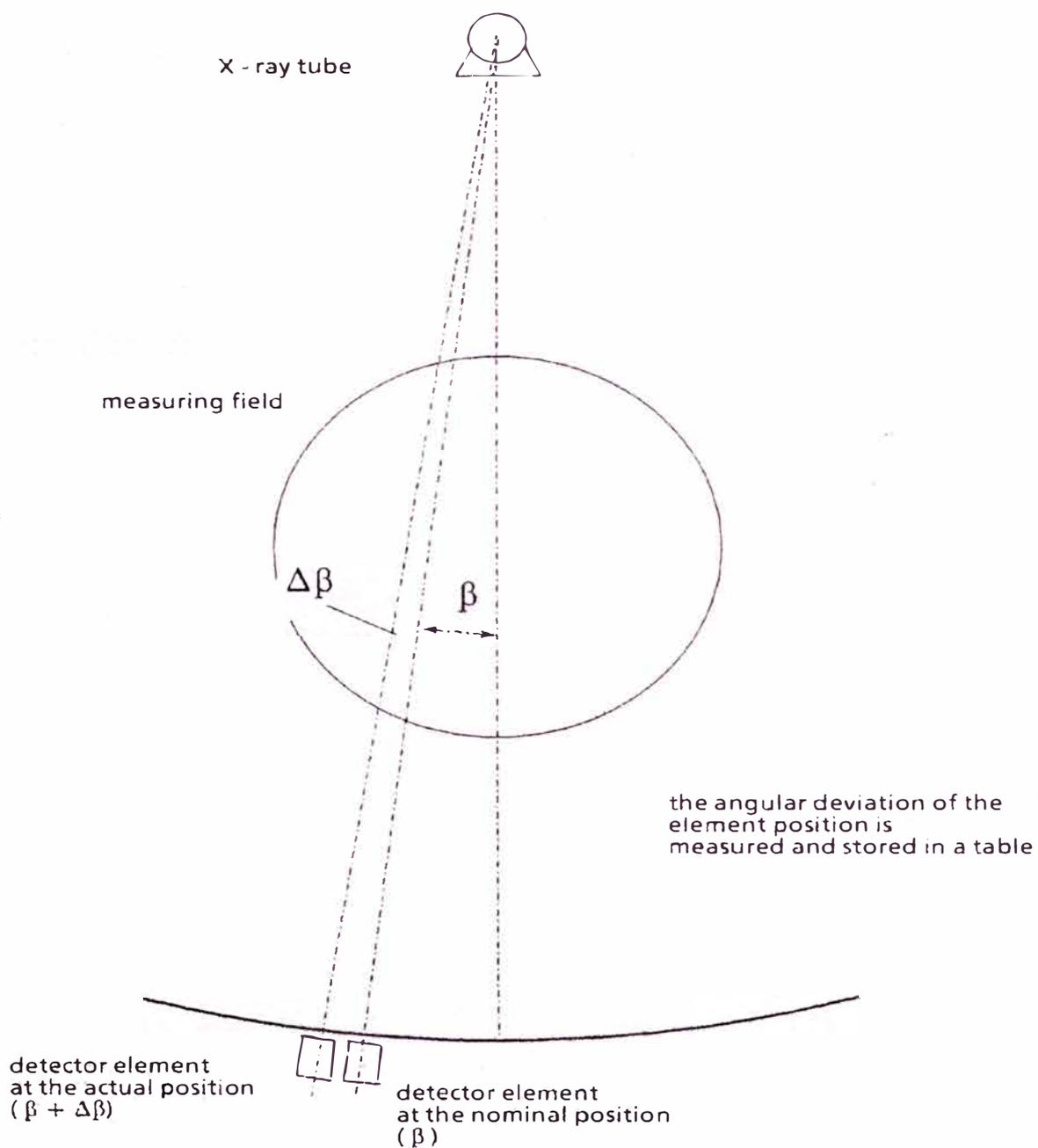


Fig. N°22

Corrección del efecto beam-hardening

**Fig. N°23****Medición de la desviación de posición del elemento detector**

La corrección coseno es realizada para compensar tres efectos:

La corrección matemática coseno del ángulo en abanico debido a la reconstrucción del haz .

La corrección del canal, la cual compensa las diferencias en la sensibilidad de los elementos detectores con un objeto absorbente situado en el campo de exploración.

La corrección del agua, la cual es empleada para establecer el valor de absorción del agua en 0. Fig. N°24.

1.3.7 Reconstrucción de la imagen

Después del procesamiento, los datos están listos para la reconstrucción de la imagen. El método, el cual es usado en la técnica de Tomografía Computarizada para la reconstrucción de la imagen, consiste de 2 pasos:

La Convolución y la Proyección Posterior.

La convolución filtra los datos medidos y la Proyección Posterior genera la matriz de imagen. Ambos procesos son desarrollados en el procesador de imagen; Fig. N°25.

Para ver la necesidad de la proyección posterior tenemos que observar la reconstrucción de una imagen sin proyección; para lo cual se toma un objeto puntual, por ejemplo una aguja, el cual se sitúa en el centro

de rotación y posteriormente es explorada. Esta genera un perfil de atenuación, el cual corresponde a una función cuadrada; este perfil es transferido dentro del plano de la imagen por una proyección paralela, de modo que se consigue una proyección posterior de 1 proyección; Fig. N°26.

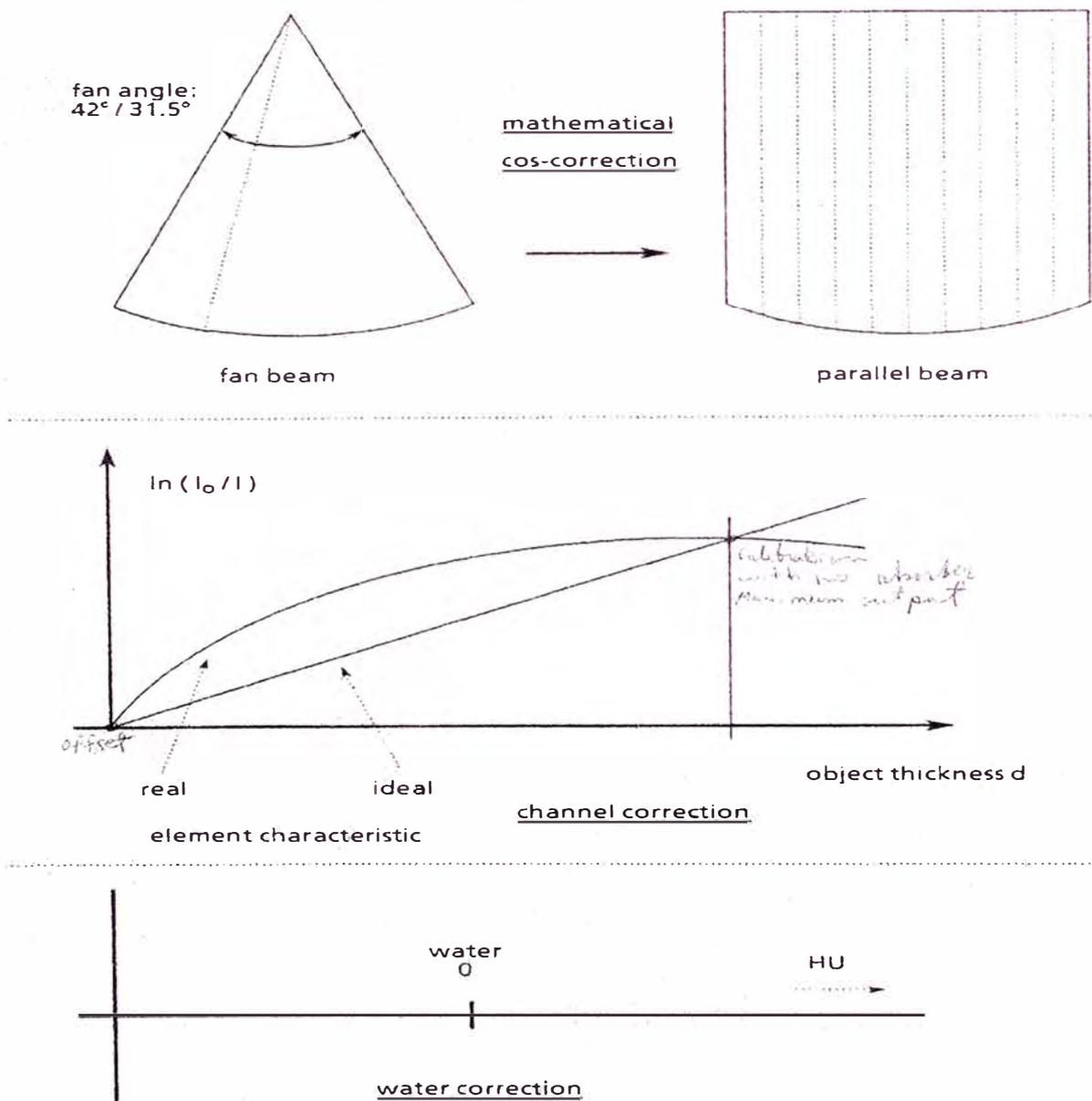


Fig. N°24

Diferentes correcciones en tomografía

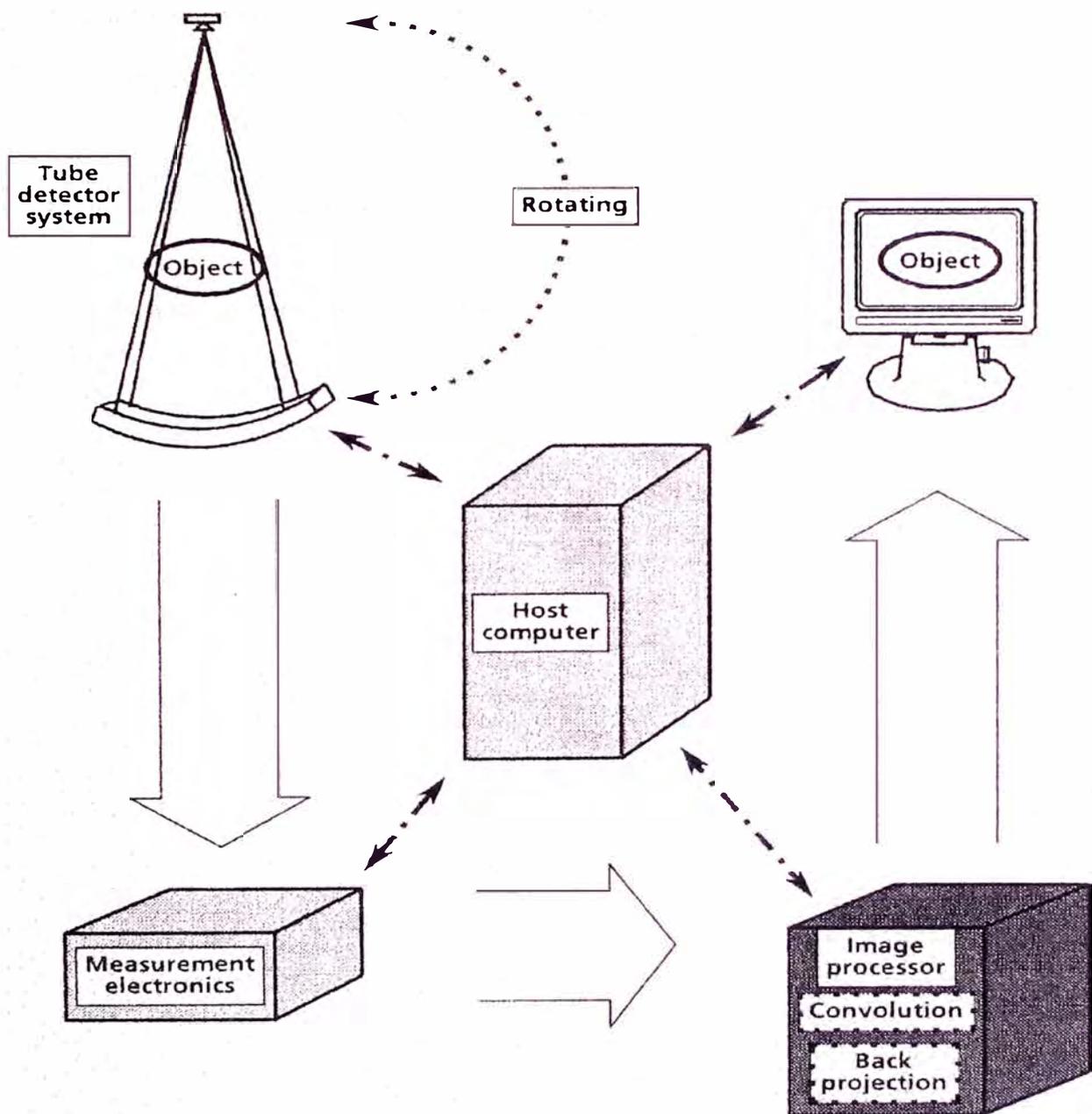


Fig. N°25

Filtrado y generación de la matriz de imagen en el procesador

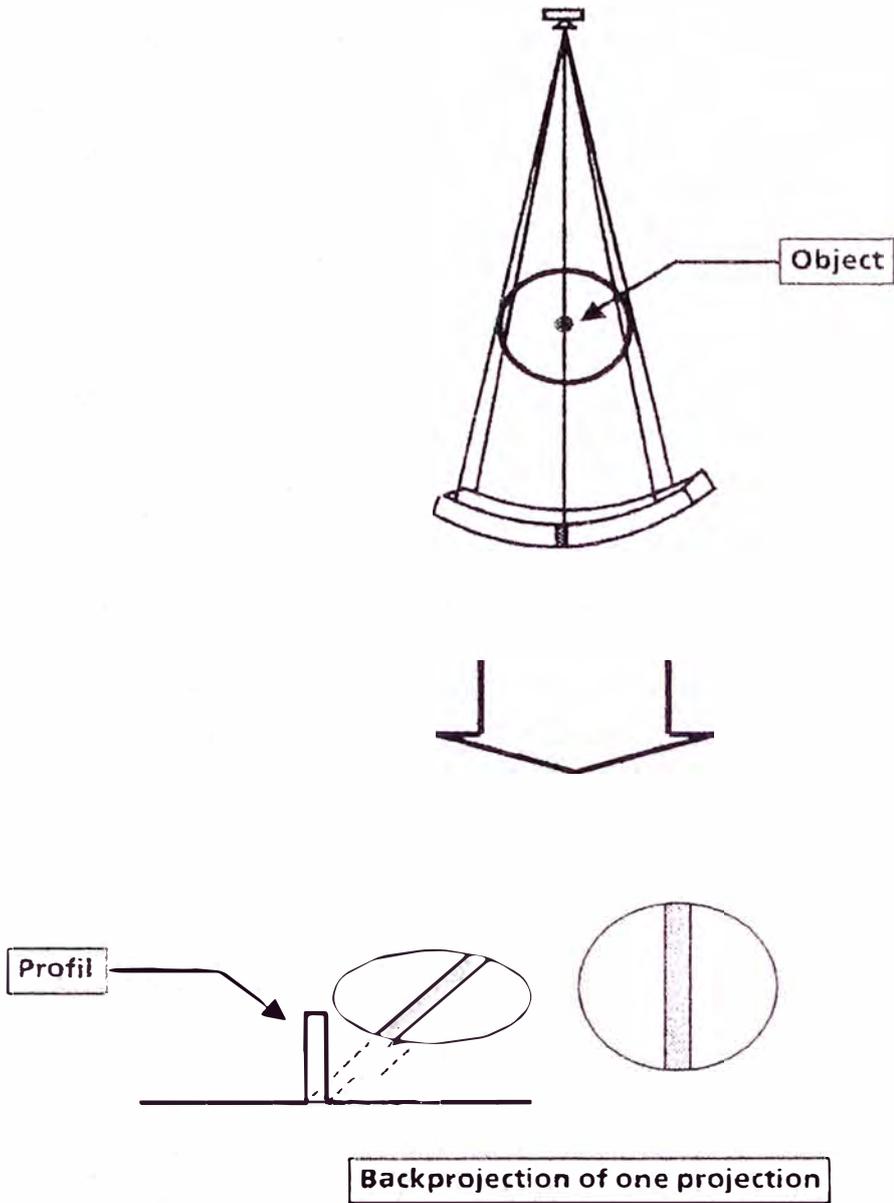


Fig. N°26

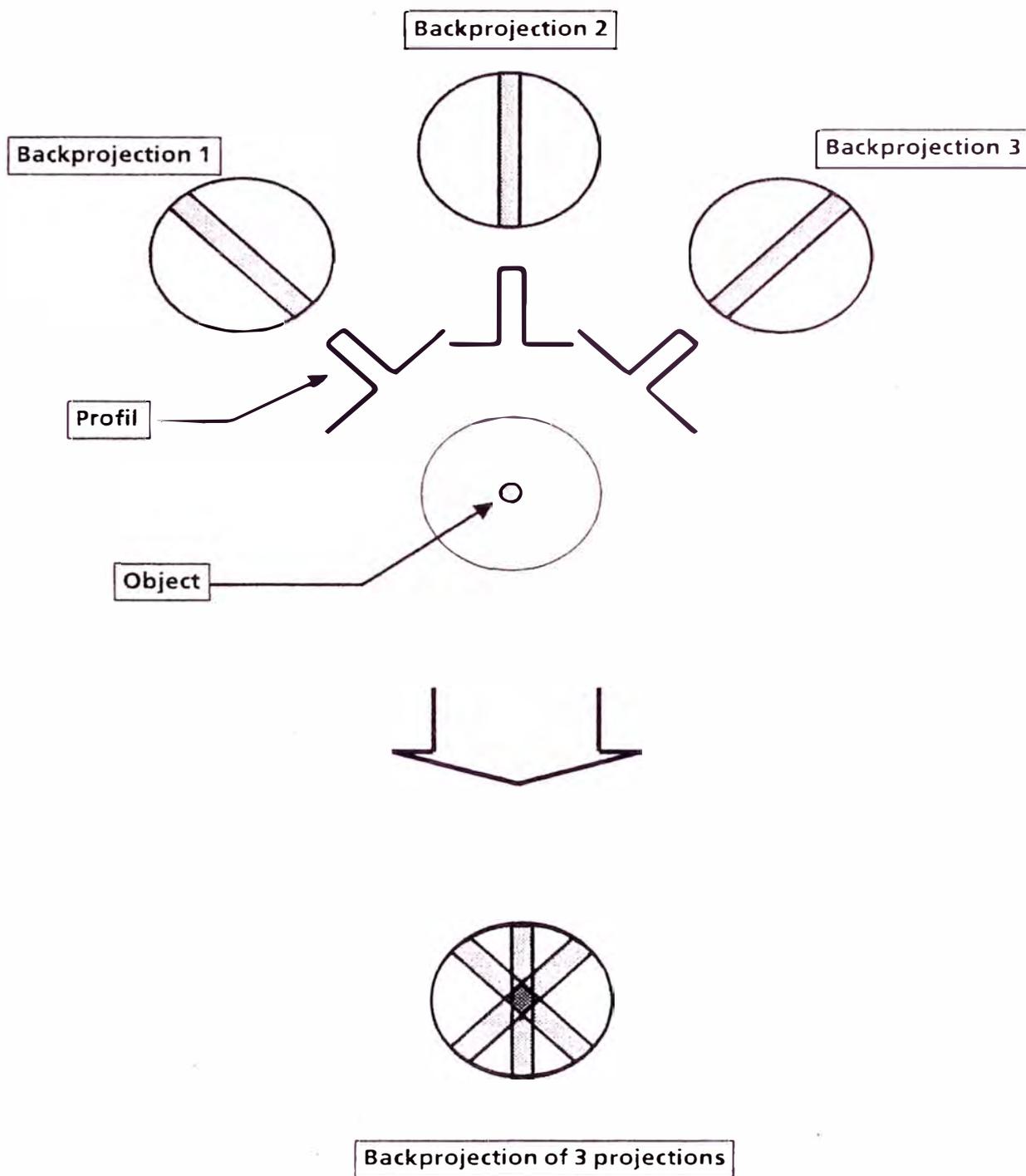
Proyección posterior de una proyección

El procedimiento anteriormente señalado es efectuado para cada proyección de la exploración. Las proyecciones posteriores son añadidas a la imagen común. La desventaja de este método es obvia, ya que se reconstruye una imagen borrosa e imprecisa del objeto original. Es así que el perfil original debe ser modificado o filtrado antes de ser utilizado por el proceso de proyección posterior para eliminar la borrosidad. El filtrado se ejecuta durante la convolución.

Si nuevamente tenemos una aguja en el campo de exploración; Fig. N°27, la cual genera un perfil cuadrado y este perfil cuadrado es convolucionado, es decir es filtrado por un proceso matemático. Un perfil convolucionado consiste de una parte positiva y una parte negativa. Asimismo la convolución es hecha para cada proyección y cada proyección convolucionada es proyectada posteriormente; luego la imagen proyectada posteriormente consiste de elementos positivos y negativos; Fig. N°28.

Luego cada proyección posterior convolucionada es añadida, consiguiéndose que desaparezca la borrosidad del contorno de la imagen y como resultado la reproducción de una imagen verdadera del objeto original.

La convolución es un proceso matemático de moldeado y filtrado de los datos medidos, después de la convolución se tiene un perfil convolucionado o una proyección convolucionada; Fig. N°29.

**Fig. N°27****Proyección posterior de 3 proyecciones**

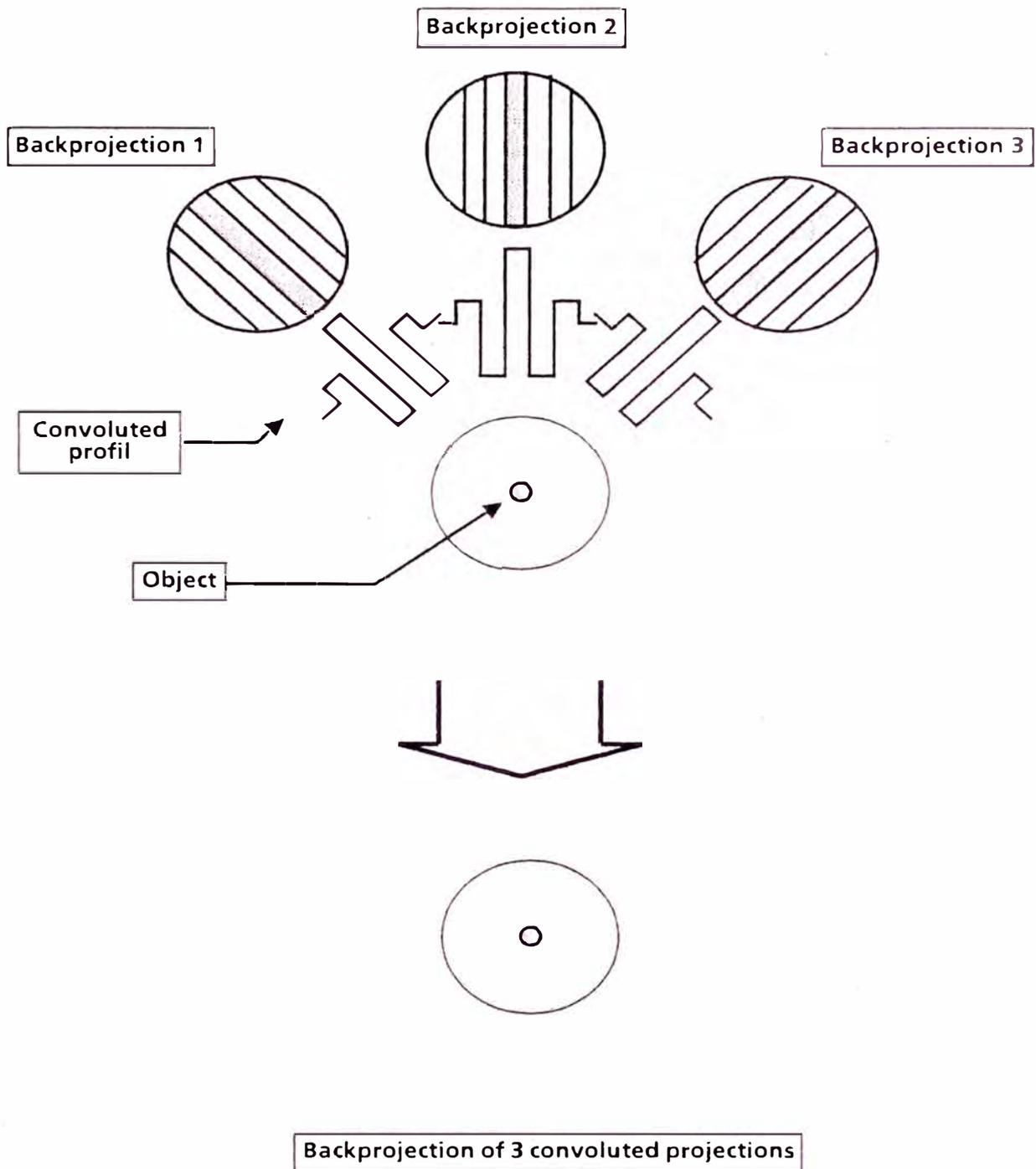


Fig. N°28

Proyección posterior de 3 proyecciones convolucionadas

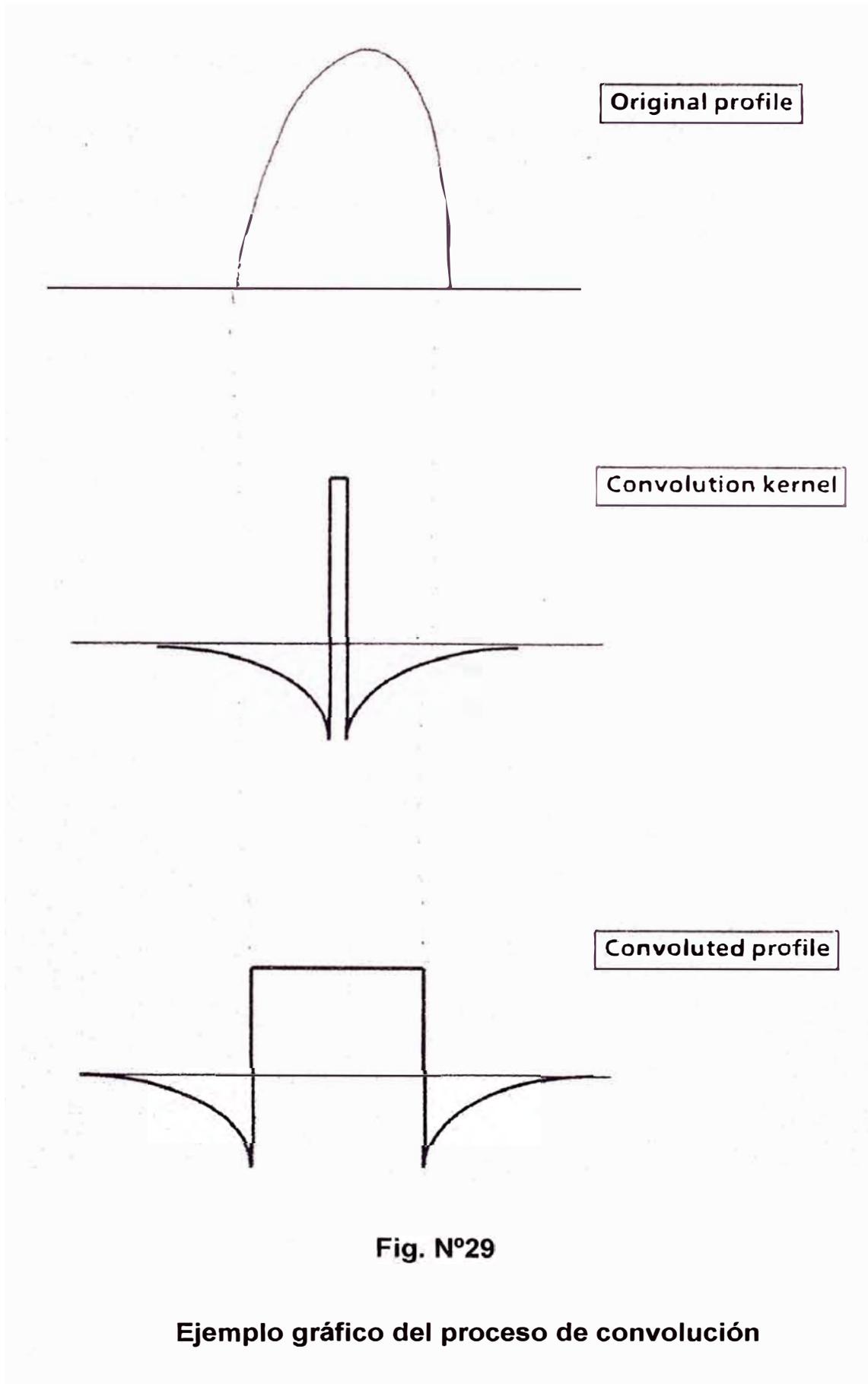


Fig. N°29

Ejemplo gráfico del proceso de convolución

Cada valor de la función filtro es multiplicada con cada valor de la proyección; los resultados son adicionados para conseguir un valor convolucionado. Esto es realizado para cada punto de la proyección; como resultado se consigue una proyección convolucionada la cual consiste de valores convolucionados. Una proyección posterior es realizada con los valores convolucionados de una proyección; la labor de la proyección posterior consiste en construir la matriz de imagen; Fig. N°30.

Para simplificar la proyección posterior se lleva a cabo el **Cálculo de la Línea Base**.

La línea de datos convolucionados de una proyección la cual sigue el arreglo de detectores, es proyectada a una línea recta, la cual es llamada línea base. Mas allá de los 512 valores convolucionados se interpolan a 4096 valores. Estos valores interpolados serán utilizados posteriormente en la función localizadora; Fig. N°31.

Para comenzar una proyección posterior se selecciona un pixel. Siempre se comienza con el primer pixel en la primera línea y luego se mueve horizontalmente a lo largo de la línea; en el pixel 512 la línea cambia verticalmente y continua con el pixel 1024 hasta el pixel 513 y así sucesivamente; Fig. N°32

Se comienza la proyección posterior en el primer elemento de la matriz de la primera línea matriz; con la cual se determinan los puntos de datos de la línea base, la cual viene a ser elemento de la matriz. El punto de dato de

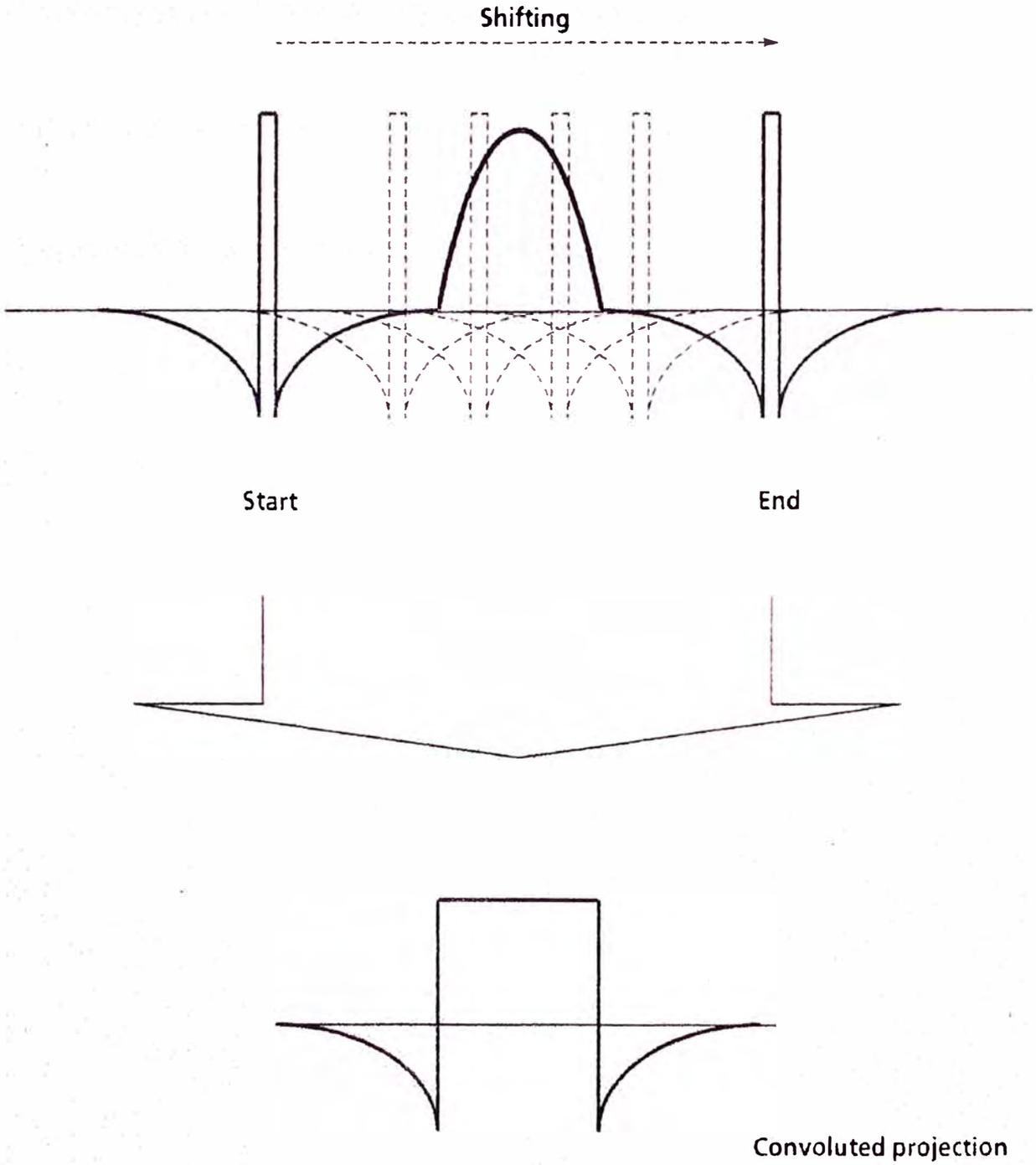


Fig. N°30

Convolución de una proyección

la línea base es el punto de dato convolucionado de la proyección para el primer elemento de la matriz. Debido a que el lugar de la matriz es fija Y_1 y X_1 son conocidos; también es conocida la distancia del foco de la línea base Y_2 . Usando una simple relación geométrica se consigue X_2 ; la coordenada X del punto de dato de la línea base, con la cual se determina el dato de la línea base; Fig. N°33.

Ahora se ve la necesidad de la expansión de los 512 puntos de datos hasta 4096. Usando solamente 512 puntos, es posible que el X_2 calculado caiga dentro de puntos de datos.

Con 4096, valor determinado empíricamente, se está seguro, que cada valor de X_2 calculado se ubicará correctamente con un punto de dato de la línea base; Fig. N°34.

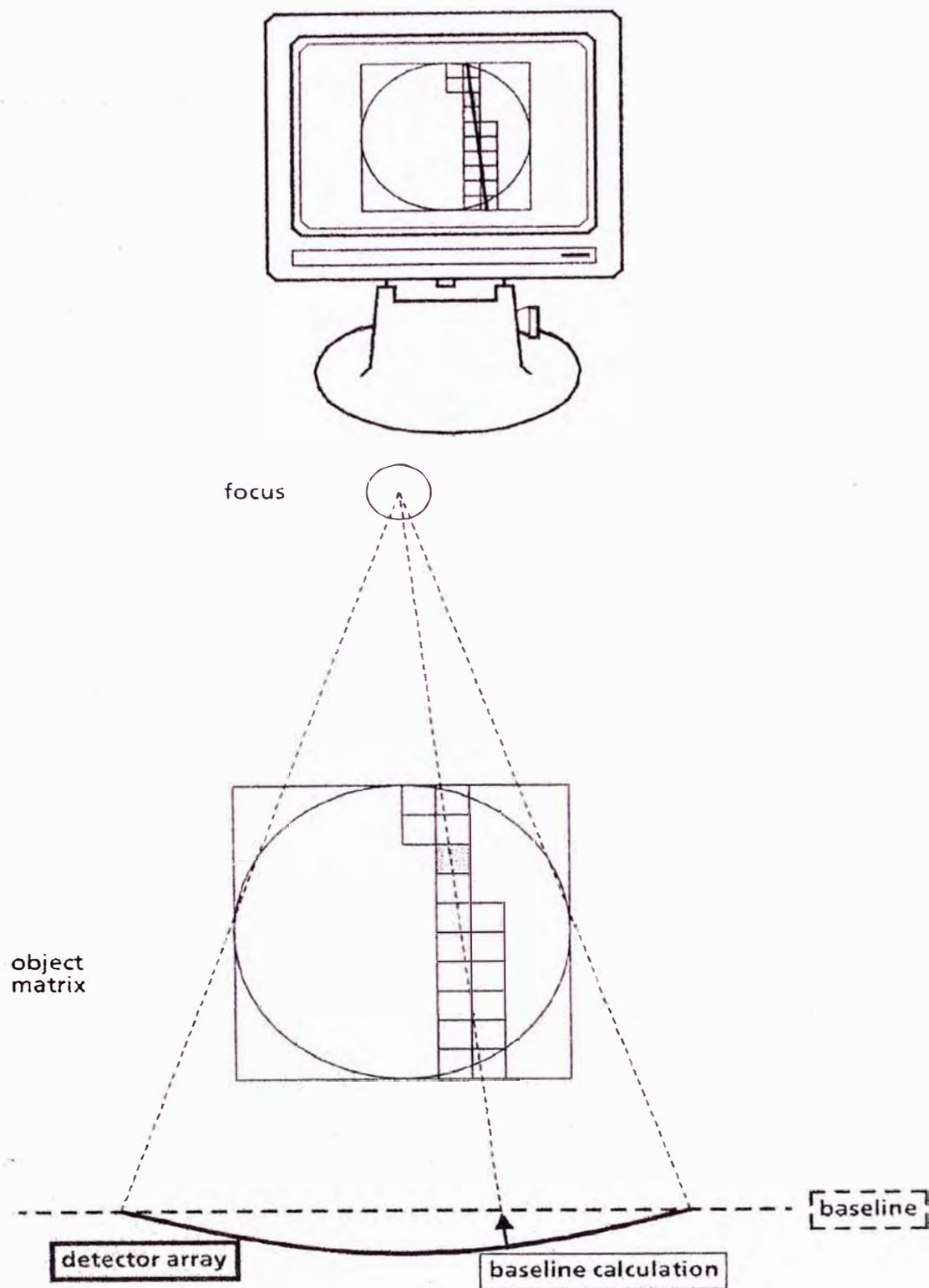


Fig. N°31

Localización de un punto

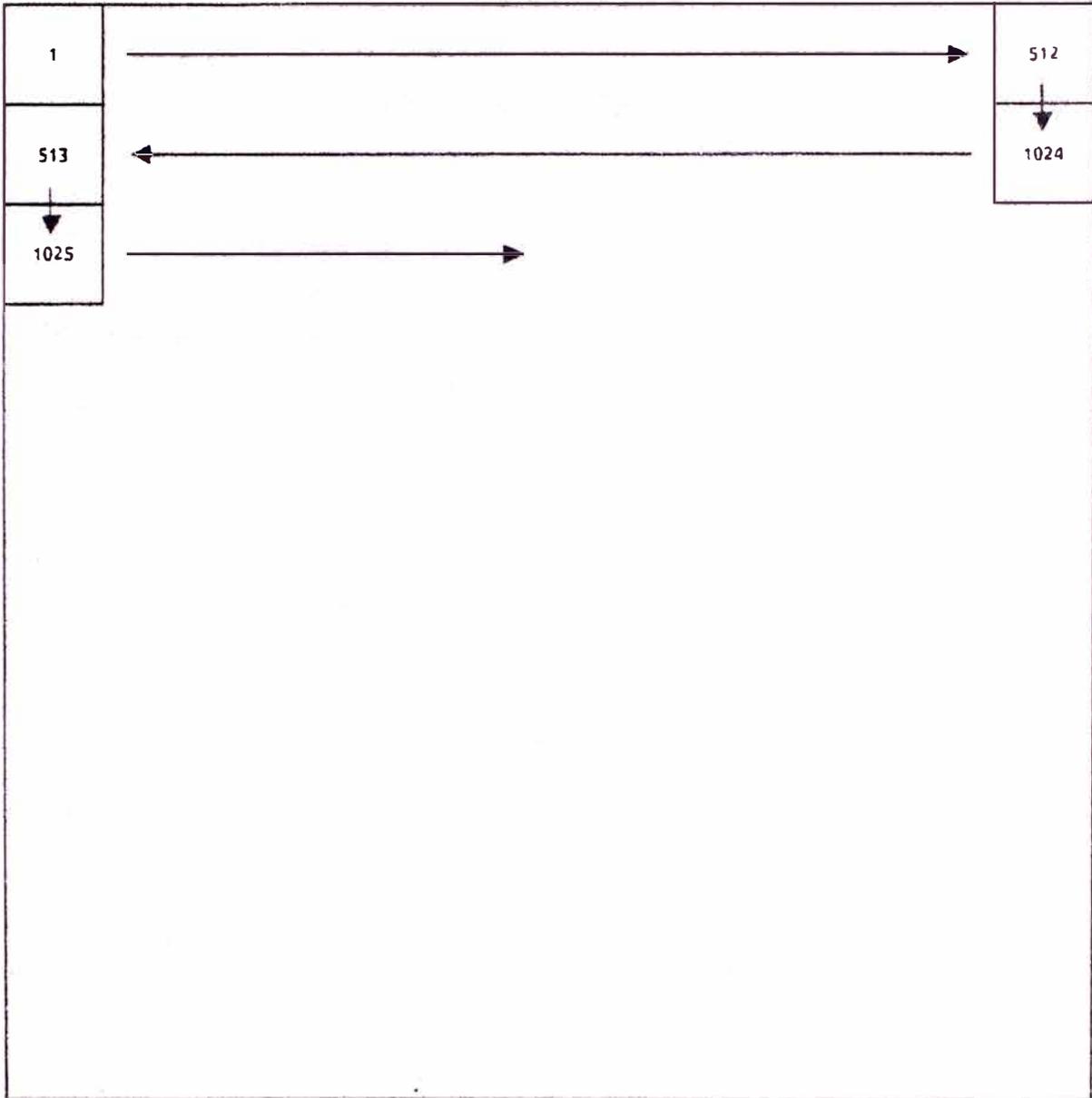
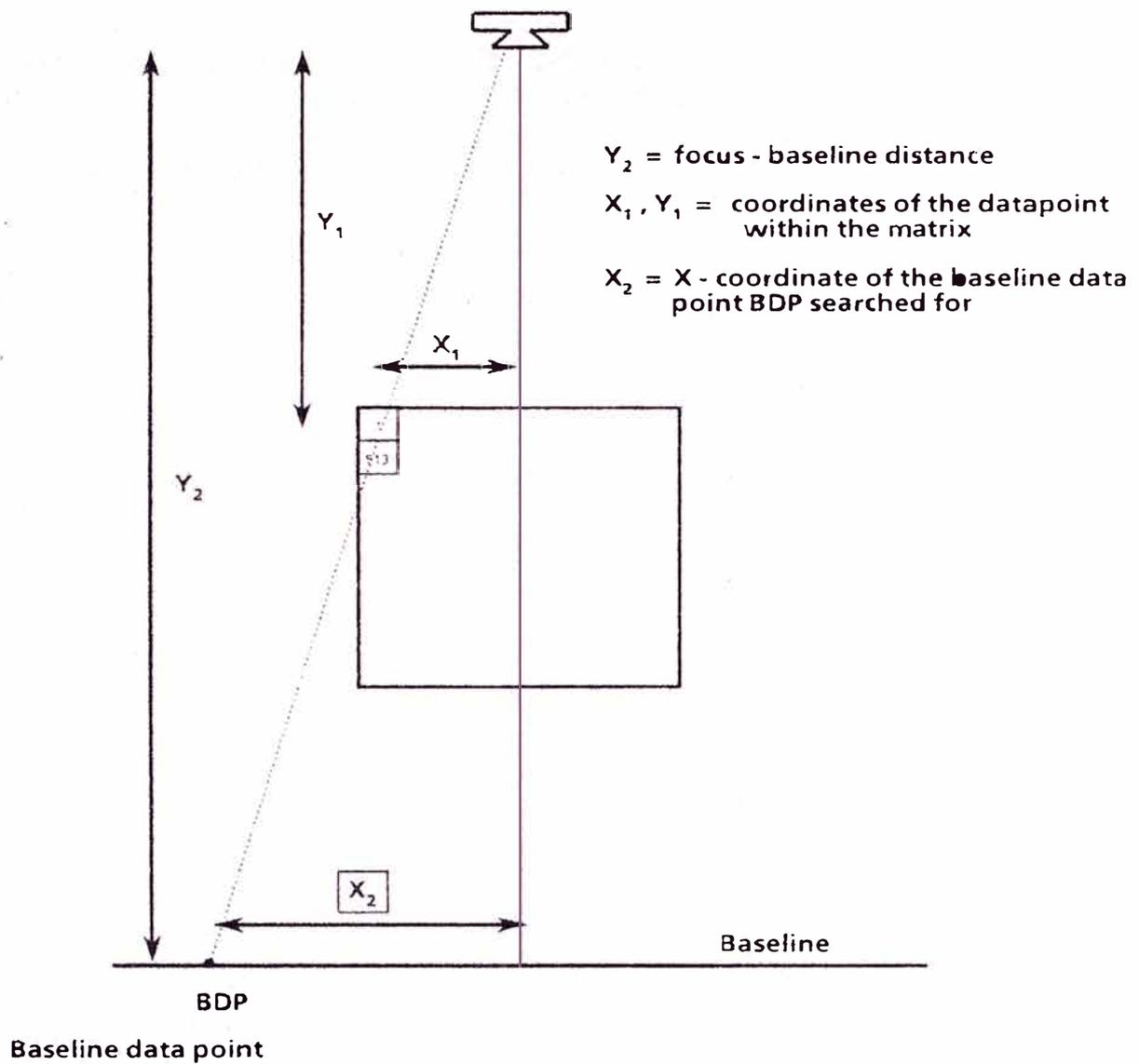


Fig. N°32

Ejecución de lectura para la función de localización



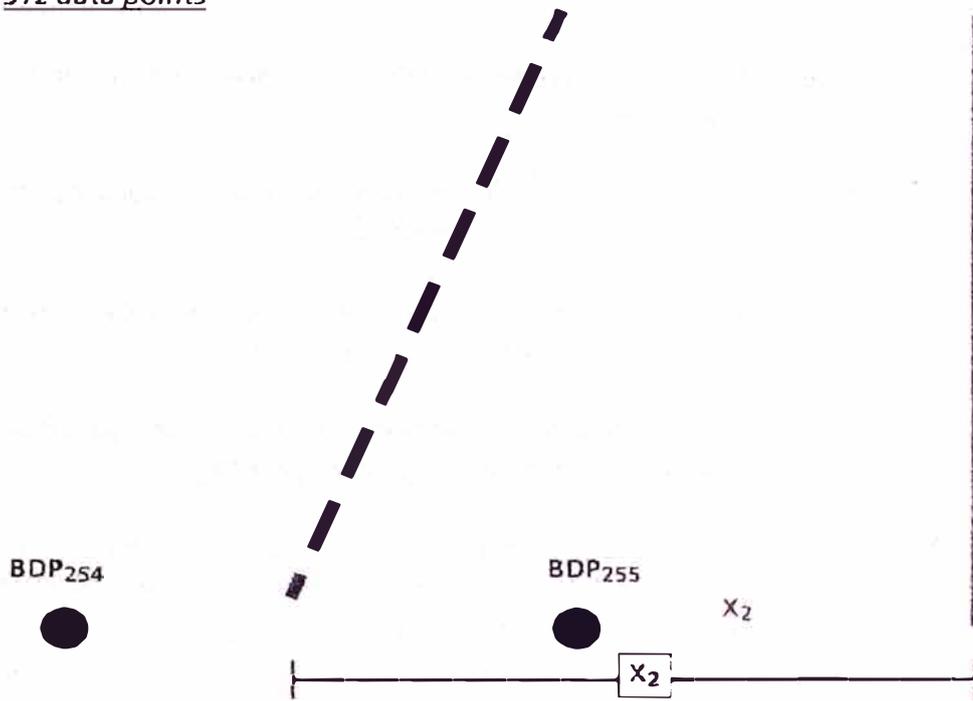
$$X_1 / X_2 = Y_1 / Y_2$$

$$\Rightarrow X_2 = Y_2 * (X_1 / Y_1)$$

Fig. N°33

Determinación de datos de la línea base

512 data points



4096 data points

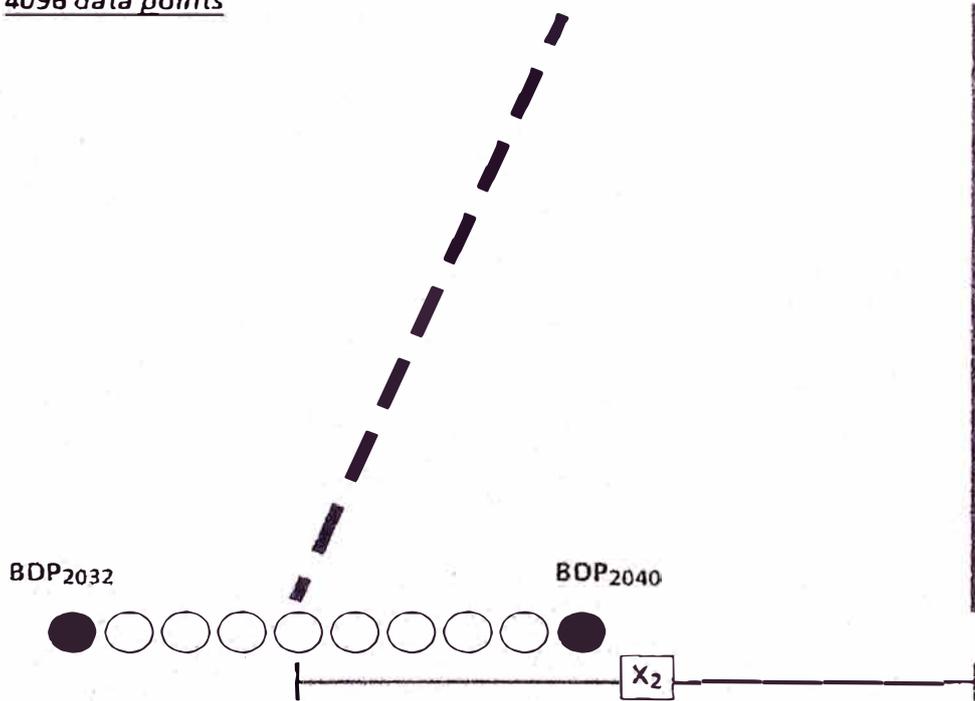


Fig. N° 34

Ubicación de los datos de la línea base

En la línea de enfoque hacia un punto de dato de la línea base también tenemos el elemento 513 de la matriz. Para distinguir entre el elemento 1 y el 513, tenemos que ponderar nuestro punto de dato de acuerdo a su posición en la matriz; esto es muy simple debido a que la proyección posterior siempre sigue la misma secuencia de modo que el programa siempre sabe que elemento está calculando por el momento. La distinción es realizada por la función de ponderación.

El punto de dato de la línea base es dividido por el cuadrado de la distancia del elemento de la matriz (R) y multiplicado por una constante K que depende del sistema. Como resultado se obtiene el valor del pixel del primer elemento de la matriz; Fig. N°35

La proyección posterior se lleva a cabo para cada proyección convolucionada. La matriz que se consigue como resultado de la primera proyección posterior se registra en la memoria. La matriz de la siguiente proyección posterior es añadida a esta matriz, elemento por elemento.

Depende del número de proyecciones posteriores, según el modo seleccionado, cuantas proyecciones posteriores serán procesadas y de igual modo cuantas matrices serán añadidas. En el siguiente ejemplo, Fig. N°36, se muestran seis proyecciones posteriores; cada matriz, como resultado de una proyección posterior, es añadida y al término de esto se consigue una imagen final.

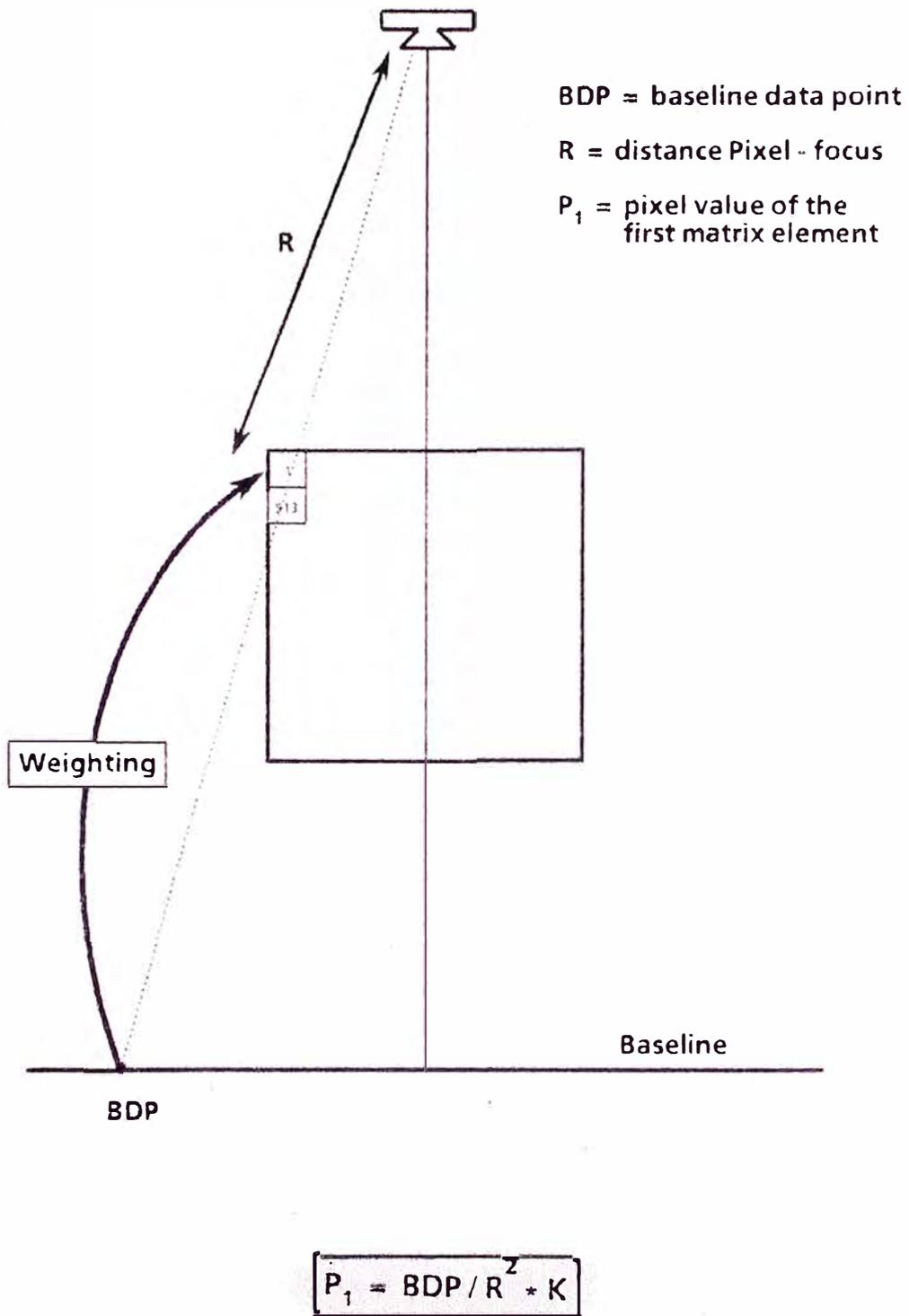


Fig. N°35

Determinación del valor del pixel como elemento de la matriz

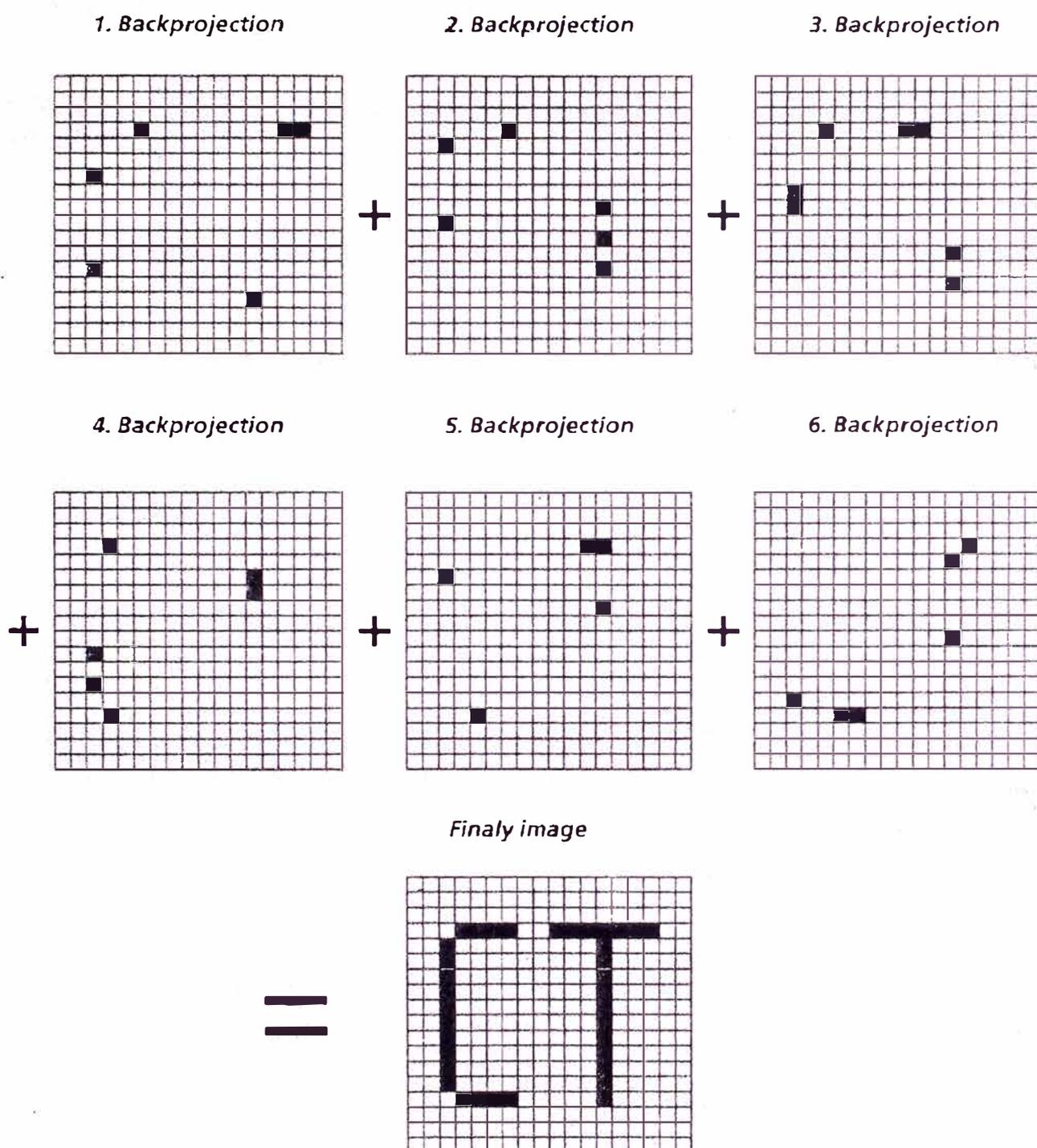


Fig. N°36

Sumatoria de las proyecciones posteriores y la obtención de la imagen

CAPÍTULO II

EVOLUCIÓN DE GENERACIONES EN TECNOLOGÍA DE TOMÓGRAFOS

Desde que se dieron diferentes pasos para el desarrollo de la Tomografía Computarizada, estos pueden ser separados de forma muy definida; los diferentes sistemas son subdivididas en generaciones. Los desarrollos mas recientes han demostrado que los más altos alcances en la secuencia de generación no necesariamente significa un perfeccionamiento del rendimiento de la totalidad de la unidad Tomográfica.

La introducción en 1972 del primer scanner de Tomografía Computarizada, fue introducida por EMI (Hounsfield).

2.1 Tomógrafo de primera generación

El primer scanner Siemens fue el SIREMON 1 de primera generación, introducido en 1973. Los scanners de primera generación no fueron usados por mucho tiempo. Fueron únicamente empleados para exploración de cabeza debido al tiempo excesivo de examen. Sus características principales son.

- 1 Detector por corte
- Radiación continua
- Haz de rayos X colimado hacia abajo para lograr un haz en forma de lápiz y angosto; con un ángulo de haz de 1 grado.
- Debido al pequeño haz en forma de lápiz son necesarios muchos pasos y movimientos lineales. Sin embargo para ejecutar completamente el principio de TC, un paso de rotación no puede ser más grande que el ángulo del haz. Por consiguiente con un haz de rayos con ángulo de 1 grado, son necesarios 180 movimiento rotacionales y transversales.
- Excesivo tiempo de examen par cada corte (5 min.)
- Una proyección consiste de tantas palabras de datos como de mediciones que son ejecutadas durante un movimiento lineal.
- Una proyección paralela, uno cada paso de rotación.
- El scanner de Siemens de la primera generación fue el SIRETOM 1.

Fig. N°37

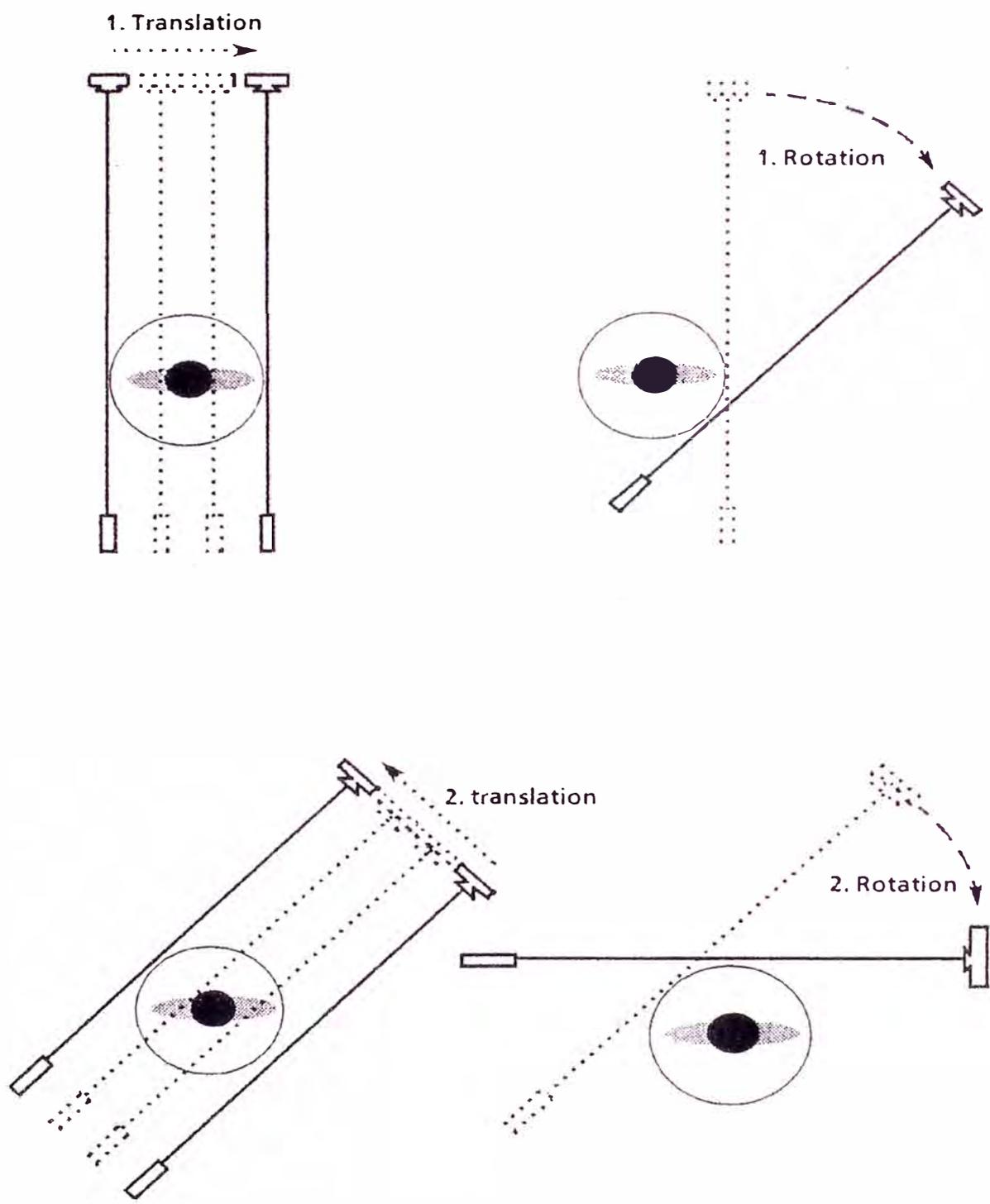


Fig. N°37

Tomógrafo de primera generación

2.2 Tomógrafo de segunda generación

El scanner de segunda generación fue introducido aproximadamente en 1975. Se uso tanto para cabeza como también para explorar el cuerpo completo. Sus características principales son.

- Pequeño haz en forma de abanico, de 5 - 12 grados.
- Múltiples detectores para cada corte.
- Radiación continua.
- Menor cantidad de rotaciones comparadas con el sistema de TC de primera generación debido al gran haz de rayos X.
- Tiempo de exposición entre 20 y 60 segundos.
- Se necesita menor tiempo en los movimientos lineales debido al haz que es mucho mas grande. Durante un movimiento transversal pueden ser adquiridas tantas proyecciones como detectores.
- La cantidad de palabras de datos para cada proyección corresponde al número de muestreos durante el movimiento lineal.
- El scanner de Siemens de la segunda generación fue el SIRETOM 2000; Fig. N°38.

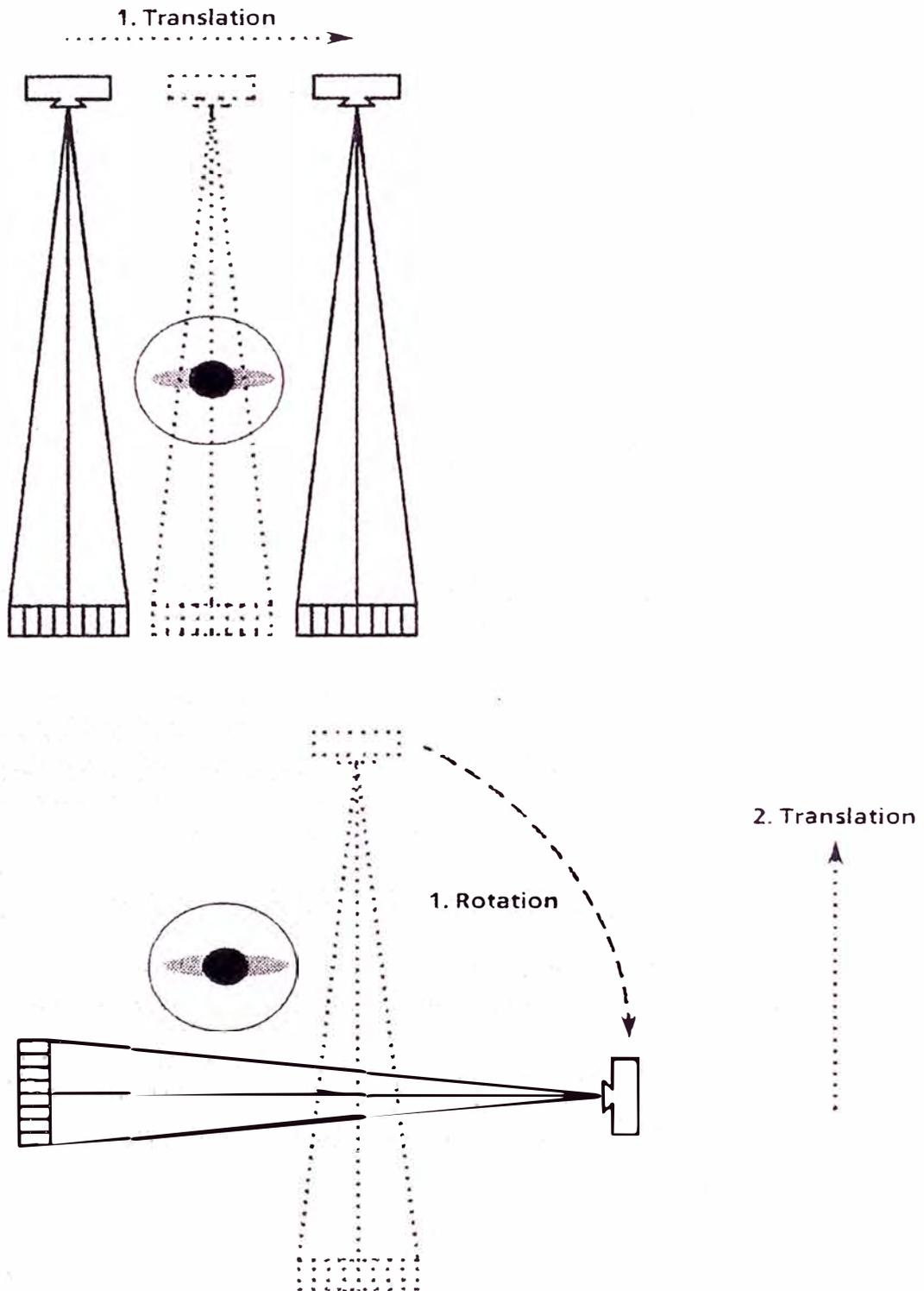


Fig. N°38

Tomógrafo de segunda generación

2.3 Tomógrafo de tercera generación

El scanner de tercera generación fue introducido en 1977. Cubriendo así la mayor parte del mercado de los TC, siendo aun producidos y perfeccionados. Son usados para la exploración completa del cuerpo. Sus características principales son.

- El haz de rayos X se ha moldeado en forma de abanico con un amplio ángulo; por ejemplo 42 grados.
- El arreglo de detectores que consta de múltiples detectores cubre el rango completo del haz en forma de abanico. El arreglo de detectores en forma de arco (banana), consta de entre 380 y 768 detectores, dependiendo del sistema.
- Consiste de radiación pulsada o, en algunos casos, radiación continua.
- Solo se utiliza movimiento rotacional y no movimiento lineal. La velocidad de operación puede ser alta. La rotación cubre 240 o 360 grados en varias velocidades.
- Breve tiempo de exposición; entre 1.4 - 14 segundos (Somatom DR) y 0.7 - 12 segundos (Somatom Plus).
- Una proyección consiste de tantas palabras de datos como detectores existen en el arreglo.

- El número de proyecciones depende del número de datos muestreados en cada corte.
- Los scanners de Siemens de tercera generación, son los siguientes:

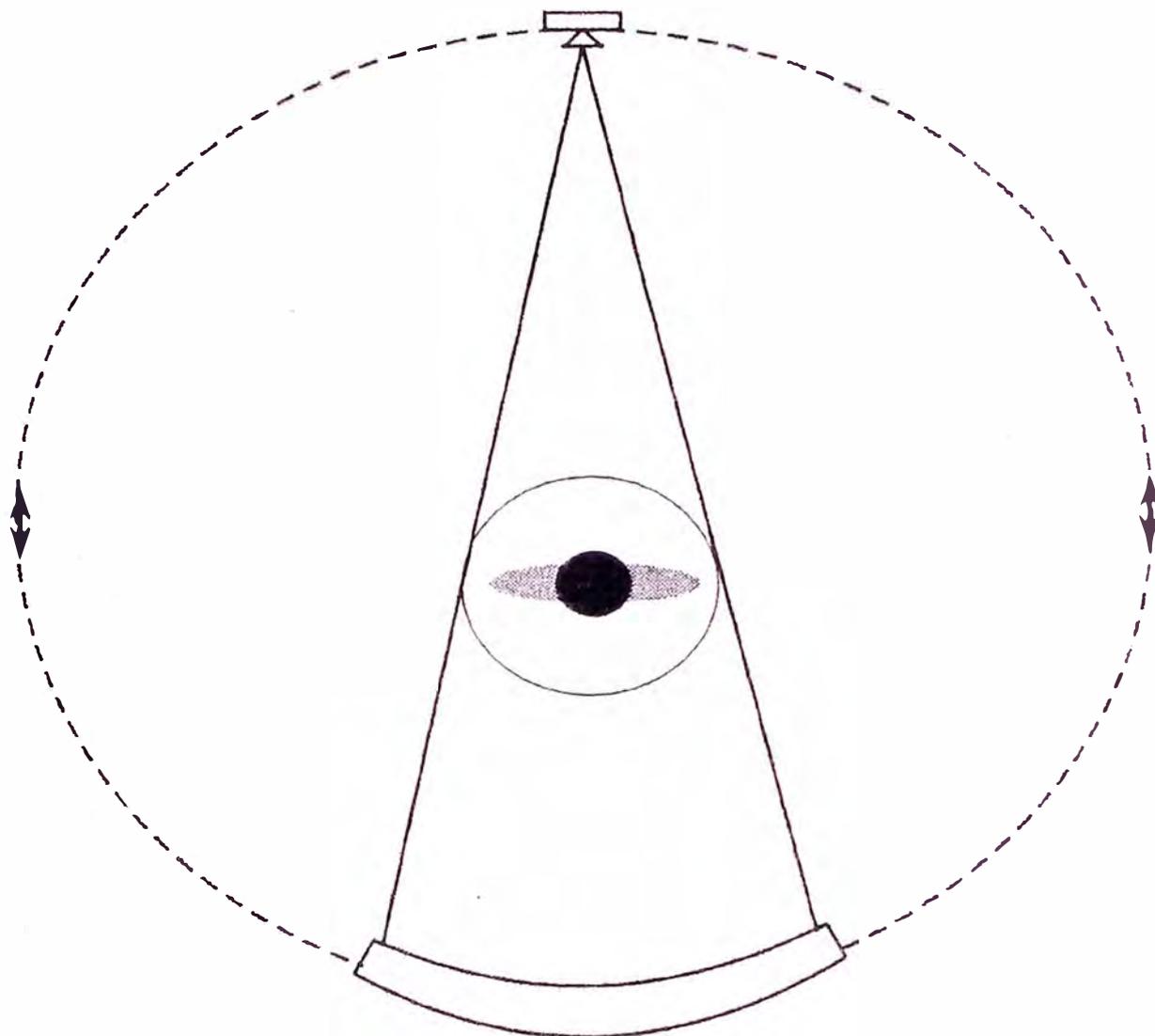
Somatom 1, SD, SF, 2

Somatom DR 1, 2, 3, G1, G, H, H2

Somatom CR, CR 512

Somatom Plus

Somatom HiQ; Fig. N°39.



Rotation clockwise or counter-clockwise
Scan-angle between 240° and 360° .

Fig. N°39

Tomógrafo de tercera generación

2.4 Tomógrafo de cuarta generación

Los scanners de cuarta generación fueron introducidos en 1977. También son usados en nuestros días en unos cuantos modelos. Sus características principales son.

- Posee un amplio abanico de rayos X.
- El arreglo de detectores consiste de múltiples detectores, dispuestos como un anillo estacionario alrededor del campo de exploración. La cantidad de detectores, entre 424 y 2400, depende del modelo. El tubo rota dentro del anillo detector.
- Radiación continua.
- Como se usa únicamente movimiento rotacional, son necesarios breves tiempos de examen (1 - 12 segundos).
- Una proyección consiste de tantas palabras de datos como de tantos detectores hay en el haz en forma de abanico.
- El haz en forma de abanico no puede ser usado directamente para cálculo, el abanico fuente tiene que ser convertido en un inverso o abanico detector. (unidad de abanico inverso)
- Los scanners de cuarta generación no son usados por Siemens; Fig. N°40.

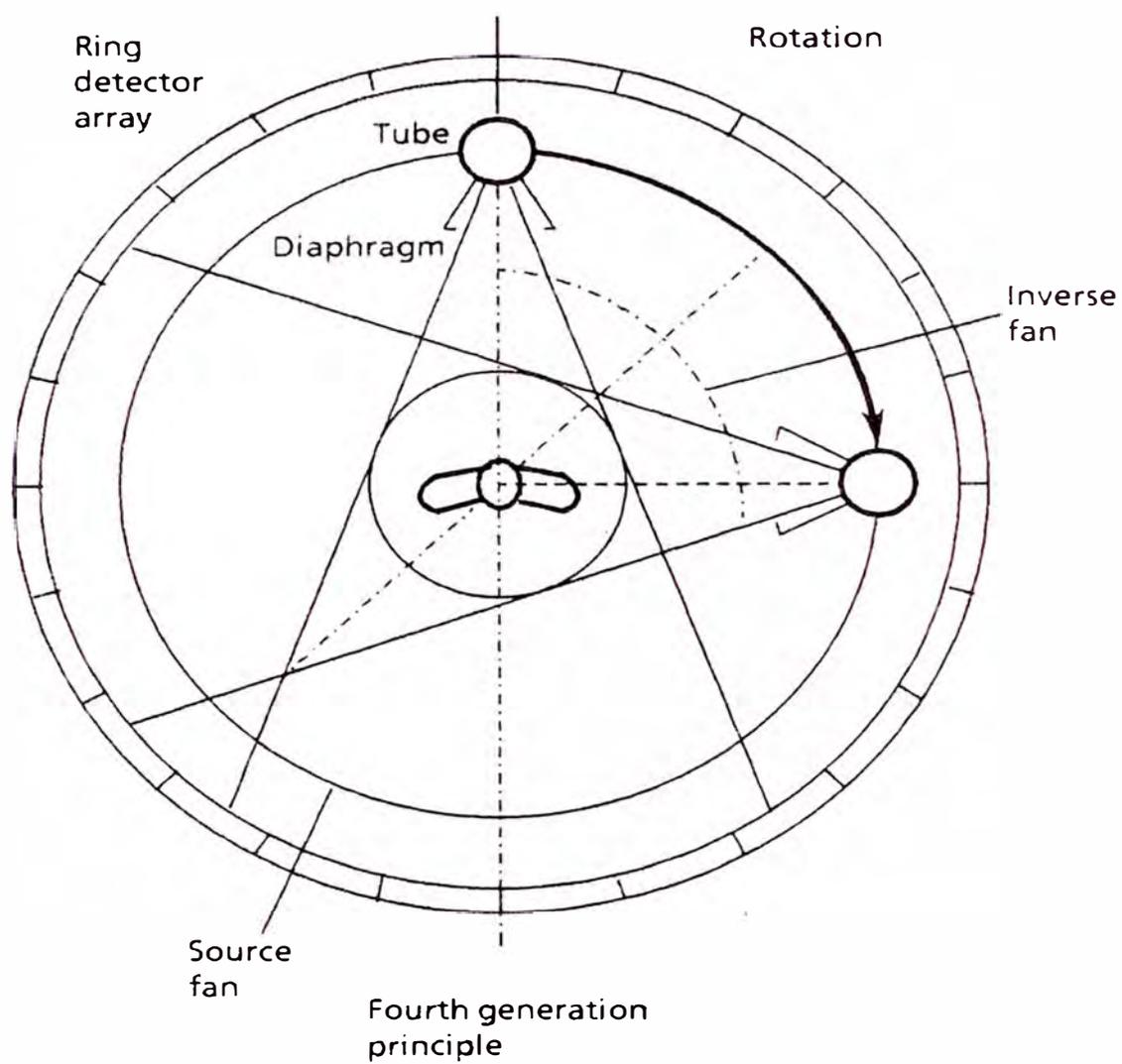


Fig. N°40

Tomógrafo de cuarta generación

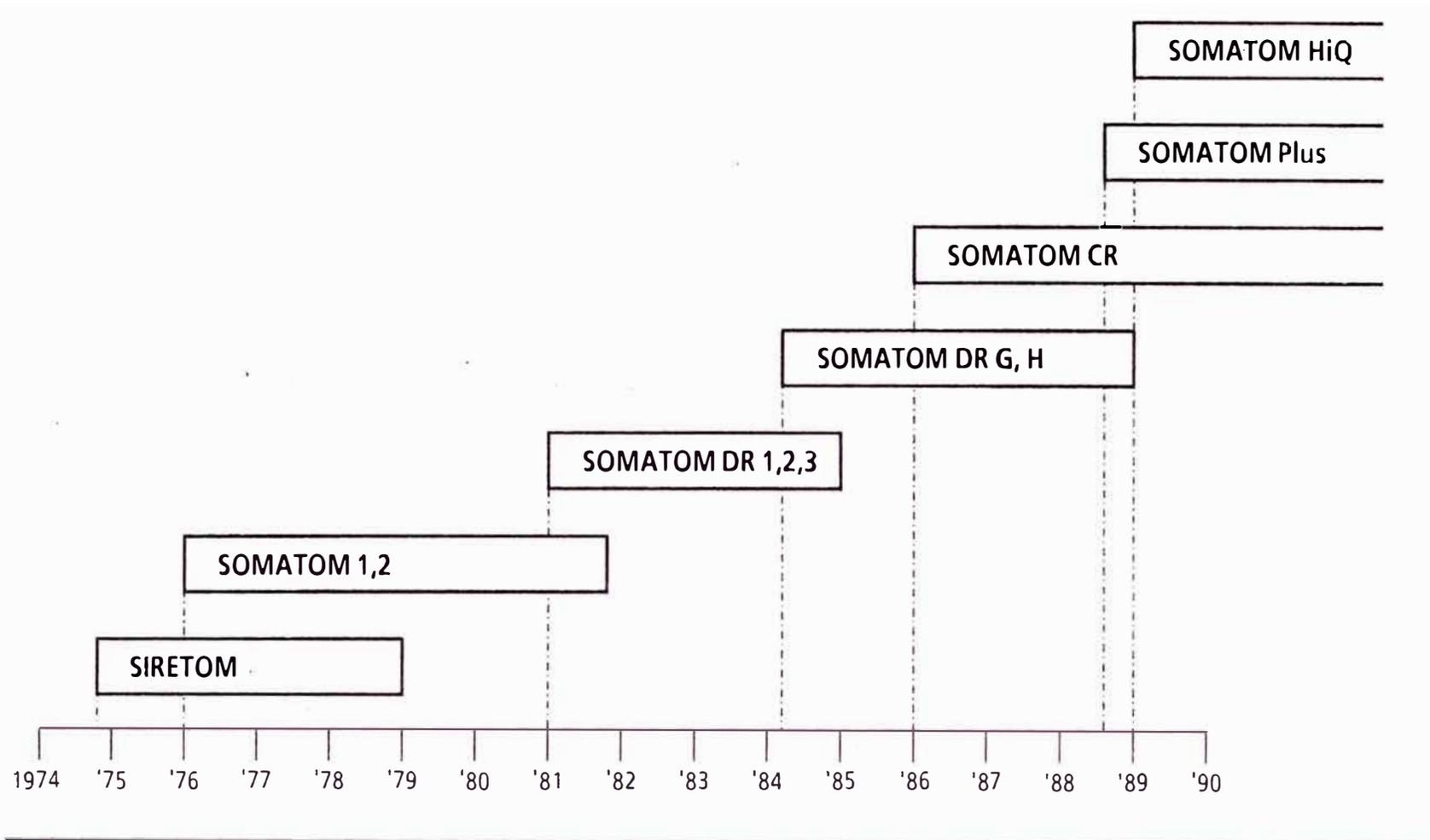


Fig. N°41

La tabla muestra los diferentes sistemas de Tomografía Computarizada desarrollados por Siemens

CAPÍTULO III

TOMÓGRAFO HELICOIDAL COMPUTARIZADO SOMATOM Plus 4 DE SIEMENS

3.1 Diagrama de bloques

El diagrama de bloques que se muestra en la Fig. N°42 corresponde a un Tomógrafo Helicoidal Computarizado SOMATOM Plus 4 de SIEMENS de tercera generación; el cual se caracteriza por poseer un Gantry Estacionario y un Gantry Rotante sobre su eje por lo que debe de ser posible transmitir tanto la energía de alta tensión y datos a través de carbones fijos en el Gantry Estacionario y anillos rotantes en el Gantry Rotante. Caracterizado por requerir de un sistema de enfriamiento de aire, agua y aceite; además de que el ambiente debe ser mantenido mediante aire acondicionado en una temperatura de entre 20 y 21 °C.

3.2 Componentes del SOMATOM Plus 4

Los componentes del SOMATOM Plus 4 pueden ser divididos en:

- **HOST / Console**
- **System Control**
- **SMI, Siemens Medical Imager**

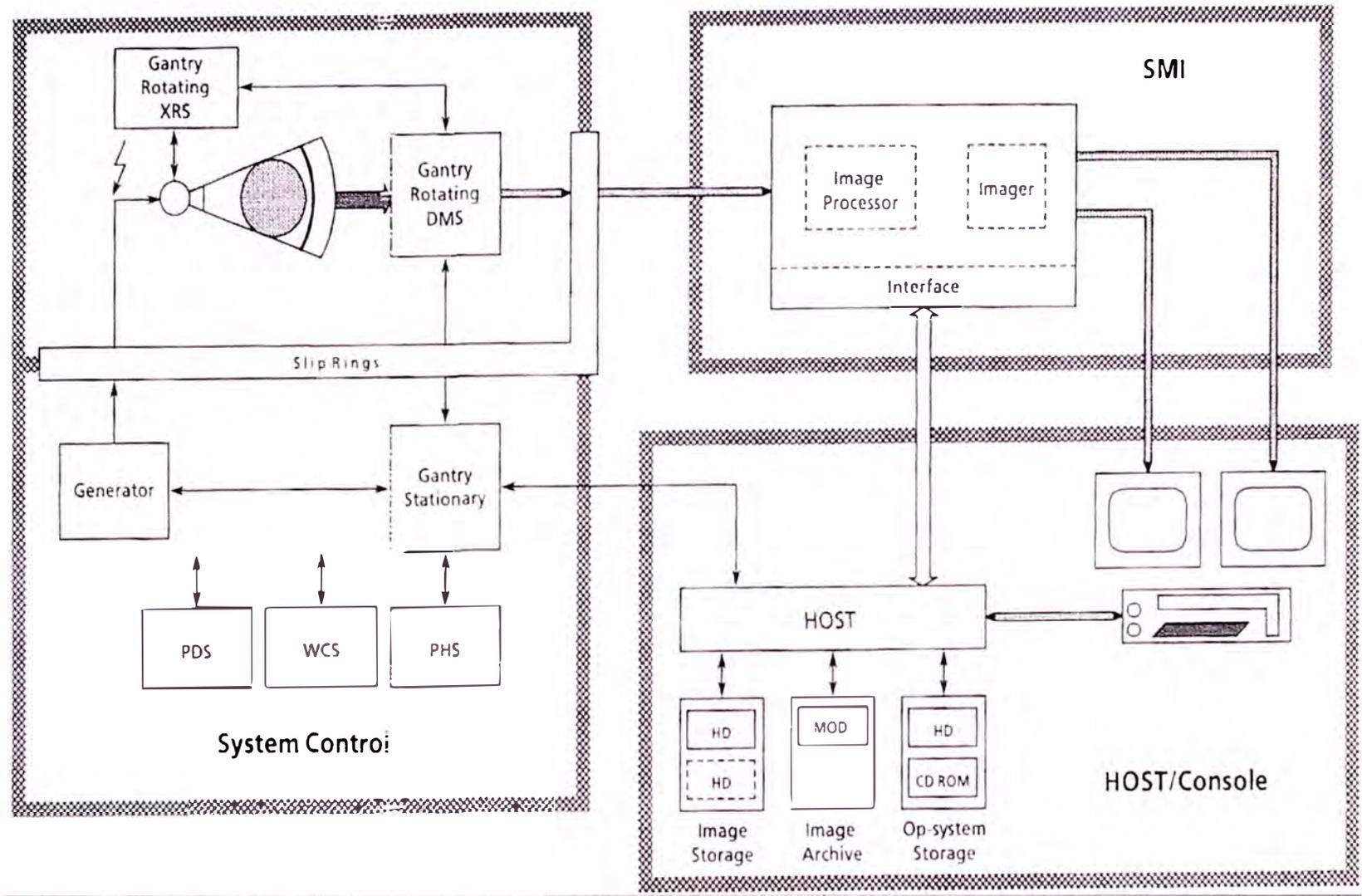


Fig. Nº42

Diagrama de bloques del Tomógrafo SOMATON Plus 4 de SIEMENS

3.2.1 La Host/Console

La Host/Console incluye todos los componentes que son necesarios para controlar las funciones del SOMATOM Plus 4:

- La computadora HOST SPARC 10.
- La consola con el teclado y dos monitores a color.
- Los componentes de almacenamiento del sistema operativo.
- Los componentes de almacenamiento de imagen y archivos.

3.2.2 El sistema de control

El sistema de control incluye a todos los componentes que son necesarios para la medición de datos.

- Gantry Estacionario.
- Generador y Tubo de Rayos X.
- Gantry Rotante XRS, Sistema de Rayos X.
- Gantry Rotante DMS, Detector y Sistema de Medición de datos.
- PHS, Control de Manejo del Paciente.
- WCS, Sistema de Enfriamiento por Agua.
- PDS, Sistema de Distribución de Potencia.

3.2.3 El SMI, Siemens Medical Imager

El SMI incluye todos los componentes involucrados en la reconstrucción y presentación de la imagen.

Procesador de Imagen.

Reconstructor de Imagen.

El diagrama de la Fig. N°43 muestra los diferentes controladores componentes del SOMATOM Plus 4.

El diseño de la máquina esta basado en la inteligencia distribuida, por ejemplo, todas las funciones que deben ser controladas, serán manejadas por controladores de función de 8 bits. Estos controladores son responsables para la correcta ejecución y realimentación de su función.

Todos los controladores están conectados al **CAN**, Controller Area Network, la cual consiste de dos conductores; de tal modo que todos los parámetros necesarios, comandos y errores, son distribuidos vía éstos conductores. Asimismo, son conectadas en paralelo al CAN conductores de señales críticas; por ejemplo:

XCGen, X-Ray Continuous Generator, la cual switchea en on u off el alto voltaje.

HTTP, Horizontal Table Pulses, la cual es necesaria durante el topograma y la función ESPIRAL.

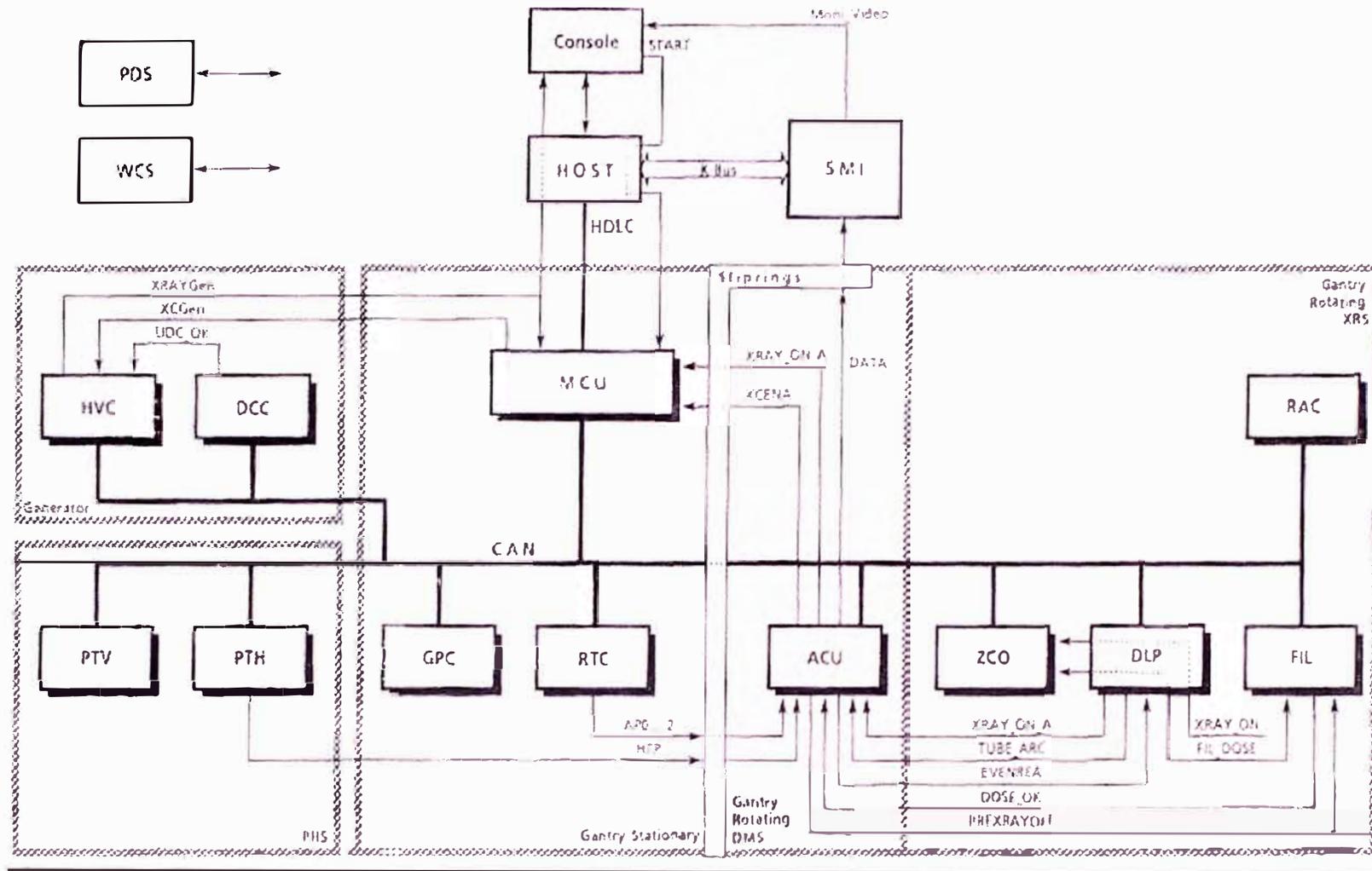


Fig. N°43

El diagrama muestra los diferentes controladores dedicados y conectados al CAN

3.3 Gantry Estacionario

Es la parte del Gantry que permanece estacionario y la que contiene a la parte rotante; asimismo es la que parte que se inclina conjuntamente con la parte rotante. A continuación se describen sus controladores.

El MCU, Master Control Unit, es el controlador interfase entre la HOST y los otros controladores; asimismo la comunicación entre la HOST y la MCU es realizada mediante el envío de datos en serie, usando el protocolo HDLC (High-level Data Link Control).

El RTC, Rotating and Tilt Controller, es el que ejecuta la función de controlar la rotación del scanner y la posición angular del Gantry.

El GPC, Gantry Panel Control, es el que controla el panel de control en el Gantry; la cual realiza las diferentes funciones de la mesa de paciente.

3.4 PHS, Patient Handling System

Es la parte del sistema encargada de ejecutar todas las funciones de la mesa del paciente; es decir para subir y bajar al paciente e introducir o retirar al mismo desde el centro de rotación del scanner. A continuación se describen sus controladores.

El PTV, Patient Table Vertical Controller, es el controlador que ejecuta las diferentes funciones verticales de la mesa de paciente.

El PTH, Patient Table Horizontal Controller, es el controlador que ejecuta las diferentes funciones horizontales de la mesa de paciente.

3.5 Generador

Es la parte del sistema en que se genera y controla el alto voltaje y la corriente que se aplica al tubo de rayos X; a fin de obtener dosis controladas. A continuación se describen sus controladores.

El DCC, Direct Current Circuit, es el controlador necesario para generar un voltaje DC, usado por el HV_CON.

El HVC, High Voltage Controller, es el controlador necesario para generar el alto voltaje usado como fuente para el tubo de rayos X.

3.5 Gantry Rotante

Es la parte del Gantry que contiene el tubo de rayos X, los diferentes detectores, su sistema de refrigeración y la electrónica necesaria; los mismos que rotan conjuntamente alrededor del eje. A continuación se describen sus diferentes controladores.

El FIL, Filament Controller, este controlador es necesario para regular el calentamiento del tubo y la dosis correspondiente.

El RAC, Rotating Anode Controller, este controlador es necesario para controlar el circuito de funcionamiento del ánodo rotatorio.

El DLP, Diaphragm, Light Marker and PHI, es el controlador del diafragma del lado de los detectores, del marcador de luz y de la función de deflexión del foco.

El ZCO, Z-Controller, es el controlador de la función del diafragma del lado del tubo, relacionado a la posición real del foco y al espesor del corte.

El ACU, Acquisition Unit Controller, es el controlador que gobierna la función de adquisición de datos y la función de transmisión de los mismos.

3.7 HOST / Console

Es la parte del sistema de control central; desde donde se gobiernan todas las funciones del equipo.

3.8 SMI, Siemens Medical Imager

Es la parte del sistema que consiste en el procesador de imagen, para la reconstrucción de las mismas; así como la generación de la señal de video, de texto e imagen del monitor.

3.9 WCS, Water Cooling System

Consiste en la parte del sistema, la cual es la central de enfriamiento de los diferentes componentes del sistema.

3.10 PDS, Power Distribution System

Consiste en la parte del sistema, la cual es la conexión de potencia central de los componentes del sistema.

CAPÍTULO IV FUNCIONAMIENTO DE LOS SISTEMAS Y MANTENIMIENTO DEL SOMATON Plus 4

La conexión de todas las señales entre el Gantry Rotante y el estacionario es realizado a través de un arreglo de anillos deslizantes. Los datos para construir la imagen son enviados a través de los anillos deslizantes, directamente al SMI, Siemens Medical Imager.

4.1 El HOST y la consola

El HOST y la consola son componentes necesarios para:

Almacenar y ejecutar el software,

Almacenar y archivar imágenes,

Controlar todos los componentes del SOMATON Plus 4,

A través de la conexión del K-bus de 32 bits, Fig. N°44, la HOST controla la SMI, Siemens Medical Imager y sus funciones, tales como la recepción de datos, el cálculo de la imagen, la presentación, la evaluación y el almacenamiento.

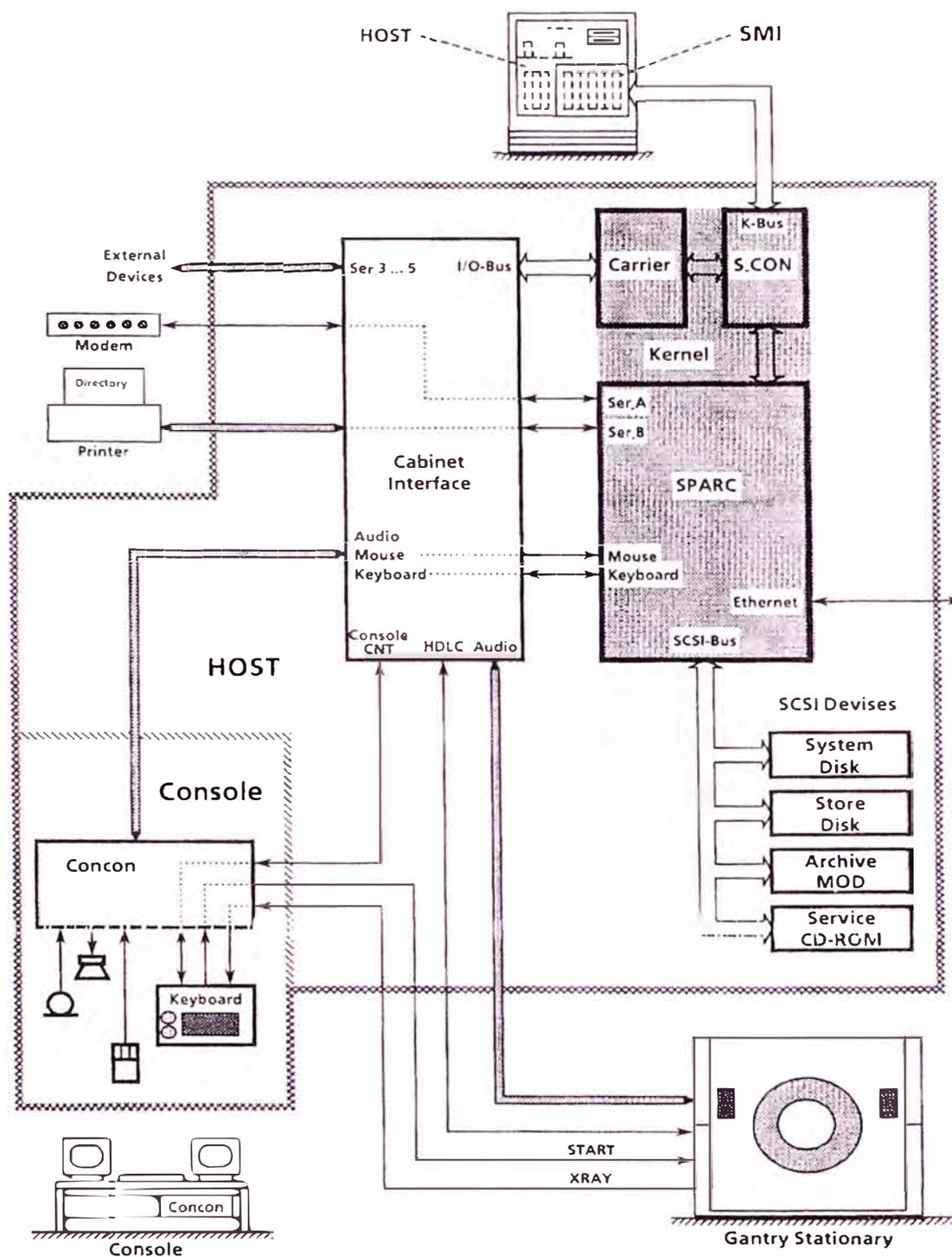


Fig. N°44

El diagrama muestra los sistemas que controla la Host

El I/O-bus es usado por la interfase del gabinete y abre el acceso al Gantry, la consola y componentes externos conectados serialmente.

La tarjeta SPARC alimenta a las interfases seriales para:

Entrada de mouse y teclado.

Componentes periféricos, tales como impresora o modem.

4.2 Computador del sistema

Es una Computadora basada en el sistema UNIX con 128MB o 64MB de memoria caché; asimismo posee interfase ethernet para soportar la red de área local (LAN, opcional). Además cuenta con 1GB para el drive de disco del sistema operativo y almacenamiento de software aplicativo.

4.3 Almacenamiento de imagen

El almacenamiento de imágenes se realiza en un disco de 2.1GB tiene una capacidad de almacenamiento para 3200 imágenes descomprimidas aproximadamente en una matriz de 512x512 o 500 archivos de datos primarios (raw data files) con imágenes.

4.4 Archivo de imágenes

Las imágenes se archivan en un sistema de Disco Magneto-Óptico (MOD) de 5 ¼" con 600MB de capacidad de almacenamiento para 4400 / 1100 imágenes descomprimidas en una matriz de 256x256 / 512x512; o 9600 / 2800 imágenes comprimidas en una matriz de 256x256 / 512x512.

4.5 Funciones de audio

Las funciones de audio API, Automatic Patient Instruction, consiste en un sistema con almacenamiento de texto e intercomunicador para las instrucciones y monitoreo del paciente.

4.6 Sistema operativo del computador

El sistema operativo de la computadora principal es el UNIX y el programa de usuario para operar el SOMATOM Plus 4 es llamado

“S O M A R I S”

Derivado de **SOMATOM MeAsuRement and Imaging System**; el cual incluye todos los comandos para el normal funcionamiento del equipo así como para realizar las pruebas y ajustes necesarios; Fig. N°45.

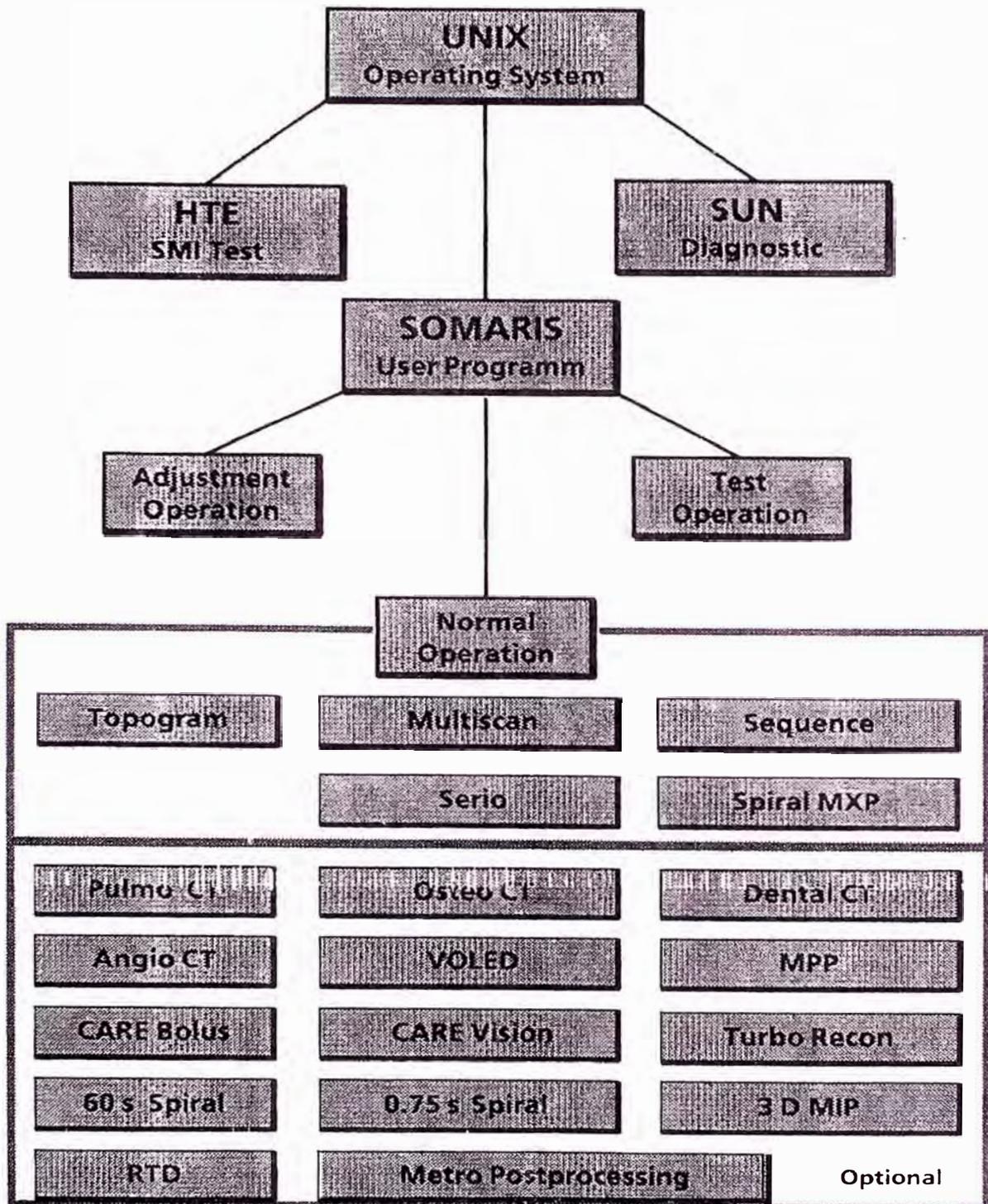


Fig. N°45

Software y sistema operativo del SOMATON Plus 4

4.7 Especificaciones del equipo

Las especificaciones del equipo están basados en el software de procedimientos guiados por la rutina de operación, software de selecciones guiadas de parámetros específicos de anatomía, muestra de los parámetros de la exploración en uso e indicadas en el monitor de dialogo, soporte de funciones de evaluación a través de teclas de acceso rápido y convenientemente la operación controlada por mouse, software de soporte para monitorear la carga del tubo, multiescan dinámico (técnica de exploración multirotacional con adquisición continua de datos en un único sitio de corte), exploración dinámica múltiple (secuencia rápida de exploración en un único sitio de corte para coger los cambios de densidad en el tiempo, siguiendo la inyección del medio de contraste), secuencia de volumen o tomograma (técnica de secuencia rápida de exploración con alto nivel de resolución, incremento en los datos de las tablas, reconstrucción de la imagen en curso), topograma (inspección general por radiograma para el posicionamiento del paciente con calidad de imagen para diagnóstico), espiral MXP (técnica rápida de exploración de volumen con eliminación de espacios vacíos y alimentación continua de las tablas, máximo 60 segundos de radiación continua.

Opcionalmente puede contar con Osteo CT, Pulmon CT, Dental CT, Angio CT, VOLED, MPP, CARE Bolus, CARE Vision, Turbo Recon, RTD, 60s Spiral, 0.75s Spiral, 3D MIP, Metro Postprocessing.

4.8 Grupos funcionales del Gantry Estacionario

La Fig. N°46 muestra el principio del Gantry Estacionario y sus grupos funcionales. Todas las funciones son manejadas por controladores, los cuales están conectados al **CAN**, Controller Area Network. Las señales críticas en el tiempo están conectadas en paralelo al CAN; por ejemplo la de rayos X, la cual tiene un valor mayor que 20 kV.

4.8.1 El MCU, Master Control Unit

El MCU, Master Control Unit, consiste de una interfase inteligente entre el HOST y los controladores de otras funciones.

4.8.2 El RTC, Rotating and Tilt Controller

Las funciones de rotación e inclinación son manejadas por el controlador RTC. Los motores de rotación e inclinación están conectados al convertidor. El RTC es capaz de fijar la velocidad de rotación o inclinación vía este convertidor.

La velocidad de rotación o posición son medidos usando una barrera de luz y un anillo ranurado; el cual genera 1440 APs, Pulsos Angulares por revolución.

El ángulo de inclinación es medido por un sensor de inclinación basado en un condensador que varía su capacidad dependiendo de su posición angular.

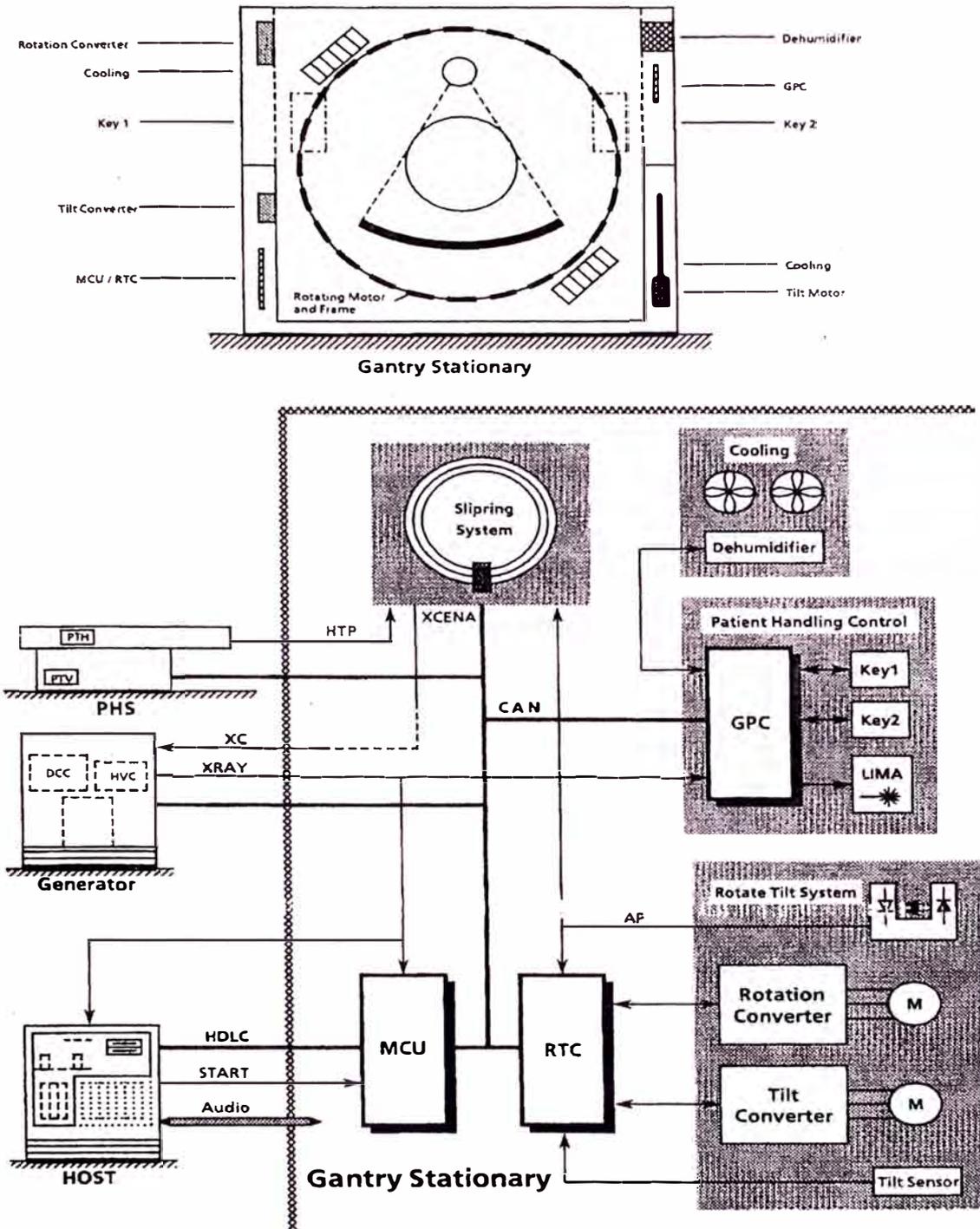


Fig. N°46

El Gantry Estacionario y sus grupos funcionales

4.8.3 El GPC, Gantry Panel Control

El GPC, Gantry Panel Control maneja los dos paneles de operación ubicados en el Gantry (teclas 1 y 2) y el LIMA, Light Marker.

4.8.4 Sistema de enfriamiento del Gantry

El Gantry posee un sistema de enfriamiento integrado, el cual controla la temperatura y la humedad de dentro del mismo.

4.8.5 Señales del Gantry

Todas las señales hacia o desde la parte rotante del Gantry están conectadas vía diferentes anillos deslizantes; por ejemplo los anillos deslizantes de control, los anillos deslizantes de potencia, etc.

4.8.6 Características mecánicas del Gantry Estacionario

A continuación se señalan las características mecánicas de los principales del Gantry Estacionario.

- Apertura del Gantry, 70 cm
- Inclinación del Gantry, +/- 30°
- Campo de exploración, 50 cm
- Apertura del haz en abanico, 52°

4.8.7 Control de rotación

La velocidad de rotación del gantry se controla de la siguiente manera.

Para rotación continua "Sistema de Medición Multiabanico"

Velocidad de rotación: 0.50 seg. → 240°

0.75 seg. → 360°

1.50 seg. → 360°

2.00 seg. → 360°

4.8.8 Enfriamiento

El enfriamiento del Gantry consiste de intercambiadores de calor aire, agua y aceite; constituyendo un sistema integrado.

Sistema integrado de enfriamiento para la electrónica y el tubo de rayos X.

Eliminación de cualquier emisión de calentura al medio donde se efectúa el examen.

4.9 Grupos funcionales del Gantry Rotante

El diagrama de bloques de la Fig. N°47 muestra los grupos funcionales del Gantry Rotante XRS, X-Ray System. Todas las funciones son manejadas por controladores, los cuales están conectados al CAN. Las señales críticas en el tiempo, están conectados en paralelo al CAN; por ejemplo el de

XRAY_ON el cual es definido si el DLP detecta radiación, FIL_DOSE, señal analógica que representa la dosis en uso.

4.9.1 El RAC, Rotating Anode Circuit

El RAC, Rotating Anode Circuit, es el circuito que se encarga de acelerar y desacelerar el ánodo del tubo de rayos X con la finalidad de proteger la superficie del ánodo.

4.9.2 El FIL, Filament Circuit

El FIL, Filament Circuit, circuito que tiene la labor de regular la corriente de filamento, lo cual indirectamente regula la corriente del tubo y la cantidad de dosis durante la exposición.

4.9.3 El DLP

El DLP, son los controladores para el Detector, el Light Marker y el PHI y tienen que efectuar las siguientes labores:

Deflexión del foco.- Regulación de la posición del foco usando una bobina de deflexión construida dentro del ensamblaje del tubo. La posición del foco en uso proviene del FOC_MON.

Control del Diafragma.- El posicionamiento del diafragma en el lado detector se realiza usando un motor d.c. La posición en uso es determinado por un codificador de posición.

- Marcador de Luz.- El marcador de luz (cuatro luces láser) indican la zona del barrido de corte.

4.9.4 El ZCO

El ZCO, Z-Control, es el sistema que posiciona el diafragma del lado del tubo de acuerdo al espesor de corte seleccionado y el movimiento del punto focal durante el barrido. Cada lado de los diafragmas esta controlado por motores de paso. La posición en uso esta determinado por dos generadores de posición.

4.9.5 Especificaciones del Gantry Rotante

- Espesores de corte entre 1 y 10 mm en pasos de 0.5 mm
- Cortes estándares determinados: 1, 2, 3, 5, 8 y 10 mm
- Colimación del corte en el tubo y en el detector
- Vuelo del punto focal para operación multiabanico
- Velocidad de rotación del ánodo 40....80 Hz
- Sistema de aceite en lazo cerrado para el enfriamiento del tubo
- Monitoreo de la temperatura del ánodo controlado por computadora.

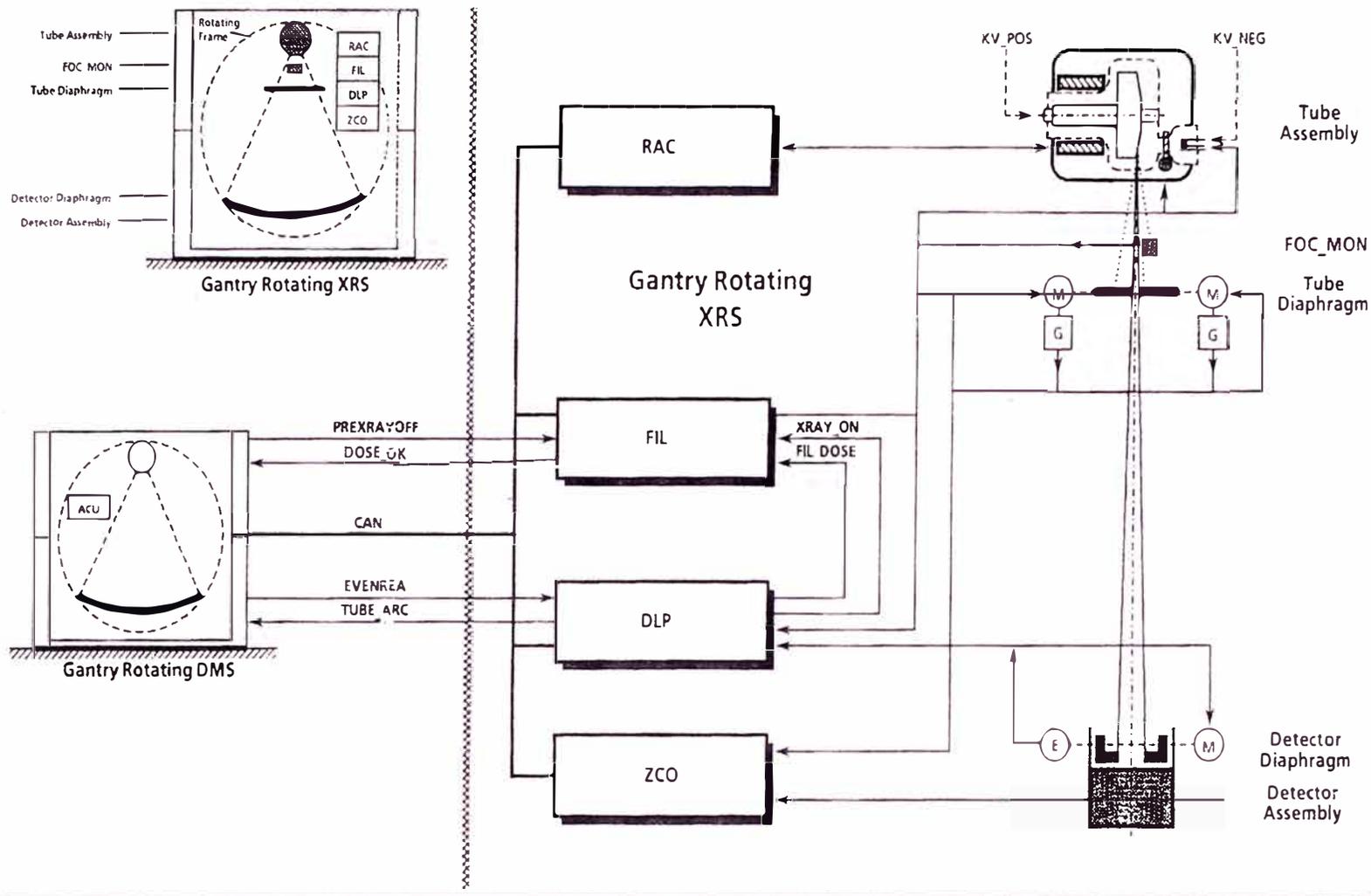


Fig. N°47

El Gantry Rotante y sus diferentes grupos funcionales

4.10 Grupos funcionales del Generador

El diagrama de bloques mostrado en la Fig. N°48 agrupa los grupos funcionales del Generador DURAMATIC 55 del SOMATON Plus 4.

Todas las funciones son manejadas por controladores; los cuales están conectados al CAN.

Las funciones del generador están divididas en dos partes:

4.10.1 Generador de alto voltaje

En el generador se produce el Alto Voltaje (gabinete aislado); necesario para la aplicación al tubo de rayos X.

4.10.2 Gantry Rotante XRS, X-Ray System

Es la parte del generador donde se ubica el circuito RAC, necesario para generar energía para la rotación del ánodo y FIL necesario para el calentamiento del filamento.

- RAC, circuito de rotación de ánodo.
- FIL, circuito de filamento.

El DCC, Direct Current Circuit convierte el voltaje trifásico a.c. en voltaje d.c. U_{DC} . El valor establecido de U_{DC} es variable y depende del voltaje seleccionado por software para la aplicación al tubo, U_T y la

corriente de tubo I_T . La regulación de U_{DC} es hecho por el controlador DCC.

El HVC, High Voltage Circuit, tiene que proveer al tubo un voltaje KV_POS/NEG, el cual es conectado al tubo de rayos X vía anillos deslizantes. El circuito de alto voltaje consiste de un inversor principal y del transformador de alto voltaje. La regulación de del KV_POS/NEG es hecho por un hardware regulador.

4.10.3 Especificaciones técnicas del Generador

- Voltaje : 70..... 140 kV (80, 120, 140 kV en el SOMARIS)
- Corriente : 55-420 mA en el SOMARIS
- Potencia : max. 55kW ajustable pasos finos
- Radiación continua
- Generador de alta frecuencia sin producción de ruido
- Transferencia de alto voltaje vía anillos deslizantes

4.11 El DMS, Data Measurement System

El diagrama de bloques mostrado en la Fig. N°49 resume los grupos funcionales del DMS, Data Measurement System del SOMATON Plus 4.

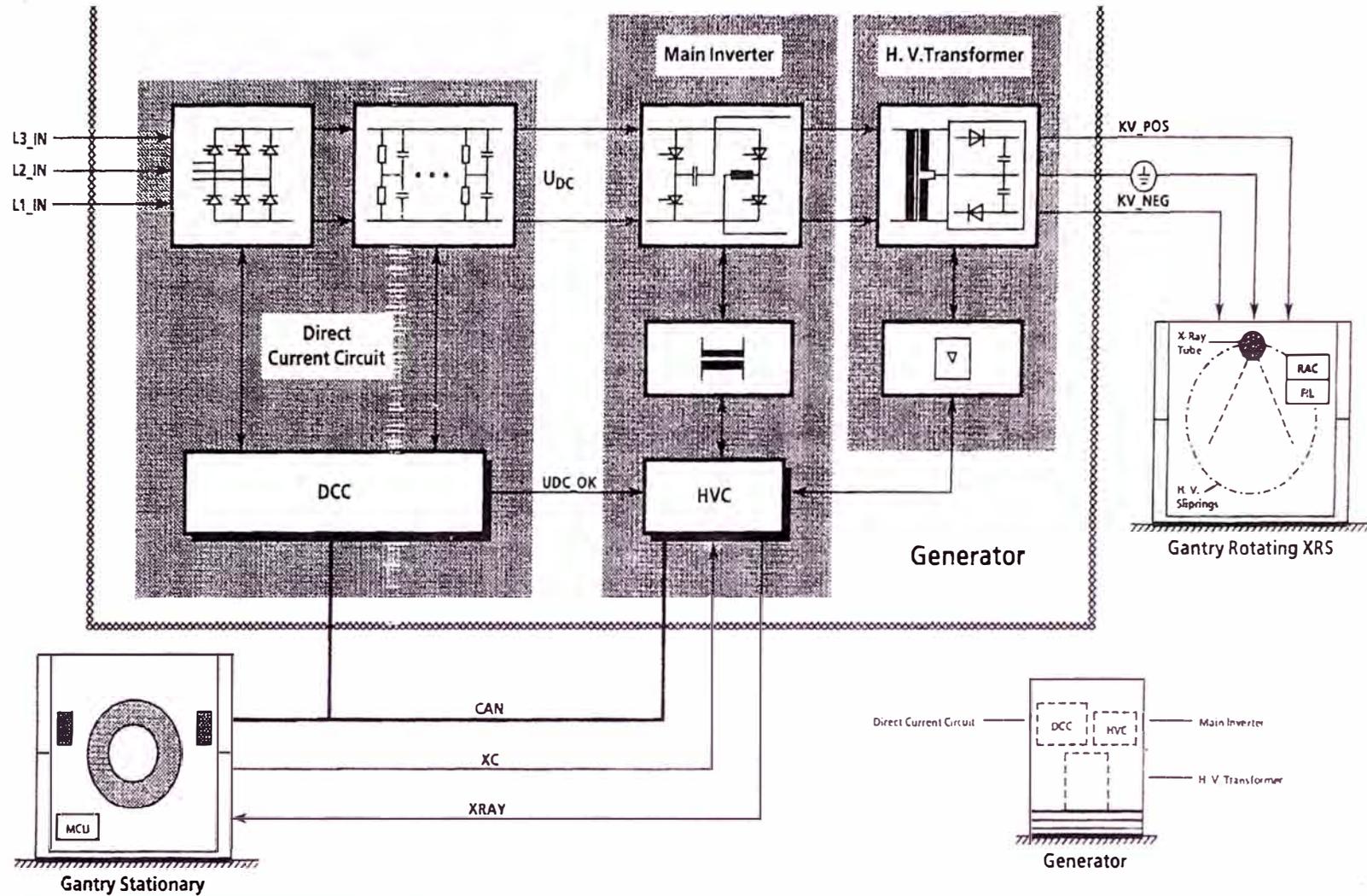


Fig. N°48

El Generador y sus diferentes grupos funcionales

Todas las funciones son manejadas por un controlador, el cual esta conectado al CAN y las señales críticas en el tiempo están conectadas en paralelo al CAN; por ejemplo DOSE_OK del FIL, la cual es la señal de habilitación final para iniciar la adquisición y transmisión de datos. A continuación se describen sus componentes principales.

4.11.1 El DAS, Data Acquisition System

El DAS, Data Acquisition System mide las señales de los 768 elementos detectores y los transmite como señal analógica a los ADCs. El DAS consiste de 48 tarjetas integradoras, cada una con 16 canales de datos.

Los 3 ADC son Conversores Análogo Digital de punto flotante. Un ADC convierte la señal de la tercera parte de los canales del DAS; por ejemplo de 16 tarjetas integradoras o 256 elementos detectores.

La señal de monitoreo es medida por un integrador localizado en el ACU_1

4.11.2 El ACU_1, Acquisition Unit 1

El ACU_1, Acquisition Unit 1, es la parte del sistema que contiene las siguientes funciones:

- Monitoreo: Integración de la señal de monitoreo.
- Temporizador: Generación de todas las señales de temporización del integrador, ADCs y de la transmisión serial de datos.

- Transmisión: Transmisión de los datos al SMI, vía el sistema de anillos deslizantes.

4.11.3 El ACU_2, Acquisition Unit 2

El ACU_2, Acquisition Unit 2, es la parte del sistema que coordina las funciones de la medición de datos de la parte rotante del Gantry. El controlador ACU esta localizado en esta tarjeta.

4.11.4 Especificaciones del DAS

- Detector de gas Xenón QUANTILLARC con autocolimación o cerámica UFC, con 768 cámaras y un detector de monitoreo.
- Medición ininterrumpida, por el detector de señal, durante una exploración.
- 1536 canales activos de medición para la entrada de datos.
- ADCs de 16 bits con un rango dinámico de 1:1'000.000.
- 1408 lecturas por segundo.
- Tiempo de lectura 655 μ s, Tiempo de integración 710 μ s.

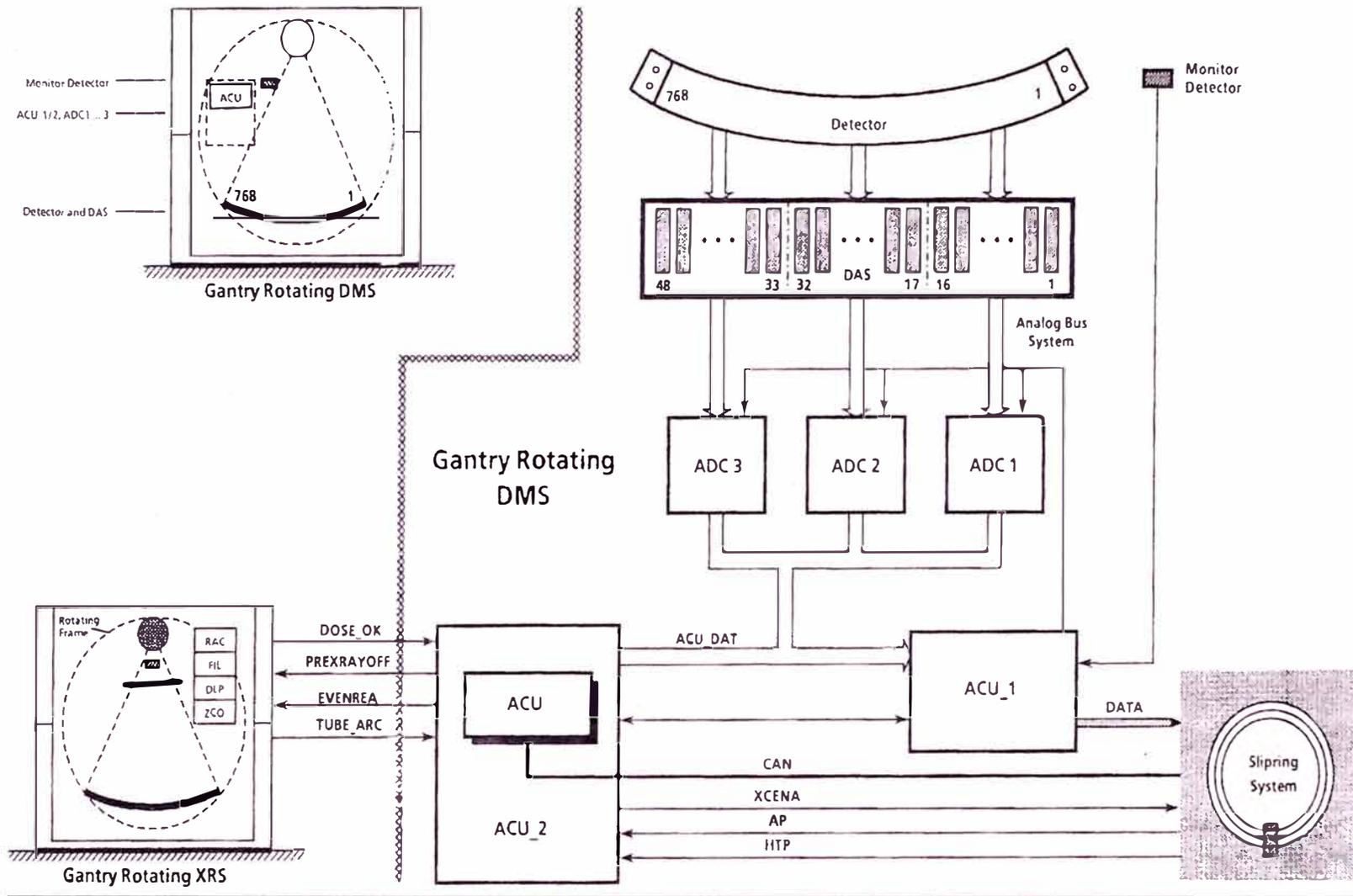


Fig. N°49

El diagrama muestra el sistema de medición de datos

4.12 El SMI, Siemens Medical Imager

En el diagrama de bloques que se muestra en la Fig. Nº50 se resumen los grupos funcionales del SMI, Siemens Medical Imager del SOMATOM Plus 4. La labor del SMI es:

- Recolectar los datos leídos provenientes del DMS, Data Measurement System vía el Gantry estacionario.
- Preprocesar los datos.
- Calcular la matriz de corte, y la de
- Mostrar la imagen resultante en el monitor.

4.12.1 El SIAM-C

El SIAM-C es una tarjeta con el Sistema de Interfase y Memoria, la cual enlaza el SMI con el HOST.

4.12.2 El IMA-ML

El IMA-ML, son dos procesadores de imagen que sirven como componentes de display para la información del HOST; por ejemplo texto, gráficos y ROI, y para la imagen médica.

4.12.3 Maxicam SUN

El Maxicam SUM constituye una interfase de cámara extendida y puede ser la salida a una unidad de impresión de imágenes o a una cámara digital.

4.12.4 BP-4

El BP-4 son dos proyectores posteriores y calculan la matriz del tomograma de las proyecciones procesadas.

4.12.5 AP-D

El AP-D es el sistema de procesador en serie para la convolución en el procesador de imágenes.

4.12.6 MAP-4

El MAP constituye tarjetas de procesamiento y memoria y sirven como buffer de datos de balanceo de performance y procesamiento en 3D.

4.12.7 RPP

El RPP es la que recolecta los datos de adentro y afuera y ejecuta el procesamiento.

4.12.8 REC

El REC es el receptor y esta enchufado en la tarjeta RPP; recibe los datos ópticos en serie.

4.12.9 EOS

El EOS constituye dos módulos electro-ópticos que convierten la señal eléctrica RGB en señal óptica para los monitores y de ese modo evitar interferencias eléctricas en la transmisión.

4.12.10 Camera converter

La camera converter es la que convierte los datos eléctricos y las señales de control en señales ópticas.

4.12.11 Especificaciones del SMI

- Reconstrucción continua de la imagen.
- Memoria de 160/288 MB para un máximo de 300/500 imágenes en una matriz de 512^2 .
- Memoria de 32MB para el procesamiento de funciones.
- Matriz de reconstrucción de 512^2 , Matriz de display 1024^2 .
- Escala de valores de TC: -1024 ... +3071.
- Libre Selección del centro y ancho de la ventana.
- Campos de reconstrucción: 3,5 ... 50 cm
- Medida de los pixeles 0.03 ... 0.5 mm
- Monitor a color de 21" , segundo monitor opcional.

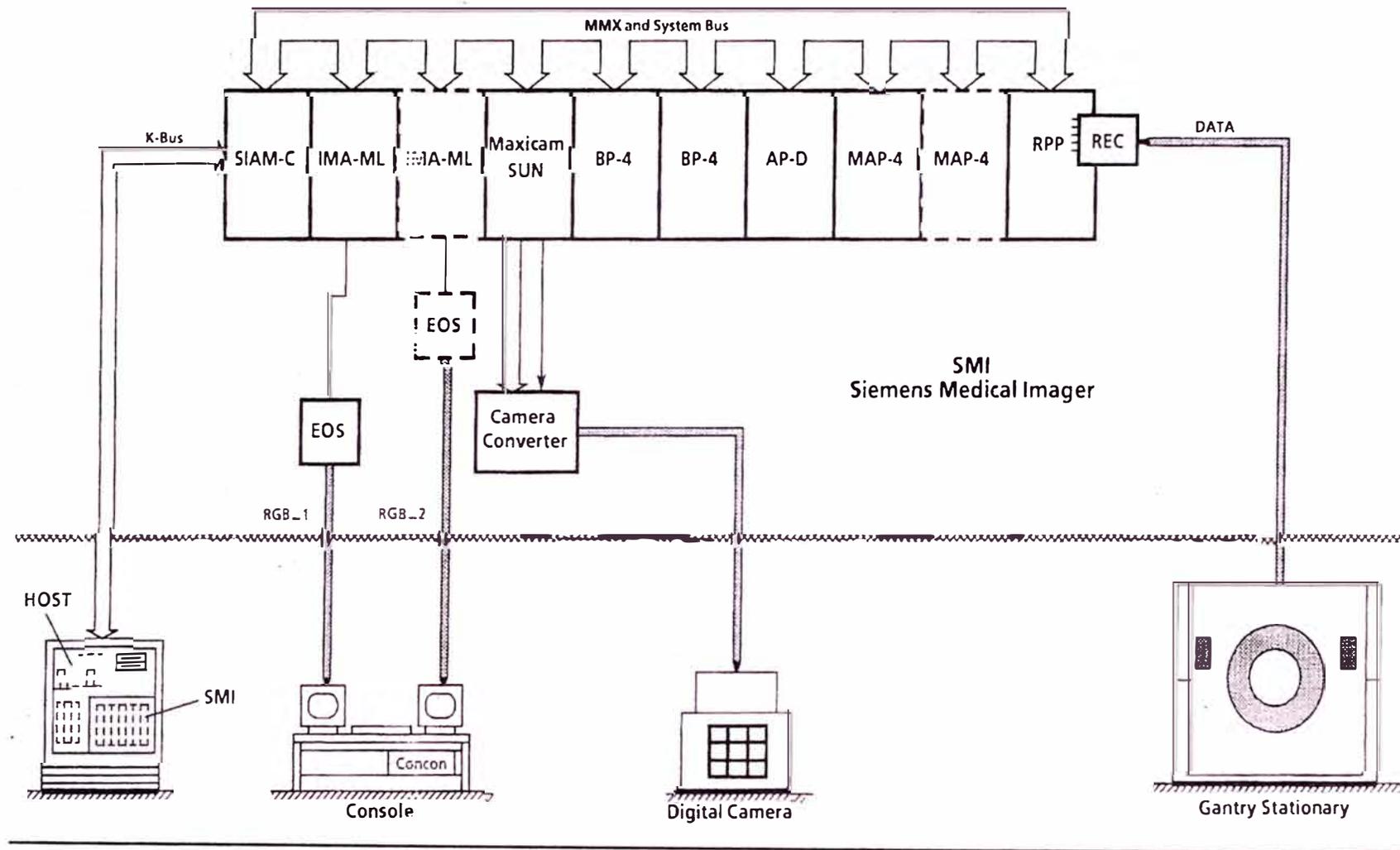


Fig. Nº50

El diagrama muestra los diferentes grupos funcionales del SMI

4.13 El PHS, Patient Handling System

En el diagrama de bloques que se muestra en la Fig. N°51 se pueden observar los grupos funcionales del PHS, Patient Handling System del SOMATOM Plus 4.

Todas las funciones son manejadas por controladores, los cuales están conectados al CAN y las señales críticas en el tiempo están conectadas en paralelo al CAN; por ejemplo la HTP, Horizontal Table Pulses, la cual es necesaria durante la elaboración del topograma para determinar la posición de alimentación relativa de la mesa. A continuación se resumen sus componentes.

4.13.1 El PTV

El PTV es el ejecuta el movimiento vertical de la mesa de paciente y es llevada a cabo por la rotación del tornillo sin fin, tanto como para abrir o cerrar el par de tijeras, las cuales elevan o descienden la mesa. El motor vertical es manejado por la PTV vía el conversor vertical. La altura de la mesa es medida por un potenciómetro.

4.13.2 El PTH

El PTH constituye la parte mas alta de la mesa, es decir que es la camilla que lleva al paciente. Ambas partes, la camilla de la mesa y el soporte de camilla pueden ser movidas independientemente en la dirección horizontal. Cada uno de ellos tiene su propio motor, faja de transmisión y

potenciómetro de posición para definir la exacta posición horizontal de la mesa en cualquier momento. Ambos motores horizontales son manejados por el PTH, el cual también monitorea la posición relativa con el uso de los codificadores horizontales.

4.13.3 Especificaciones del PHS

- Rango vertical : 48 cm a 102 cm
- Velocidad de elevación : 10/20 mm/seg.
- Rango de desplazamiento horizontal :
- Camilla del paciente : 35 cm
- Soporte de la camilla : 165 cm
- Velocidad continua de la mesa para SPIRAL MXP 0.5 a 20 mm/360°
- Máxima velocidad de desplazamiento : 150 mm/seg.
- La alimentación de la tabla es controlada remotamente en pasos de 0.5 mm
- Precisión del posicionamiento : +- 0.50 mm
- Carga máxima de la mesa : 200 kg

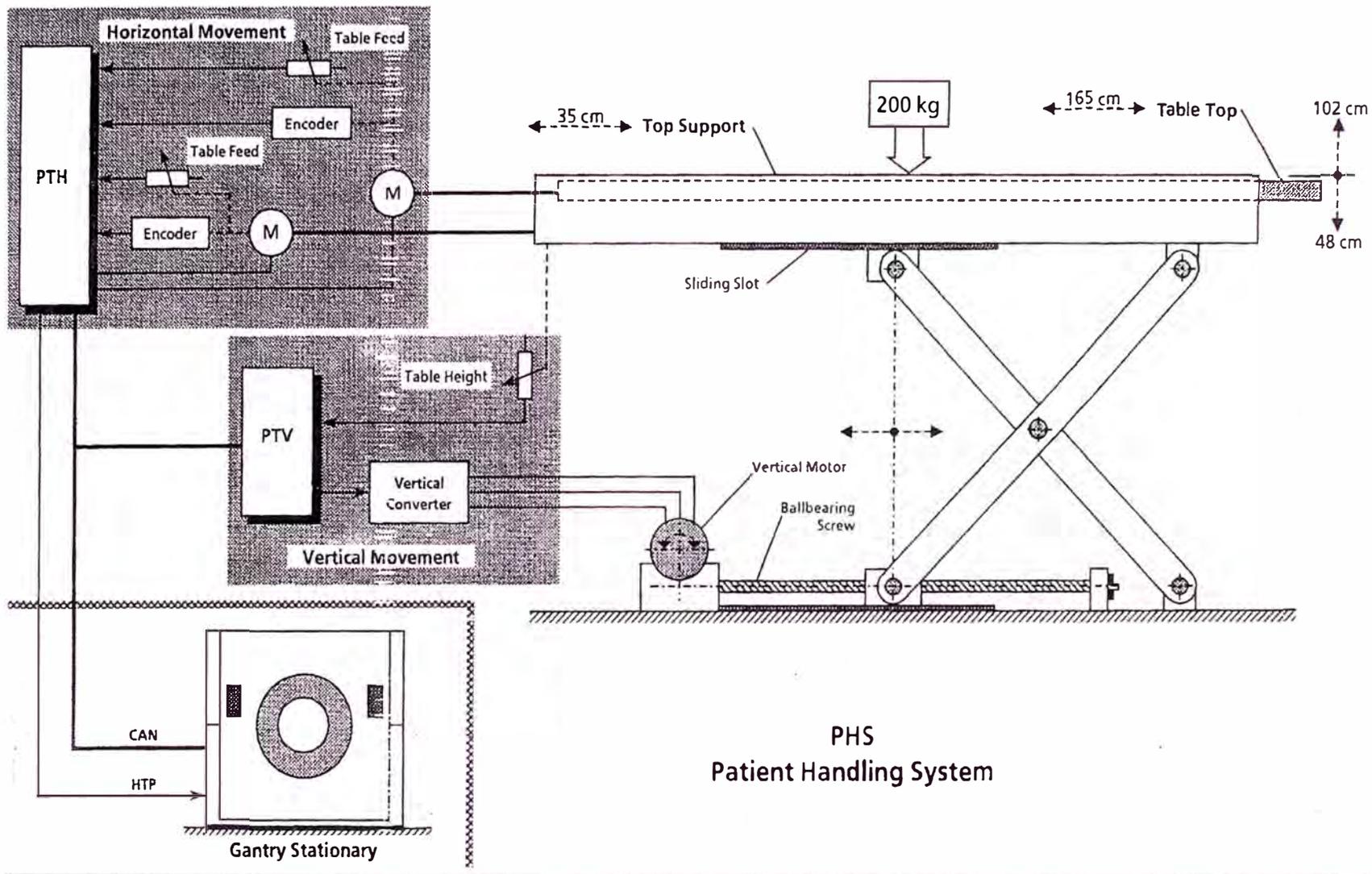


Fig. Nº51

El diagrama muestra el sistema de la mesa del paciente

4.14 El sistema de enfriamiento general

El SOMATON Plus 4 tiene un sistema integrado de circuito de enfriamiento y deshumidificador; Fig. N°52.

4.14.1 Circuito de enfriamiento

El Circuito de enfriamiento esta dividido en dos circuitos:

- HOST/SMI/Generator circuit
- Gantry circuit.

4.14.1.1 HOST/SMI/Generator circuit. Este circuito opera con un valor de temperatura constante de agua fría de 23 °C. Es usado para recoger la energía térmica del HOST/SMI y del Generador.

- El HOST/SMI se refrigera mediante un intercambiador de calor Aire-Agua
- El Generador se refrigera mediante un intercambiador de calor Aceite-Agua para el transformador de alto voltaje.
- Para refrigerar la electrónica del generador se utiliza intercambiador de calor Aire-Agua.

4.14.1.2 Gantry circuit. Este circuito opera con una temperatura variable de agua fría, de entre 18 y 28 °C para conservar la temperatura del aire en el Gantry a 27 °C. Dos ventiladores radiales succionan el aire del Gantry a

través de un intercambiador de calor Aceite-Aire y un ducto de aire. Luego los ventiladores soplan el aire a través de dos intercambiadores de calor Aire-Agua en la parte posterior interna del Gantry.

4.14.2 El WCS, Water Cooling System

El WCS esta constituido por dos circuitos enfriadores Agua-Agua, el cual regula la temperatura del agua fría. El agua fluye en ambos circuitos a aproximadamente 4000 l/h y ambos circuitos usan una válvula de tres vías y un microprocesador común para la regulación y monitoreo. La energía térmica de los diferentes componentes es pasada al agua fría, la cual es alimentada a través de una instalación exterior llamada "schiller"; no forma parte del equipo.

4.14.3 El Dehumidifier

El Dehumidifier es un sistema deshumidificador que esta ubicado dentro del Gantry para controlar la humedad. Un sensor recoge el valor de la humedad en todo momento, el cual es procesado por el sistema.

4.14.4 Especificaciones del enfriador

Sistema de enfriamiento para remover completamente el calor disipado en el gantry, generador, HOST y SMI

Capacidad de enfriamiento de 12.6 kW.

Con capacidad de transferir calor de la instalación del TC a la central del sistema de agua fría "schiller" (cold water supply)

4.15 El PDS, Power Distribution System

El SOMATON Plus 4 tiene dos sitios de instalación para la conexión de potencia; Fig. N°53. Uno para el generador, la cual provee la potencia para el tubo de rayos X y otro para el PDS, Power Distribution System, el cual alimenta los diferentes componentes del sistema.

La potencia principal esta provista por el sitio de instalación de voltaje de a.c. trifásica L1 a L3, el cual debe estar en el rango de 380 a 480 voltios.

El PDS distribuye la potencia a los diferentes componentes vía conductores y fusibles.

4.15.1 El Power Control

El Power Control es el sistema que controla la conexión o desconexión del equipo, usando interruptores ubicados en la consola.

SYS On : Se enciende el sistema completo

EVA On : Se encienden la HOST/SMI, la Consola y el WCS (modo de evaluación).

OFF : Se apaga el sistema completo.

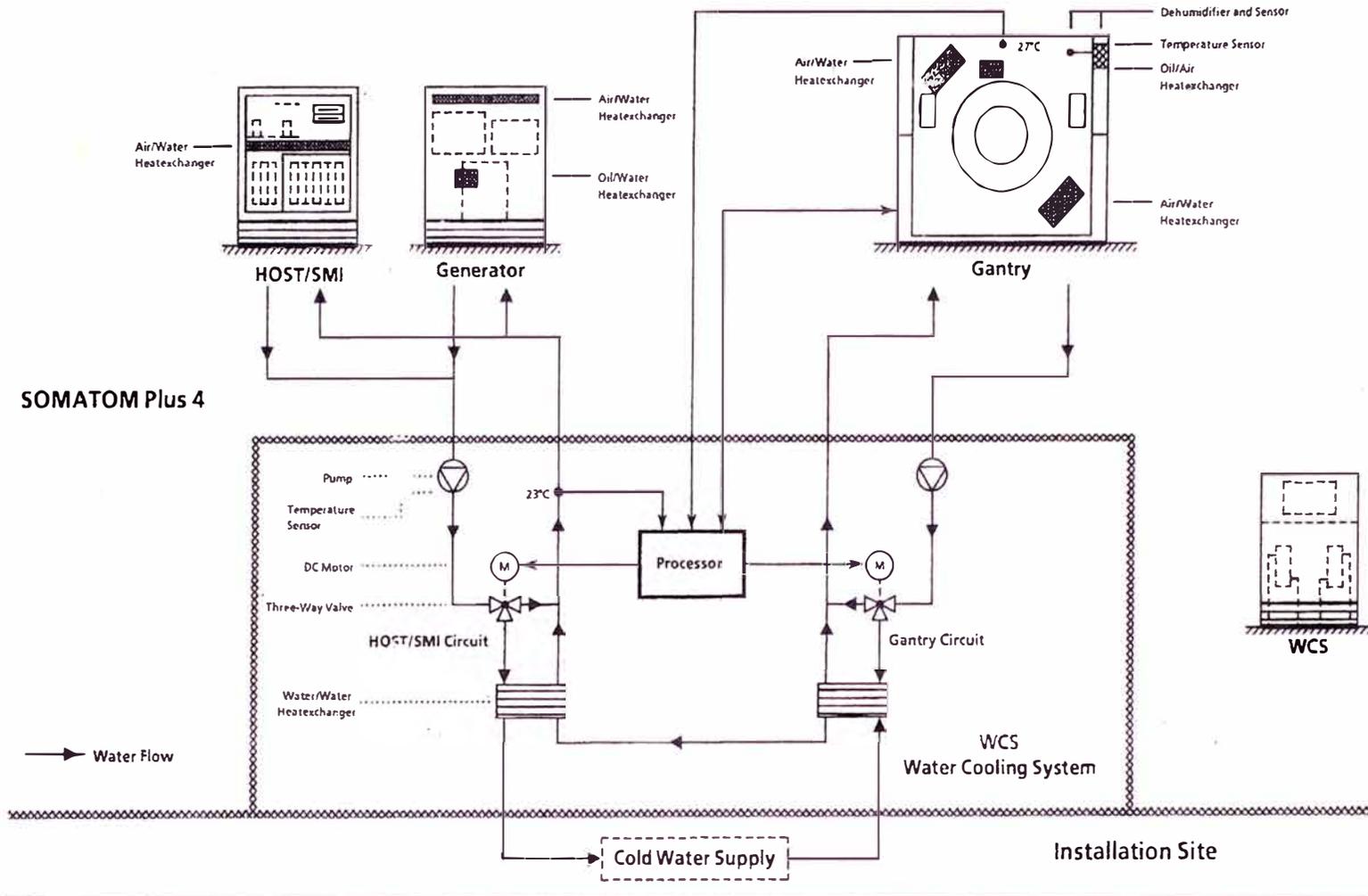


Fig. N°52

Sistema de enfriamiento general

4.15.2 Especificaciones del PDS

Valores de potencia de alimentación : 380, 400, 440, 460 y 480 VAC
50/60 Hz

4.16 Mantenimiento del SOMATON Plus 4

Debido a complejidad y a la importancia que representa el Tomógrafo; en el Hospital Almenara se han adoptado todas las medidas necesarias con el fin de mantener siempre operativo el equipo. Como lo es la supervisión permanente del buen funcionamiento del "schiller" (suministro de agua fría entre 8 y 12 °C); verificación del sistema de aire acondicionado del ambiente, el mismo que debe encontrarse siempre por debajo de los 21°C; control permanente del suministro de la energía eléctrica trifásica de 380 Vac; mantenimiento frecuente del sistema de puesta a tierra con el fin de obtener siempre el ohmiaje por debajo de 1 ohmio. Asimismo, se mantiene la vigilancia constante sobre los diferentes indicadores del estado de funcionamiento del equipo ubicados tanto en el gabinete de enfriamiento como en la consola del equipo.

Por otro lado, se cuenta con el personal técnico de la empresa SIEMENS, quienes se encuentran deben estar siempre disponibles para solucionar cualquier eventualidad que se podría presentar en el equipo.

Durante un proceso de mantenimiento preventivo, la cual se efectúa con una frecuencia de tres meses, se verifica la presión interna de circulación del agua y sus diferentes valores de temperatura en el circuito,

asimismo se limpian los filtros de aire tanto del Gantry como del SMI, teniendo siempre en cuenta la saturación de los mismos, a fin de determinar su cambio; se procede con la limpieza del polvillo acumulado en los canales contiguos a los anillos deslizantes, se verifican y lubrican las distintas partes mecánicas del Gantry.

Uno de los parámetros que se verifica y se registra en el proceso de mantenimiento son los scan/segundos acumulados en el uso del tubo; finalmente en el proceso de mantenimiento se recargan las tablas con los valores iniciales y se recalibra el equipo; concluyéndose con una limpieza general del mismo.

Siendo la Tomografía un proceso de diagnóstico por rayos X muy importante y de suma necesidad en nuestros tiempos, es que en un centro de salud de alta especialización como lo es el Hospital Nacional Guillermo Almenara de EsSalud no podría faltar el Tomógrafo Helicoidal Computarizado antes señalado; con este equipo los profesionales de la salud pueden efectuar diagnósticos con mayor precisión y con técnicas de mayor potencia, así como además pueden apoyarse en el software para realizar diagnósticos de técnicas predeterminadas. El equipo es capaz de reproducir imágenes tridimensionales de diferentes partes del cuerpo humano, las mismas que pueden ser analizadas desde varios ángulos de interés médico. La principal ventaja del equipo es la adquisición helicoidal, reduciendo el tiempo de adquisición y el incremento de la calidad de la imagen; sin embargo también puede realizar adquisiciones en forma axial.

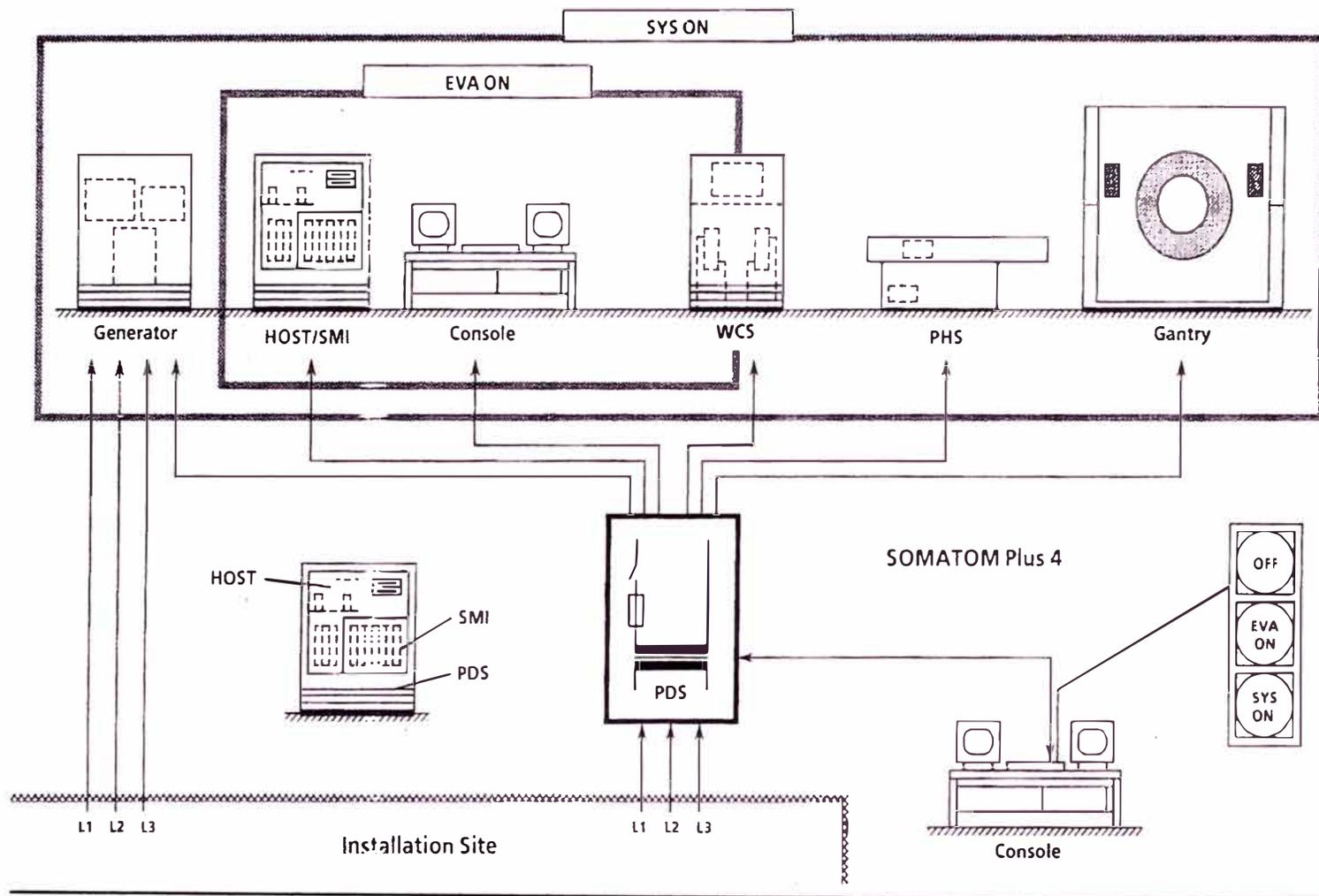


Fig. N°53

Sistema de distribución de potencia

CAPÍTULO V

ENSAMBLE Y CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL TUBO DE RAYOS X

5.1 Ensamble del tubo de rayos X

El tubo de rayos X del SOMATOM Plus 4 se encuentra dentro de un "housing"; acondicionado con los respectivos componentes de protección, tanto mecánicos como eléctricos. Asimismo, el ensamble contiene aceite refrigerante que recircula en el sistema de enfriamiento. Su definición técnica es la siguiente.

Tubo de rayos X para tomografía computarizada, Marca SIEMENS y Modelo DURA 502 MC de alta performance.

5.2 Características técnicas

Las características del tubo de rayos X y el ensamble son las siguientes.

Capacidad de almacenamiento de temperatura del ánodo: 5.3 MHU.

Dos medidas de puntos focales: IEC 336/93; un punto focal de 0.8x1.1 mm y un punto focal de 0.6x0.6 mm.

EVALUACIÓN ECONÓMICA

Si tenemos en cuenta los costos de los exámenes efectuados por este equipo; se puede observar que existe una gran diferencia con respecto a los particulares; como referencia se citan dos ejemplos.

Tomografía helicoidal con contraste:

Particular : S/. 4,810.00

HNGAI : S/. 1,566.96

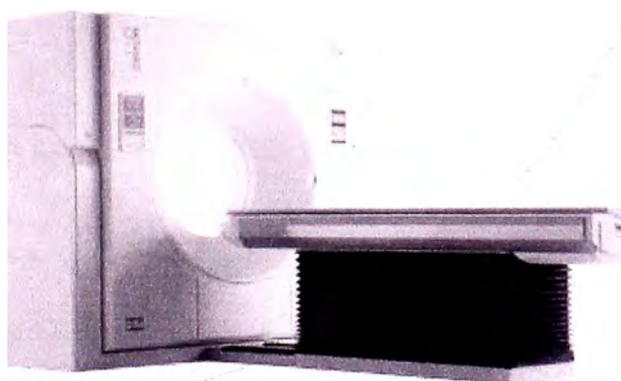
Tomografía de cerebro:

Particular : S/. 405.00

HNGAI : S/. 379.56

El Tomógrafo ha tenido un costo de S/. **2'586,947.51** nuevos soles y fue adquirido el año 1997 ; entró en operación recién en Setiembre de 1998 debido a que era necesario contar primero con una preinstalación adecuada; por ejemplo el acondicionamiento del ambiente donde sería ubicado, aire acondicionado del mismo, suministro eléctrico y suministro de agua fría "schiller" ; lo cual sin duda representó un incremento de costo considerable.

Durante el proceso de adquisición de las imágenes, el tubo de rayos X se desgasta, siendo el desgaste mucho mayor en adquisiciones helicoidales que en axiales; midiéndose el proceso de exposición y desgaste total, mediante el software, en **scan/segundo**; por lo que el fabricante da una garantía de 12 meses o 130 mil scan/segundo, el que se da primero, para un tubo nuevo; sin embargo en la práctica se ha podido observar que se ha podido llegar hasta un promedio de 450 mil scan/segundo; luego del cual se hace necesario el cambio del mismo, debido a que el equipo empieza a presentar continuos resets por sobrecarga. El costo actual de un tubo de las características anteriormente indicadas ha representado un gasto estimado de S/. **375,000.00** nuevos soles.



Fotografía del Tomógrafo
SOMATON Plus 4 de SIEMENS

CONCLUSIONES

El presente informe ha sido elaborado con el fin de proporcionar un aporte de conocimientos técnicos en el campo de la ingeniería electrónica aplicado en tomografía; básicamente esta orientado a que los futuros profesionales en Ingeniería Electrónica encuentren en este trabajo información sobre la tomografía computarizada.

Los distintos temas relacionados a la Tomografía Helicoidal Computarizada y específicamente al Tomógrafo SOMATON Plus 4 de SIEMENS instalado en el HNGAI han sido descritos tomando como base el manual de servicio técnico del equipo, la capacitación técnica en el mantenimiento y la experiencia diaria del suscrito; relacionada con el mantenimiento y la operatividad del equipo.

En el presente trabajo se ha descrito con detalle el fundamento de la Tomografía Computarizada y específicamente la tecnología desarrollada por SIEMENS; así como también se describen las diferentes generaciones a que ha dado lugar la evolución de los Tomógrafos.

Asimismo, se ha descrito el funcionamiento de los diferentes sistemas del equipo, sin entrar en detalle; reforzándose con esquemas y diagramas de bloques de fácil comprensión

Por otro lado, se efectúa una comparación de costos de exámenes de tomografía realizados en centros de diagnósticos por imágenes particulares y en EsSalud; observándose una diferencia sustancial. Es por ello que estar asegurado en EsSalud tiene una gran ventaja económica y asimismo se dispone de una gran tecnología en equipamiento médico; por lo que EsSalud en su afán de brindar los mejores servicios en salud, no escatima esfuerzos en la adquisición de equipos de última tecnología.

APÉNDICE A

ULTRA FAST CERAMICS (UFC)

Con el propósito de reducir la dosis de radiación aplicada al paciente en los procesos de Tomografía Computarizada manteniendo la misma calidad de imagen para diagnóstico; SIEMENS ha desarrollado un material detector especial. Siemens UFC (“Ultra Fast Ceramic”), que consiste en un material centellador de estado sólido con un gran número de propiedades ventajosas para scaneos de tiempo menor de un segundo; a continuación se citan alguna de sus propiedades.

- Elevada salida de luz
- Tiempo extremadamente corto de decaimiento (3 μ s)
- Resplandor extremadamente bajo
- Muy buena estabilidad de radiación
- No tóxico
- De fácil manufactura.

APÉNDICE B

UBICACIÓN FÍSICA DEL AMBIENTE DE TOMOGRAFÍA EN EL HNGAI EsSalud

El ambiente de Tomografía, en donde está ubicado el SOMATON Plus 4 pertenece al Servicio de Eco-Tomografía y éste a su vez al Departamento de Diagnóstico por Imágenes del Hospital Nacional Guillermo Almenara de EsSalud situado en la Av. Grau N° 800, la Victoria.

Físicamente el mencionado ambiente se encuentra a la mitad del pasillo del lado Oeste del sótano de consultorios. El Servicio de Eco-Tomografía consta de dos sub-ambientes, uno que pertenece a Ecografía y otro a Tomografía; en el sub-ambiente de Tomografía se tienen dos salas, en uno se ubica el Tomógrafo Axial Computarizado SHIMADZU SCT3000TX de 10 años de antigüedad aproximadamente y en la sala contigua se ubica finalmente el SOMATON Plus 4, de dos años de antigüedad; la cual consta de dos sub-salas, en una de ellas se encuentra el scanner y donde se ubica el paciente y en la otra se encuentra la consola de operación; en ella se ubica en personal de tecnología médica especializado en estudios tomográficos. Ambas sub-salas se encuentran separadas por un ventanal de vidrio emplomado de aproximadamente una pulgada de espesor. Asimismo,

las paredes y puertas se encuentran protegidas contra penetración de radiación por rayos X.

APÉNDICE C
SIGNIFICADO DE LOS ACRÓNIMOS Y LOS VOCABLOS EN IDIOMA INGLÉS

Vocablos:

<u>Inglés</u>	<u>Español</u>
- absorption	- absorción
- absorber	- filtro
- actual position	- posición real
- adjustment operation	- operaciones de ajuste
- adrenal gland	-glándula de adrenalina
- air	- aire
- angular deviation	- desviación angular
- analog bus system	- sistema de bus analógico
- analog / digital converter	- conversor análogo-digital
- assembly	- ensamblaje

- attenuation-coefficient μ
- attenuated radiation
- ballbearing screw
- back projection
- baseline calculation
- between
- blood
- bone
- breast
- cabinet interface
- calibration
- camera converter
- channel correction
- channel
- clockwise
- coefficient
- cold water supply
- coeficiente de atenuación μ
- radiación atenuada
- tornillo sin fin
- proyección posterior
- cálculo de la línea base
- entre
- sangre
- hueso
- mama
- gabinete de interfase
- calibración
- conversor para cámara
- corrección del canal
- canal
- sentido horario
- coeficiente
- alimentación de agua fría

- console
- convolution
- coordinates
- cooling
- correction
- cut plane
- counter-clockwise
- datapoint
- dehumidifier
- detectors elements
- detector array
- detector
- diagnostic
- diaphragm
- digital camera
- distribution
- distance
- consola
- convolución
- coordenadas
- enfriador
- corrección
- plano de corte
- sentido contrario al horario
- punto de dato
- deshumidificador
- elementos detectores
- arreglo de detectores
- detector
- diagnóstico
- diafragma
- cámara digital
- distribución
- distancia

- dose
- element
- element characterisitc
- encoder
- external devices
- fan angle
- fan beam
- fat
- feed
- film
- focus
- fourth generation principle
- Gantry Rotating
- Gantry Stationary
- generator
- heart
- heatexchanger
- dosis
- elemento
- características del elemento
- códicador
- componentes externos
- ángulo del abanico
- haz en abanico
- grasa
- alimentación
- película
- foco
- principio de la cuarta generación
- Gantry Rotante
- Gantry Estacionario
- generador
- corazón
- intercambiador de calor

- height	- altura
- host computer	- computador central
- Hounsfield Unit	- Unidades Hounsfield
- H.V. Transformer	- transformador de alto voltaje
- image processor	- procesador de imágenes
- imager	- salida de imagen
- image archive	- archivo de imágenes
- image storage	- conservador de imágenes
- independent	- independiente
- integrator	- integrador
- intensity	- intensidad
- inverse fan	- abanico inverso
- kidney	- riñón
- liver	- hígado
- log value	- valor logarítmico
- lungs	- pulmones
- main inverter	- inversor principal

- matrix
- measured
- measuring field
- measurement electronics
- measured and stored in a table
- modem
- monitor
- mouse keyboard
- movement
- no input signals
- normalized
- normal operation
- object
- objects in different
- object matrix
- objects of different densities
- objects of the same extension
- matriz
- medido
- campo de medición
- electrónica de medición
- medido y almacenado en tabla
- modulador -demodulador
- monitor
- ratón de teclado
- movimiento
- ninguna señal de entrada
- normalizado
- operación normal
- objeto
- objetos en diferentes
- matriz objeto
- objetos de diferentes
- objetos de igual tamaño

- object thickness
- op-system storage
- operating system
- output signal
- pancrease
- parallel beam
- patient handling control
- preprocessing
- preamplifier
- principle
- printer
- projection
- profile
- pump
- readout sequense
- ring detector array
- rotating
- espesor del objeto
- almacenamiento óptico
- sistema operativo
- señal de salida
- páncreas
- haz paralelo
- control de manejo de paciente
- pre-procesamiento
- preamplificador
- principio
- impresora
- proyección
- perfil
- bomba
- secuencia de lectura
- arreglo de anillo detector
- rotante

- rotation	- rotación
- rotation converter	- conversor de rotación
- same blackening	- oscurecimiento similar
- sample / hold	- muestreo
- scan-angle	- ángulo de barrido
- slice	- corte
- sliding slot	- ranura corrediza
- slip-rings	- anillos deslizantes
- source fan	- abanico fuente
- spleen	- bazo
- split up	- división
- subtraction	- sustracción
- superimposition of the shadows	- superposición de sombras
- step	- paso
- starts with center channels	- inicia con canales centrales
- table	- mesa
- temperature sensor	- sensor de temperatura

- test operation
- thickness
- three-way valve
- tilt motor
- tilt converter
- translation
- tube
- tube detector system
- tumor
- unattenuated radiation
- user program
- value
- variations
- water
- water correction
- water cooling system
- water flow
- operaciones de prueba
- espesor
- válvula de tres vías
- motor de angulación
- conversor de ángulo
- translación
- tubo
- sistema detector de tubo
- tumor
- radiación sin atenuación
- programa de usuario
- valor
- variaciones
- agua
- corrección del agua
- enfriamiento por agua
- fluido de agua

- HDLC - Control de alto nivel de enlace de datos
- HVC - Controlador del circuito de alto voltaje
- KV NEG - Kilovoltios negativo
- KV POS - Kilovoltios positivo
- LIMA - Marcador de luz
- MCU - Unidad de control principal
- MOD - Disco magneto óptico
- PDS - Sistema de distribución de potencia
- PHS - Sistema de manejo de paciente
- PTH - Controlador horizontal de la mesa de paciente
- PTV - Controlador vertical de la mesa de paciente
- RAC - Controlador de rotación de ánodo
- RTC - Controlador de rotación y angulación del Gantry
- SMI - Imágenes para medicina de Siemens
- SYS ON - Encendido total del sistema
- TUBE_ARC - Arco de voltaje en el tubo
- WCS - Sistema de enfriamiento por agua

- XRAY_ON - Habilitación para rayos X

- XRS - Sistema de rayos X

- ZCO - Controlador de posición, del foco y diafragma del Gantry

BIBLIOGRAFÍA

- SIEMENS MEDICAL ENGINEERING; 10 Tomos de Manuales de Servicio Técnico del Tomógrafo SIEMENS SOMATON Plus 4, primera edición, año 97, edición en inglés.
 - 1.- Patient Table
 - 2.- Cooling System
 - 3.- Gantry Rotating
 - 4.- Gantry Stationary
 - 5.- Generator
 - 6.- Host / Console
 - 7.- PDS
 - 8.- Software
 - 9.- System
 - 10.- SMI
- Página Web de SIEMENS.
<http://www.med.siemens.com/medroot/en/prod/diag/ct/index.html>
- Documentos y notas del trabajo diario en la Oficina de Mantenimiento del Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen - EsSalud.