



**UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
POSTGRADO EN FÍSICA MÉDICA**

***IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE
GARANTÍA DE CALIDAD EN EQUIPOS DE
TOMOGRAFÍA. EXPERIENCIA EN VENEZUELA.***

**Trabajo de Grado de Maestría presentado ante la
ilustre Universidad Central de Venezuela por el Lic.
Jacksson Antonio Sánchez Navarrete para optar al
título de Magíster Scientiarum, Mención Física
Médica.**

Tutor: Victoriano Federico Gutt Blanco.

**Caracas – Venezuela
31 de Enero del año 2012**

Resumen

IMPLEMENTACION DE UN PROGRAMA DE GARANTIA DE CALIDAD EN EQUIPOS DE TOMOGRAFIA: EXPERIENCIA EN VENEZUELA

Jacksson Antonio Sánchez Navarrete

Dr. Federico Gutt, Tutor

Universidad Central de Venezuela

En Venezuela, la norma de protección contra las radiaciones ionizantes provenientes de fuentes externas usadas en medicina no establece niveles referenciales dosimétricos en estudios de Tomografía Computarizada (TC). En aras de asegurar que las imágenes producidas en un tomógrafo computarizado tengan una calidad suficientemente elevada para permitir obtener la información diagnóstica adecuada al menor coste posible y garantizando la mínima exposición del paciente a la fuente de radiación, se implementó un programa de garantía de calidad en dieciseis tomógrafos a lo largo de diferentes centros públicos y privados en el país. El estudio propone una manera de establecer valores de referencia usando criterios estadísticos, basados en distribuciones de cuartiles. Se obtuvo el índice de dosis referencial de kerma en aire $_nC_{a,100}=(0,307\pm0,039)\text{mGy/mAs}$. Encontrándose además que en maniquí de cabeza y torso las dosis referenciales son $C_w=(58,94\pm8,25)\text{mGy}$ y $C_w=(20,64\pm2,89)\text{mGy}$ respectivamente. Estos valores fueron comparados con los encontrados en la literatura para los países de Rumania, Vietnam, India, Marruecos y Tailandia. Se estimaron dosis en órganos con base a los índices antes mencionado y usando la última versión de la hoja de cálculo ImPACT, basada en factores de correcciones NRPB (Técnica

Montecarlo). Se incorporan los resultados y discusiones del protocolo en general que ha sido implementado en lo que se refiere a seguridad de la instalación, protección radiológica, parámetros mecánicos, parámetros de la calidad del haz, parámetros de la calidad de imagen y de la dosis. Proponiendo de esta manera con este trabajo, un documento completo referencial en Venezuela de vivencias en lo que compete a control de calidad en equipos de tomografía computarizada.

Dr. Federico Gutt
Tutor

ÍNDICE GENERAL

Índice General	viii
Lista de Figuras	xiii
Lista de Tablas	xix
1. Introducción	1
1.1. Objetivos	2
1.1.1. Objetivo General	2
1.1.2. Objetivos Específicos	3
2. Nociones Fundamentales	5
2.1. Unidades y Cantidades Dosimétricas	5
2.1.1. Cantidades Dosimétricas Básicas	5
2.1.2. Cantidades Dosimétricas Específicas	8
2.1.3. Cantidades Relacionadas a Efectos Estocásticos y Determinísticos	11

2.1.4.	Coeficientes de Conversión para Evaluar la Dosis en Tejidos y Órganos	12
2.2.	Niveles de Referencias de Diagnóstico (NRD)	12
2.2.1.	Objetivos de los Niveles de Referencias en Diagnósticos . . .	13
2.2.2.	Usos de los Niveles de Referencia en Diagnóstico	13
3.	Materiales	15
3.1.	Tomógrafos	16
3.2.	Cámara de Ionización tipo Lápiz	20
3.3.	Medidor de Voltaje	21
3.4.	Cámara de Protección Radiológica	22
3.5.	Electrómetro Diados E	23
3.6.	Maniquí de Densidad Electrónica (TC)	24
3.7.	Maniquí de Densidad Electrónica Mini CTQC	26
3.8.	Conjunto de Atenuadores de Capa Hemirreductora	28
3.9.	Maniquí de Torso y de Cabeza	28
3.10.	Detector Semiconductor	29
3.11.	Dispositivo para Alineación de Láser	31
3.12.	Termómetro	32

4. Estructura del Protocolo a Implementar	33
4.1. Comprobación de los Sistema de Seguridad	33
4.2. Levantamiento Radiométrico (Protección Radiológica)	35
4.3. Pruebas Mecánicas	37
4.4. Láser de Posicionamiento	38
4.5. Calidad del Haz de Radiación	39
4.5.1. Exactitud y Reproducibilidad del Voltaje	39
4.5.2. Exactitud y Reproducibilidad del Tiempo de Exposición	40
4.5.3. Evaluación de la reproducibilidad y linealidad del rendimiento ($\mu Gy\ mAs$)	41
4.5.4. Determinación de la Capa Hemirreductora - HVL - EHR	42
4.6. Pruebas de la Calidad Tomográfica	44
4.6.1. Determinación de los números de TC	45
4.6.2. Determinación del número de TC para aire y agua	46
4.6.3. Derminación del Ruido de la Imagen	47
4.6.4. Artefactos	48
4.6.5. Exactitudes de las Mediciones de Distancia	49
4.6.6. Resolución de Bajo Contraste	49
4.6.7. Resolución de Alto Contraste	50
4.7. Dosimetría	52
4.7.1. Índice de Kerma en Aire $C_{a,100}$	52
4.7.2. Índice de Kerma usando un Maniquí Estándar de Torso	53
4.7.3. Índice de Kerma usando un Maniquí Estándar de Cabeza	56

5. Análisis de Datos	57
5.1. Comprobación de los Sistema de Seguridad	57
5.2. Pruebas Mecánicas	60
5.3. Láser de Posicionamiento	61
5.4. Exactitud y Reproducibilidad del Voltaje	61
5.5. Exactitud y Reproducibilidad del Tiempo de Exposición	62
5.6. Evaluación de la Reproducibilidad y Linealidad del Rendimiento . . .	63
5.7. Espesor Hemirreductor - HVL	65
5.8. Determinación de los Número de TC	67
5.9. Determinación del número de TC para aire y agua	69
5.10. Determinación del Ruido en la Imagen	70
5.11. Distorsión de la Imagen, Exactitud de Mediciones de Distancia, Resolución de Alto Contraste y Bajo Contraste, Artefacto	71
5.12. Dosimetría	74
5.12.1. Índice de Kerma en Aire $C_{a,100}$	74
5.12.2. Dosimetría en un maniquí estándar de torso y un maniquí estándar de cabeza.	77
5.13. Dosis Efectiva: ImPACT CT-Dosimetry, Simulación	79
5.13.1. Uso del ImPACT CT-Dosimetry	80
5.13.2. Valores obtenidos de Dosis usando ImPACT en función de los tomógrafos evaluados en esta investigación	81
5.13.3. Valores de dosis cambiando parámetros técnicos, Dosis Efectiva H_T	81
5.13.4. Indices de dosis en CT	84
5.13.5. Dosis en Tejidos y Órganos	86

6. Conclusiones y Recomendaciones	89
6.1. Conclusiones	89
6.2. Recomendaciones	90
A. Exactitud y Reproducibilidad de las Estaciones de Voltajes para los CTs de estudios	92
B. Números de TC de Inhomogeneidades para STP	117
C. Calidad del Haz de Radiación	150
D. Determinación de los números de TC para Aire y Agua	166
E. Ruido en la Imagen	174
Bibliografía	182

LISTA DE FIGURAS

3.1.	Tomógrafo de 6 cortes Philips	18
3.2.	Tomógrafo de 64 cortes Philips	18
3.3.	Tomógrafo de 1 Corte Simple Helicoidal.AcQSIM, Philips	18
3.4.	Tomógrafo de 6 cortes, Tomoscan	19
3.5.	Tomógrafo General Electric Brightspeed	19
3.6.	Tomógrafo General Electric CT/e	19
3.7.	Cámara de ionización tipo lápiz en soporte.	21
3.8.	Medidor de Voltaje No Invasivo	21
3.9.	Cámara de Protección Radiológica	23
3.10.	Maniquí de caracterización de diversos tejidos	25
3.11.	Maniquí MiniCTQ	27
3.12.	Maniquí de cabeza acoplado con el de torso	29
3.13.	Detector Semiconductor PTW.	30
3.14.	Dispositivo de alineación: láser interno y externo.	31
3.15.	Dispositivo que mide temperatura y humedad	32

5.1.	Rendimiento de los tomógrafos evaluados.	65
5.2.	Relación entre la densidad electrónica relativa y el número de TC medidos en unidades de Hounsfield por un tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes en tres energías.	69
5.3.	Imagen con artefacto en el CT-6.	73
5.4.	Distribución del kerma en aire normalizado para un voltaje de 120 kV reportado para cada tomógrafo.	75
5.5.	Distribución de los valores promedios de kerma en aire en diversos países así como el valor de kerma en aire para Venezuela, corresponde a la data conseguida en la presente investigación.	76
5.6.	Distribución de los valores de dosis en un maniquí de torso para un voltaje de 120 kV y para cada tomógrafo.	77
5.7.	Distribución de los valores de dosis en un maniquí de cabeza para un voltaje de 120 kV y para cada tomógrafo.	78
5.8.	Entorno del ImPACT CT-Dosimetry Calculator.	79
5.9.	Maniquí Matemático dentro del entorno del ImPACT CT-Dosimetry Calculator.	80
5.10.	Dosis Efectiva para diversos órganos variando el parámetro mAs. . . .	81
5.11.	Dosis Efectiva para diversos órganos variando el parámetro PITCH . .	82
5.12.	Dosis Efectiva para diversos órganos variando el tiempo de rotación del tubo de rayos X.	83
5.13.	Dosis arrojadas por cada ct en la zona pélvica. Órgano referido: Testículo.	87
5.14.	Dosis arrojadas por cada ct en la zona craneal. Órgano referido: Ojos-Cristalino.	87
A.1.	CT-1:Exactitud del Voltaje	93
A.2.	CT-1:Reproducibilidad del Voltaje	93
A.3.	CT-2:Exactitud del Voltaje	94
A.4.	CT-2:Reproducibilidad del Voltaje	95
A.5.	CT-3:Exactitud del Voltaje	96

A.6.	CT-3:Reproducibilidad del Voltaje	96
A.7.	CT-2:Exactitud del Voltaje	97
A.8.	CT-2:Reproducibilidad del Voltaje	98
A.9.	CT-5:Exactitud del Voltaje	99
A.10.	CT-5:Reproducibilidad del Voltaje	99
A.11.	CT-6:Exactitud del Voltaje	100
A.12.	CT-6:Reproducibilidad del Voltaje	101
A.13.	CT-7:Exactitud del Voltaje	102
A.14.	CT-7:Reproducibilidad del Voltaje	102
A.15.	CT-8:Exactitud del Voltaje	103
A.16.	CT-8:Reproducibilidad del Voltaje	104
A.17.	CT-9:Exactitud del Voltaje	105
A.18.	CT-9:Reproducibilidad del Voltaje	105
A.19.	CT-10:Exactitud del Voltaje	106
A.20.	CT-10:Reproducibilidad del Voltaje	107
A.21.	CT-11:Exactitud del Voltaje	108
A.22.	CT-11:Reproducibilidad del Voltaje	108
A.23.	CT-12:Exactitud del Voltaje	109
A.24.	CT-12:Reproducibilidad del Voltaje	110
A.25.	CT-13:Exactitud del Voltaje	111
A.26.	CT-13:Reproducibilidad del Voltaje	111
A.27.	CT-14:Exactitud del Voltaje	112
A.28.	CT-14:Reproducibilidad del Voltaje	113
A.29.	CT-15:Exactitud del Voltaje	114
A.30.	CT-15:Reproducibilidad del Voltaje	114

A.31.	CT-16:Exactitud del Voltaje	115
A.32.	CT-16:Reproducibilidad del Voltaje	116
B.1.	Relación entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-1 medidos en unidades de Hounsfield por un tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes en tres energías.	119
B.2.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-2 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cuatro energías.	121
B.3.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-3 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes en tres energías.	123
B.4.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-4 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cinco energías.	125
B.5.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-5 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo General Electric en dos energías.	127
B.6.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-6 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en 5 energías.	129
B.7.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-7 medidas en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes en tres energías.	131
B.8.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-8 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo TOMOSCAN AV en tres energías.	133
B.9.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-9 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo General Electric Modelo Bright-Speed.	135
B.10.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-10 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes.	137

B.11.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-11 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance 6 Cortes en cuatro energías.	139
B.12.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-12 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 64 Cortes.	141
B.13.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-13 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 64 Cortes en tres energías	143
B.14.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-14 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cinco energías.	145
B.15.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-15 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cinco energías.	147
B.16.	Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-16 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cinco energías.	149
C.1.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías. CT-1	150
C.2.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías. CT-2	151
C.3.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías. CT-3	152
C.4.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-4	153
C.5.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 2 energías. CT-5	154
C.6.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-6	155
C.7.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías. CT-7	156

C.8.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 3 energías. CT-8	157
C.9.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías. CT-9	158
C.10.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 3 energías. CT-10	159
C.11.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-11	160
C.12.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 3 energías. CT-12	161
C.13.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-13	162
C.14.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-14	163
C.15.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-15	164
C.16.	Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-16	165

LISTA DE TABLAS

3.1.	Ubicación y Nombre de la Institución de los Tomógrafos usados en la investigación.	17
3.2.	Especificaciones técnicas de la cámara de ionización tipo lápiz - PTW	20
3.3.	Especificaciones técnicas de equipo de medición de voltaje y tiempo - PTW	22
3.4.	Especificaciones técnicas de cámara de protección radiológica Radcal.	23
3.5.	Especificaciones técnicas de Electrómetro Unidos E	24
3.6.	Especificaciones técnicas de maniquí Gammex 467	26
3.7.	Especificaciones técnicas de maniquí MiniCTQ	27
3.8.	Especificaciones de láminas de aluminio de alta pureza	28
3.9.	Especificaciones técnicas de Detector Semiconductor	30
3.10.	Especificaciones de Dispositivo de Alineación	31
3.11.	Especificaciones del Termómetro	32
4.1.	Factor de Ocupación (T)	35
4.2.	Niveles de Restricción de Dosis - ARCAL XX	36

4.3.	Angulación del Gantry.	37
4.4.	Desplazamiento de Camilla	38
4.5.	Angulación de Camilla	38
4.6.	Alineación de Láser	39
4.7.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad	40
4.8.	Tiempo de Exposición : Exactitud y Reproducibilidad	41
4.9.	Reproducibilidad y Linealidad del Rendimiento $\mu Gy \text{ } mAs$	42
4.10.	Capa Hemirreductora	44
4.11.	Determinación de los Números de TC (HU)	46
4.12.	Determinación de los Números de CT (HU) : Agua y Aire	47
4.13.	Determinación del ruido en la imagen.	48
4.14.	Artefactos en la Imagen	49
4.15.	Resolución de Bajo Contraste	50
4.16.	Resolución de Alto Contraste	52
4.17.	Dosimetría: Índice de Kerma en Aire $C_{a,100}$	53
4.18.	Dosimetría: Índice de Kerma usado en un maniquí estándar de torso nC_w	55
5.1.	Descripción de los Tomógrafos usados, se especifican Marca, Modelo y tipo de institución al cual pertenece.	58
5.2.	Tabla donde se muestra la condición en que se encontraban las salas en cuanto a símbolo de radiación, identificación de la unidad y señalización luminosa y evaluación radiométrica	59
5.3.	Porcentaje de aceptación o rechazo por voltaje de los 16 TCs revisados.	62
5.4.	Reproducibilidad y Linealidad del Rendimiento $\mu Gy \text{ } mAs$ para diversos tomógrafos.	64
5.5.	Valores de las Capa Hemirreductora para cada CT	66
5.6.	Números de TC (HU) para 90kV, 120kV y 140kV	68

5.7.	Números de CT-1 (HU) : Agua y Aire para 2 cortes distintos.	70
5.8.	Determinación del ruido en la imagen para CT-1	71
5.9.	Evaluación de la calidad en la imagen para todos los equipos de tomografía usados.	72
5.10.	Índice de Kerma en aire en diversos TCs	75
5.11.	Dosimetría: $CTDI_w, CTDI_{vol}, DLP$ para regiones anatómicas en Pelvis, Abdomen y Torax y Cabeza.	85
5.12.	Dosis Umbrales	86
A.1.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-1	92
A.2.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-2	94
A.3.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-3	95
A.4.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-4	97
A.5.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-5	98
A.6.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-6	100
A.7.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-7	101
A.8.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-8	103
A.9.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-9	104
A.10.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-10	106
A.11.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-11	107
A.12.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-12	109
A.13.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-13	110
A.14.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-14	112
A.15.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-15	113
A.16.	Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-16	115
B.1.	Determinación de los Números de CT-1 (HU) para 90kV, 120kV y 140kV	118

B.2.	Determinación de los Números de CT-2 (HU) para 80kV, 100kV, 120kV y 130kV	120
B.3.	Determinación de los Números de CT-3 (HU) para 90kV, 120kV y 140kV	122
B.4.	Determinación de los Números de CT-4 (HU) para 80kV, 100 kV, 120kV, 130kV y 140kV	124
B.5.	Determinación de los Números de CT-5 (HU) para 120kV y 140kV . .	126
B.6.	Determinación de los Números de CT-6 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV, 130kV y 140kV	128
B.7.	Determinación de los Números de CT-7 (HU) para 90, 120kV y 140kV	130
B.8.	Determinación de los Números de CT-8 (HU) para 90kV, 120kV y 140kV	132
B.9.	Determinación de los Números de CT-9 (HU) para 90kV, 120kV y 140kV	134
B.10.	Determinación de los Números de CT-10 (HU) para 90kV, 130kV y 140kV	136
B.11.	Determinación de los Números de CT-11 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV y 130kV	138
B.12.	Determinación de los Números de CT-12 (HU) para 90kV, 130kV y 140kV	140
B.13.	Determinación de los Números de CT-13 (HU) para 90kV, 130kV y 140kV	142
B.14.	Determinación de los Números de CT-14 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV, 130kV y 140kV	144
B.15.	Determinación de los Números de CT-15 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV, 130kV y 140kV	146
B.16.	Determinación de los Números de CT-16 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV, 130kV y 140kV	148
D.1.	Determinación de los Números de CT-1 (HU) : Agua y Aire	166
D.2.	Determinación de los Números de CT-2 (HU) : Agua y Aire	167
D.3.	Determinación de los Números de CT-3 (HU) : Agua y Aire	167
D.4.	Determinación de los Números de CT-4 (HU) : Agua y Aire	168

D.5.	Determinación de los Números de CT-5 (HU) : Agua y Aire	168
D.6.	Determinación de los Números de CT-6 (HU) : Agua y Aire	169
D.7.	Determinación de los Números de CT-7 (HU) : Agua y Aire	169
D.8.	Determinación de los Números de CT-8 (HU) : Agua y Aire	170
D.9.	Determinación de los Números de CT-9 (HU) : Agua y Aire	170
D.10.	Determinación de los Números de CT-10 (HU) : Agua y Aire	170
D.11.	Determinación de los Números de CT-11 (HU) : Agua y Aire	171
D.12.	Determinación de los Números de CT-12 (HU) : Agua y Aire	171
D.13.	Determinación de los Números de CT-13 (HU) : Agua y Aire	171
D.14.	Determinación de los Números de CT-14 (HU) : Agua y Aire	172
D.15.	Determinación de los Números de CT-15 (HU) : Agua y Aire	172
D.16.	Determinación de los Números de CT-16 (HU) : Agua y Aire	173
E.1.	Determinación del ruido en la imagen para CT-1	174
E.2.	Determinación del ruido en la imagen para CT-2	175
E.3.	Determinación del ruido en la imagen para CT-3	175
E.4.	Determinación del ruido en la imagen para CT-4	176
E.5.	Determinación del ruido en la imagen para CT-5	176
E.6.	Determinación del ruido en la imagen para CT-8	177
E.7.	Determinación del ruido en la imagen para CT-7	177
E.8.	Determinación del ruido en la imagen para CT-8	178
E.9.	Determinación del ruido en la imagen para CT-9	178
E.10.	Determinación del ruido en la imagen para CT-10	178
E.11.	Determinación del ruido en la imagen para CT-11	179
E.12.	Determinación del ruido en la imagen para CT-12	179
E.13.	Determinación del ruido en la imagen para CT-13	179

E.14.	Determinación del ruido en la imagen para CT-14	180
E.15.	Determinación del ruido en la imagen para CT-15	180
E.16.	Determinación del ruido en la imagen para CT-16	181

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

Desde el punto de la Física Médica, un equipo de Tomografía Computarizada (TC) de un corte o de múltiples cortes, conlleva a pensar en primera instancia en la dosis entregada al paciente y la calidad de Imagen obtenida. Un diagnóstico efectivo para la detección de lesiones depende del correcto funcionamiento de factores como: protección radiológica, seguridad de instalación de la sala, sistemas mecánicos, sistemas geométricos, sistemas de calidad del haz de radiación del tubo de rayos X y sistemas de calidad de imagen.

A nivel internacional, se han establecido distintos protocolos de garantía de calidad en equipos tomográficos: Dosimetría en Diagnóstico Radiológico TRS-457[1], Criterios de Calidad en Tomografía Computarizada [2], Calidad en Sistemas Tomográficos de Haz de Cono [3], y el Protocolo Español [4], que tienen como objetivo garantizar la eficiencia de un equipo de TC en base a ensayos-verificaciones de tolerancias-correcciones. Dichos protocolos han sido la base para el establecimiento de los índices de dosis en maniqués estándar tanto de torso como de cabeza.

En Venezuela se han hecho propuestas iniciales de protocolos en tomografía: Norma Venezolana Covenin 218-1 [5], Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Equipos de Tomografía Computarizada y Rayos X [6] y Desarrollo de un Protocolo de Control de Calidad para Tomografía Computarizada Helicoidal[7]. Sin embargo, en lo que concierne a las mediciones del haz de radiación [8],[9], [10] e índices de dosis tomográficos medidos en detectores adecuados [11],[12] , no han sido presentados a nivel local valores de referencias que puedan dar una orientación de una buena práctica de diagnóstico.

Aunque diversos equipos de TC traen dentro de sus herramientas de fábrica en modalidad de software la posibilidad de hacer algunas verificaciones rutinarias para detección de fallas, es menester ejecutar un protocolo completo e independiente de garantía de calidad que asegure la aceptación o rechazo de los diferentes elementos a ser evaluados en el equipo emisor de radiaciones ionizantes.

El propósito de esta investigación es llevar a cabo un programa de garantía de calidad de TC a equipos de diversas instituciones Privadas y Públicas con el fin de proponer valores referenciales orientativos desde el punto de vista de la dosis, calidad de imagen, y del protocolo en general. Así como plantear métodos alternos y recomendaciones de ser necesario. Los objetivos planteados en esta investigación se presentan a continuación:

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo General

Elaborar un marco de referencia orientativo de garantía de calidad en TC basado en la implementación de un protocolo de control de calidad de TC en

diversas instituciones Venezolanas tanto privadas (Clínicas) como gubernamentales (Hospitales). Con el fin de hacer un seguimiento en el tiempo que repercute de manera óptima en el desempeño del Tomógrafo para el uso adecuado de diagnóstico por imágenes.

1.1.2. Objetivos Específicos

- Diseñar e implementar un protocolo de garantía de calidad de TC basado en documentos nacionales e internacionales en instituciones privadas y públicas de Venezuela. Los aspectos básicos que contemplará dicho protocolo serán:

Comprobación de los Sistemas de Seguridad

Protección Radiológica

Pruebas Mecánicas

Calidad del Haz

Pruebas de la Calidad Tomográfica

Pruebas de Dosimétricas

- Comparar los datos obtenidos de los tomógrafos evaluados en el control de calidad, tomando como indicadores las casas comerciales de los equipos, el lugar donde se encuentra instalado (sea Hospital o Clínica Privada), la presencia o no de un Servicio Técnico que realice Mantenimientos Preventivos y/o Correctivos.
- Reportar Niveles Orientativos de Referencia en lo que concierne a índice de Kerma en Aire, Dosimetría de Torso, Dosimetría de Cabeza.
- Reportar los niveles de dosis en estudios cuyas técnicas estén definidas para un sistema tomográfico, usando la plataforma de cálculo CT Impact Dosimetry como herramienta de estimación de dosis en diversos órganos y regiones anatómicas. Dicha herramienta está fundamentada en Código Monte Carlo para un maniquí matemático Adam.

- Plantear métodos alternos y nuevas recomendaciones para la ejecución de garantía de calidad.

Este trabajo está dividido en seis capítulos. El primer capítulo enmarca la introducción a la investigación así como los objetivos propuestos. En el segundo capítulo se presentan las nociones fundamentales necesarias para el entendimiento del tema. Un tercer capítulo describe todos los materiales y dispositivos utilizados, se describen además las características físicas de cada instrumento. El cuarto capítulo muestra la estructura del protocolo a implementar, se presentan las pruebas y los procedimientos a seguir. Un quinto capítulo muestra los datos obtenidos al implementar el protocolo propuesto y también se refieren las dosis en órganos obtenidas a través de un sistema de simulación. El sexto y capítulo final señala las conclusiones del trabajo, así como los ajustes y recomendaciones para futuras investigaciones.

CAPÍTULO 2

NOCIONES FUNDAMENTALES

En este capítulo daremos un conjunto de nociones importantes para el entendimiento de las mediciones de radiaciones ionizantes. Será dividido en dos grandes bloques como lo son: Las Unidades y Cantidades Dosimétricas así como los Niveles de Referencia en Diagnóstico.

2.1. Unidades y Cantidades Dosimétricas

Se describen aquí las definiciones de magnitudes y sus unidades. Tanto las magnitudes generales así como las específicas referidas a mediciones en un tomógrafo.

2.1.1. Cantidades Dosimétricas Básicas

Las cantidades dosimétricas que serán definidas son: La Fluencia, Fluencia de Energía, Kerma y Tasa de Kerma, Energía Impartida y Dosis Absorbida.

2.1.1.1. Fluencia

La fluencia Φ , es definida como:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

Unidad: m^{-2}

En donde dN es el número de partículas incidente en una esfera de sección transversal de área da .

2.1.1.2. Fluencia de Energía

La fluencia de energía Ψ , es definida como:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (2.2)$$

Unidad: J/m^{-2}

Donde dR es la energía radiante incidente en una esfera de sección transversal de área da .

2.1.1.3. Kerma y Tasa de Kerma

El kerma (del ingles Kinetic Energy released per unit mass), K , se define como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.3)$$

Unidad: J/kg . El nombre especial para la unidad del kerma es el gray (Gy).

Donde, donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas que han sido liberadas por partículas no cargadas en un material de masa dm .

La tasa de kerma, K , se define como:

$$K = \frac{dK}{dt} \quad (2.4)$$

Unidad: $J.kg^{-1}.t^{-1}$. El nombre especial para la unidad de tasa de kerma es el gray por segundo (Gy/s).

Donde dK es el incremento del kerma en el intervalo de tiempo dt .

2.1.1.4. Energía Impartida

La energía media impartida $\bar{\epsilon}$, a la materia en un volumen dado, es igual a la energía radiante, R_{in} , de todas aquellas partículas ionizantes cargadas y no cargadas que entran al volumen, menos la energía radiante, R_{out} , de todas aquellas partículas ionizantes cargadas y no cargadas que salen del volumen, más la suma de todos los cambios restantes de la energía de los núcleos y las partículas elementales que tienen lugar en el volumen, así:

$$\bar{\epsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (2.5)$$

Unidad: J.

Para la energía de fotones usadas en diagnóstico radiológico, $\sum Q$ es cero.

2.1.1.5. Dosis Absorbida

La dosis absorbida D se define como:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.6)$$

Unidad: J/kg. El nombre especial para la unidad de dosis absorbida es el gray (Gy).

Donde $d\bar{\epsilon}$, es la energía media impartida a la materia de masa dm .

En diagnóstico radiológico, la producción de radiación de frenado en materiales de número atómico bajo es despreciable. Para un material y un campo de radiación dado, la dosis absorbida y el kerma son entonces numericamente iguales cuando el equilibrio de electrones secundarios es establecido. Existen importantes diferencias numéricas entre estas dos cantidades cuando el equilibrio no está establecido. Un ejemplo de lo antes expuesto, lo representan las cercanías de una interface entre dos materiales diferentes.

2.1.2. Cantidades Dosimétricas Específicas

Se presentan las definiciones de cada uno de los parámetros de dosis que serán medidos en el tomógrafo.

2.1.2.1. Cantidades para Dosimetría en TC

El índice de kerma en aire en TC, $C_{a,100}$, medido en aire para una rotación del tubo de rayos X, es la integral del kerma en aire a lo largo de una línea paralela al eje de rotación del isocentro del tomógrafo sobre una longitud de 100 mm y el espesor de corte nominal T . El rango de integración es posicionado simétricamente sobre el volumen escaneado, así:

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (2.7)$$

Unidad: J/kg. El nombre especial para la unidad de índice en kerma en aire de TC es gray (Gy).

Donde $K(z)$ corresponde a la dosis en el eje.

Para un escáner multicorte con N cortes adquiridos de espesor nominal T , el índice viene dado por:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (2.8)$$

El índice de kerma en aire de TC es también medido dentro de maniqués de cabeza y de torso de material de PMMA y es definido similarmente como las ecuaciones anteriores. La notación usada es el $C_{PMMA,100}$. El índice sopesado de kerma en aire de TC, C_w combina valores de $C_{PMMA,100}$ en el centro (c) y la periferia (p) de maniqués estándar de dosimetría en CT. Esto es dado por la siguiente ecuación:

$$C_w = \frac{1}{3}(C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \quad (2.9)$$

La cantidad $C_{PMMA,100,c}$ es medida en el centro de un maniquí estándar de dosimetría y $C_{PMMA,100,p}$ es el promedio de los valores medidos en cuatro posiciones entorno a la periferia de dicho maniquí.

El subíndice n es usado para denotar cuando el valor de $C_{a,100}$ o C_w ha sido normalizado al producto tiempo de exposición-corriente del tubo, P_{It} , así:

$${}_nC_w = \frac{C_w}{P_{It}}; {}_nC_{a,100} = \frac{C_{a,100}}{P_{It}} \quad (2.10)$$

Unidad: $J.kg^{-1}.C^{-1}$. Si la unidad de gray es usada, la unidad del índice sopesado de kerma en aire de CT es Gy/C o Gy $A^{-1} s^{-1}$

Otra cantidad importante es el índice de dosis en volumen C_{Vol} , la cual es tomada en cuenta cuando existe paso helicoidal o espaciado axial en la mesa:

$$C_{VOL} = C_w \frac{NT}{l} =$$

Donde N es el número de cortes tomográficos adquiridos simultaneamente, T es el espesor de corte nominal, l es la distancia de movimiento por la mesa por rotación helicoidal o entre una series de cortes axiales consecutivos y P_{It} es la carga del tubo para un escaneo simple axial. La cantidad:

$$p = \frac{l}{NT} \quad (2.12)$$

es conocida como el factor de paso (o pitch) para escaneos helicoidales.

El índice producto longitud de kerma en aire determinado por un maniquí estándar de dosimetría y un examen completo de TC, $P_{KL,CT}$, es calculado usando:

$$P_{KL,CT} = \sum_j n C_{VOL_j} l_j P_{It_j} \quad (2.13)$$

donde el índice j representa cada serie o secuencia de corte helicoidal que forma parte del escaneo, l_j es la distancia de movimiento de la mesa entre o durante consecutivos escaneos de rotación y P_{It_j} es la carga total para una secuencias de cortes j . Esta cantidad es análoga al producto dosis-longitud introducida por las Guías de Referencia que usa la Comisión Europea[2].

2.1.3. Cantidades Relacionadas a Efectos Estocásticos y Determinísticos

2.1.3.1. Dosis en tejidos y órganos

La dosis absorbida promedio en un tejido u órgano es dada por el símbolo D_T , en ICRU 51[8]. Es igual a la razón de la energía impartida, $\bar{\epsilon}_T$, en un tejido u órgano entre su masa m_T , así:

$$D_T = \frac{\bar{\epsilon}_T}{m_T} \quad (2.14)$$

La dosis absorbida promedio en un tejido u órgano específico es en ocasiones referido como la *dosis en órgano*.

2.1.3.2. Dosis Equivalente

La dosis equivalente, H_T , es una magnitud física que describe el efecto relativo de la radiación ionizante sobre un órgano o tejido T . Es definido en el ICRU 51[8] y ICPR 60[9] para un tipo de radiación, R , como el producto de un factor sopesado de la radiación, w_R y la dosis en un órgano, D_T así :

$$H_T = w_R D_T \quad (2.15)$$

Unidad: J/kg. El nombre para la unidad de dosis equivalente es sievert (Sv).

El factor sopesado de la radiación, w_R , es igual a la unidad para las energías de rayos X usadas en diagnóstico. Por lo tanto:

$$H_T = D_T \quad (2.16)$$

Unidad: J/kg. El nombre para la unidad de dosis equivalente es sievert (Sv).

2.1.3.3. Dosis Efectiva

La dosis efectiva, E , es definida en el ICRU 51[8] y ICRP 60[9]. Es la suma sobre todos los órganos y tejidos del cuerpo de el producto de las dosis equivalentes, H_T , de los órganos o tejidos y los factores de pesos correspondientes, w_T .

Unidad: J/kg. La unidad de dosis efectiva es el sievert (Sv).

2.1.4. Coeficientes de Conversión para Evaluar la Dosis en Tejidos y Órganos

Un coeficiente de conversión, c , relaciona la dosis de un órgano o tejido con la cantidad dosimétrica de lectura medida o calculada, así:

$$c = \frac{DOSIS_{(tejido, \acute{o}rgano)}}{CANTIDAD_{(medida, calculada)}} \quad (2.17)$$

Los subíndices en c son añadidos para indicar que las dos cantidades están relacionadas. Por ejemplo el coeficiente $c_{D_T, K_i} = D_T / K_i$, relaciona la dosis en órgano D_T con el kerma incidente K_i .

2.2. Niveles de Referencias de Diagnóstico (NRD)

La noción de niveles de referencias de diagnóstico (NRD) se trata de un concepto de aplicación específica en el ámbito de las exposiciones médicas, referido a niveles de dosis, en base a mediciones y/o cálculos correspondientes a exámenes tipo realizados en pacientes o maniqués de características estándar, en un país o región específica.

Los NRD son indicadores de la calidad de equipos y procedimientos, no se aplican a casos individuales, no constituyen límites ni son dosis óptimas. Su valor numérico no surge de un valor promedio sino que se establece mediante un método estadístico tomando en consideración el setenta y cinco por ciento (75 %) de la distribución de dosis medidas. Esto significa que en un venticinco (25 %) de los casos las dosis se sitúan por encima del NRD. Identificando y eliminando las causas, la curva gaussiana se desplazará hacia la izquierda con la consecuente disminución del valor de NRD. En este caso, reside el rasgo dinámico del concepto de NRD: partir del conocimiento de una realidad local para intentar modificarla tendiendo a la reducción progresiva de las dosis hasta alcanzar un valor óptimo. La noción de NRD no se puede separar de la calidad informativa de la imagen. Es además, un concepto evolutivo que deberá actualizarse acorde al desarrollo de la tecnología disponible en cada país y/o región.

2.2.1. Objetivos de los Niveles de Referencias en Diagnósticos

El objetivo de los niveles de referencias en diagnóstico es ayudar a evitar dosis de radiación al paciente, que no contribuye a los propósitos clínicos de las tareas en imágenes médicas. Esto es llevado a cabo por la comparación entre un valor numérico de nivel de referencia (derivado de datos locales, nacionales o regionales) y el promedio de otros valores obtenidos en maniqués de referencias.

2.2.2. Usos de los Niveles de Referencia en Diagnóstico

Un nivel de referencia en diagnóstico puede ser usado para:

- Mejorar distribuciones nacionales, regionales o locales de resultados que han sido observadas por grupos especialistas en imágenes médicas, reduciendo la frecuencia de altas o bajas técnicas de exposición que resultan injustificadas.

- Promover un rango más estrecho de los valores que representan una buena práctica para una tarea de diagnóstico por imagen.
- Promover un rango óptimo de valores para protocolos de imágenes médicas específicas.

CAPÍTULO 3

MATERIALES

En este capítulo se describe toda la instrumentación utilizada para el desarrollo de este trabajo especial de maestría. Se señalan las especificaciones técnicas de los equipos utilizados.

Los equipos e instrumentos utilizados fueron:

- Dieciseis (16) Tomógrafos Multicortes de las casas comerciales Philips y General Electric.
- Una cámara de ionización tipo lápiz marca PTW, calibrada con volumen activo de 3,14 cm³.
- Una cámara de ionización de Protección Radiológica marca RadCal de campo de 1800 cm³.
- Un detector semiconductor calibrado para el rango de energías de los rayos X.

- Un medidor de estaciones de voltaje no invasivo calibrado.
- Diez (10) láminas de 99,5 % puro aluminio de diversos espesores.
- Dos maniqués de dosimetría. (Uno de Torso y uno de Cabeza).
- Dos Electrómetros.
- Un Maniquí de caracterización de tejido con densidades electrónicas relativas al agua.
- Maniquí para corte, número de CT, resolución de alto y bajo contraste.
- Dispositivo para alineación de laser.
- Nivel Digital y Nivel de Gota en todos los grados de libertad.
- Barómetro.
- Termómetro
- Marcadores translucidos a la radiación.
- Soporte para cámara de ionización, soporte para Láminas de aluminio.
- Cinta Métrica, Cinta Adhesiva.

3.1. Tomógrafos

Para el desarrollo de la investigación se han usado tomógrafos multicortes de las más importantes casas comerciales presentes en el país. Esto son: Philips y General Electric. Dichos equipos están instalados a lo largo de los diferentes estados: Aragua, Distrito Capital, Bolívar, Miranda, Falcón, Barinas y Portuguesa. Los Modelos son presentados en la tabla 3.1.

Identificación de cada Tomógrafo		
Lugar	Marca	Institución
Caracas,DC.	Philips	Privada:CMDLT-IDACA.
Caracas, DC.	Philips	Pública: Hospital Dr. Domingo Luciani
Cagua, Edo. Aragua	Philips	Privada;Centro Médico de Cagua.
Caracas,DC.	Philips	Pública: Hospitla Militar Dr. Carlos Arvelo.
Barinas,Edo. Barinas.	GE	Privada: Clinica El Pilar.
Maracaibo, Edo. Zulia	Philips	Pública:Hospital Universitario del Zulia.
San Antonio, Miranda.	Philips	Privada: Clinica Los Altos.
San Antonio, Miranda.	Philips	Privada: CLinica Los Altos-IDACA.
Cagua,Edo. Aragua.	GE	Privada: Centro Medico de Cagua.
Caracas, DC.	Philips	Privada: Clínica Las Ciencias.
Coro, Edo.Falcon.	Philips	Pública: Hospital Dr. Van Grieken.
Caracas, DC.	Philips	Privada:Centro Médico de Caracas.
Caracas,DC.	Philips	Privada:CMDLT-IDACA.
Maracay, Edo. Aragua.	Philips	Pública: Sociedad Anticancerosa de Aragua.
Ciudad Bolívar, Edo. Bolívar.	Philips	Pública: Hospital Dr. Maria Pineda.
Guanare, Edo Portuguesa.	Philips	Pública: Dr. Miguel Oraa.

Tabla 3.1: Ubicación y Nombre de la Institución de los Tomógrafos usados en la investigación.

- Philips, Brilliance de 6 Cortes.



Figura 3.1: Tomógrafo de 6 cortes Philips

- Philips, Brilliance de 64 Cortes.



Figura 3.2: Tomógrafo de 64 cortes Philips

- Philips, AcQSim 1 Corte.



Figura 3.3: Tomógrafo de 1 Corte Simple Helicoidal.AcQSIM, Philips

- Philips, AV-TOMOSCAN.



Figura 3.4: Tomógrafo de 6 cortes, Tomoscan

- General Electric, Brightspeed.



Figura 3.5: Tomógrafo General Electric Brightspeed

- General Electric, CT/e



Figura 3.6: Tomógrafo General Electric CT/e

3.2. Cámara de Ionización tipo Lápiz

Las cámaras de ionización en tomografía computarizada son cámara cilíndricas abiertas diseñadas para las mediciones del producto de longitud de dosis y la tasa del producto de longitud de dosis. La cámara implementada en esta investigación permite la determinación de $CTDI_{100}$, $CTDI_w$ y $CTDI_{vol}$. Las especificaciones técnicas se muestran en la tabla 3.2.

Especificaciones Técnicas	
Tipo	Ionización Abierta tipo Lápiz 30009 - PTW
Aplicación	Dosimetría en Tomografía Computarizada
Cantidades de Medición	Producto de Dosis por Longitud Kerma en aire
Calidad de Referencia	120 kV, HVL 8,4 mm Al (RQT9)
Volumen Sensible	3,14 cm ³
Punto de Referencia	Centro de la Cámara
Dirección de Incidencia	Radial
Respuesta Nominal	14 nC/(Gy.cm)
Voltaje de la Cámara	100 V nominal, $\pm 500V$ <i>Máximo</i>
Respuesta de Energía	$\leq \pm 5\%$ para el rango entre [70-150] kV max. 100 V
Corriente de Fuga	$\leq \pm 10 fA$
Corriente de Fuga del Cable	$\leq 1pC$ (Gy cm)
Temperatura	[10 - 40] °C
Humedad	[10 - 80] %
Presión de aire	[700...1060] hPa

Tabla 3.2: Especificaciones técnicas de la cámara de ionización tipo lápiz - PTW



Figura 3.7: Cámara de ionización tipo lápiz en soporte.

3.3. Medidor de Voltaje

El medidor de voltaje implementado conocido también como Diavolt, es un dispositivo de comprobación para realizar el control de calidad y de recepción en el ámbito de diagnóstico radiológico. Se utiliza en la medición no invasiva de la tensión de tubo en equipos radiológicos, en el intervalo [22-150] kV según la norma IEC 61676.[10] Las características técnicas se describen en la tabla 3.3.

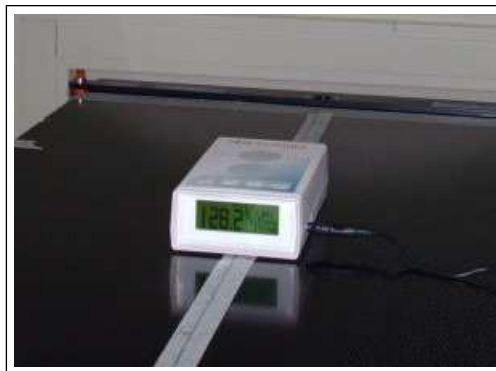


Figura 3.8: Medidor de Voltaje No Invasivo

Especificaciones Técnicas	
Tipo	Medidor de Voltaje y Tiempo - PTW
Aplicación	Voltaje, Tiempo y Dosimetría
Cantidades de Medición	PPV, max kVp, mean kVp
Calidad de Radiación de Referencia	RQR y RQR-M
Resolución Digital	0,1 kV
Error Intrínseco	$\leq \pm 1.0\%$ o $\leq \pm 1.0kV$
Reproducibilidad	$\leq \pm 0.5\%$ o $\leq \pm 0.5kV$
Dependencia de la intensidad de dosis	$\leq \pm 0.5\%$
Dependencia de la distancia	$\leq \pm 0.5\%$ [25-70]cm
Dependencia de rotación	$\leq \pm 0.5\%$ ($\pm 5^\circ$)
Dependencia del tamaño de campo	$\leq \pm 0.5\%$
Tamaño de Campo Mínimo	(40x3,3)mm
Dependencia con el ángulo	$\leq \pm 0.5\%$ o 5°
Dependencia de la temperatura	$\leq \pm 1\%$
Resolución Digital del tiempo	0,3 ms
Error intrínseco del tiempo	$\leq \pm 0.3ms$
Reproducibilidad del tiempo	$\leq \pm 0.3ms$
Temperatura	[-20 a 50] °C
Humedad	[10 - 85] %
Presión de aire	[600...1200] hPa

Tabla 3.3: Especificaciones técnicas de equipo de medición de voltaje y tiempo - PTW

3.4. Cámara de Protección Radiológica

Esta cámara de ionización está destinada a la medición de radiación de bajo nivel energético. Esto es radiación de fuga y evaluación de barreras de protección. Ofrece

buena precisión en un rango dinámico amplio. Las características técnicas se muestran en la tabla 3.4.

Especificaciones Técnicas	
Tipo	Protección Radiológica 20X6-1800 - Radcal
Aplicación	Ambiente y Radiación de Fuga
Tasa mínima de medida	0,1 mR/h o 1μ Gy/h
Tasa máxima de medida	65 R/h o 570μ Gy/h
Dosis mínima	0,1 μ R o 0,5 nGy
Dosis máxima	240 R o 2,1 Gy
Exactitud de Calibración	$\pm 4\%$ para Rx de 150 kVp y 10,2 mm Al
Dependencia de la tasa de exposición	$\pm 5\%$ 0,1 mR/h a 20 R/h, -10% a 65 R/h.
Dependencia de la energía	$\pm 5\%$, 33keV a 1,33 MeV
Construcción	Paredes de policarbonato y un electrodo.
Volumen activo de medición	1800cm^3

Tabla 3.4: Especificaciones técnicas de cámara de protección radiológica Radcal.



Figura 3.9: Cámara de Protección Radiológica

3.5. Electrómetro Diados E

El electrómetro implementado es un dosímetro de diagnóstico que cumple con la directiva IEC-61674 [11] y se utilizará en las pruebas de aceptación y constancia. Con

este dispositivo se pueden medir dosis e intensidad del producto de dosis por longitud para las aplicaciones de tomografía computarizada, la corriente y la carga, si se usa como electrómetro. Las especificaciones técnicas se encuentran en la tabla 3.5.

Especificaciones Técnicas	
Tipo	Dosímetro de Diagnóstico Diados E 11035
Aplicación	Intensidad de dosis, corriente y carga.
Resolución Digital	30 fA o 30 fC
Corriente de Fugas	$\leq \pm 30 \text{ fA}$
Reproducibilidad	$\leq \pm 0.5 \%$
Linealidad	$\leq \pm 2 \%$
Dependencia de la Intensidad de Dosis	$\leq \pm 2 \%$
Efecto de Interferencia Eléctrica	$\leq \pm 2 \%$
Efecto de Incidencia de la Radiación	$\leq \pm 3 \%$
Temperatura	$[10-40] ^\circ C$
Humedad Relativa	$[10-75] \%$
Presión atmosférica	$[700-1060] \text{ hPa}$
Tiempo de estabilización	30s

Tabla 3.5: Especificaciones técnicas de Electrómetro Unidos E

3.6. Maniquí de Densidad Electrónica (TC)

Algunos tomógrafos evaluados, están dispuesto de tal manera que sirven como estación de simulación para un acelerador lineal de tratamiento. Significa entonces, que el sistema de planificación del acelerador debe ser alimentado con data técnica del tomógrafo. La exactitud en las correcciones por inhomogeneidades de los tejidos son un elemento crítico en las isodosis obtenidas de los tratamientos en radioterapia. Aunque la mayoría de los sistemas de planificación de tratamiento usan datos de imágenes de

TC, esos sistemas frecuentemente usan fórmulas empíricas en el cálculo de los factores de corrección por inhomogeneidades de los tejidos.

El maniquí será implementado para establecer la relación existente entre la densidad electrónica de varios tejidos y sus correspondientes número de TC (en unidades de hounsfield - HU). Esta data puede ser transferida a los sistemas de planificación de tratamiento para mayor precisión en las correcciones por inhomogeneidades en los tejidos. El maniquí de densidad electrónica que se implementará, consiste de un disco de agua sólida aproximadamente del tamaño de una pelvis promedio.

Una matriz de dieciseis agujeros donde son colocados diversos elementos, que en cuanto a densidad se refiere, simulan al del ser humano. La densidad física ($g\ cm^3$) y la densidad electrónica relativa al agua del arreglo de materiales son mostradas en la siguiente tabla. El maniquí posee también patrones de pequeños agujeros de aire con el cual puede ser conocida la distancia entre uno y otro, de manera que puede realizarse la prueba de presición en las medidas de distancia . Las especificaciones se presentan en la tabla 3.6.



Figura 3.10: Maniquí de caracterización de diversos tejidos

Especificaciones Técnicas		
Disco		
Material		Agua Sólida G-451
Diámetro		33 cm
Ancho		5 cm
Arreglo de Cilindros - Densidades		
Material	Densidad Electrónica rel. al agua	Densidad g/cm³
Pulmón (LN-300)	0,28	0,30
Pulmón (LN-450)	0,40	0,45
Adiposa (AP6)	0,90	0,92
Mama	0,96	0,99
Agua Sólida CT	0,99	0,30
Cerebro	1,05	1,05
Hígado (LV1)	1,07	1,08
Hueso interno	1,09	1,12
Hueso B200	1,11	1,15
Hueso (CB2-30 % Mineral)	1,28	1,34
Hueso (CB-50 % Mineral)	1,47	1,56
Hueso Cortical (SB3)	1,69	1,82
Agua Verdadera	1	1

Tabla 3.6: Especificaciones técnicas de maniquí Gammex 467

3.7. Maniquí de Densidad Electrónica Mini CTQC

Este Maniquí (ver figura 3.11) está diseñado para hacer pruebas de rutinas, en lo que se refiere al monitoreo de la consistencia de todos los principales parámetros mecánicos de tomografía computarizada, calidad de la imagen y dosis de radiación.

La sección tipo disco consiste de 2,54 cm de espesor y 15,24 cm de diámetro de PMMA. Dispone de seis agujeros donde se colocan los materiales para evaluación de consistencia del número de CT y evaluación de la resolución de la imagen. El maniquí dispone además de cuatro agujeros donde se coloca la cámara de ionización. El disco tiene adherido una sección rectangular de acrílico que contiene una delgada línea de cobre. Esta sección del maniquí es usada para evaluar la alineación del haz de radiación y la exactitud del espesor de corte, espaciamento de corte, continuidad de corte y correspondencia longitudinal de visualización en topograma.

Especificaciones Técnicas	
Dimensiones	15 24cm $\varnothing$, 2,54 cm de espesor
Material	PMMA
Insertos	Agua Plástica, Equivalente a Hueso, Polietileno, Policarbonato
	Poliestireno, nylon y uno de acrílico

Tabla 3.7: Especificaciones técnicas de maniquí MiniCTQ



Figura 3.11: Maniquí MiniCTQ

3.8. Conjunto de Atenuadores de Capa Hemirreductora

La determinación de la capa hemirreductora (HVL) de un haz de rayos X es el método estándar para especificar la calidad del haz de radiación. Para un valor específico de voltaje, una medida de HVL indica una información en la filtración total del haz. Así que, filtraciones pequeñas producen radiación innecesaria sobre el paciente y filtraciones muy altas quizás requieran incrementar el voltaje y la técnica del producto de carga del tubo (mAs), aumentando así, la carga del tubo y reduciendo la vida útil del tubo.

Especificaciones Técnicas	
Construcción	1100 Aluminio de 99.0% de pureza.
Tamaño	10x10 cm ²
Peso	0,2 kg
Espesores	(0.1,0.2,0.5,0.512,0.976,1,2)mm

Tabla 3.8: Especificaciones de láminas de aluminio de alta pureza

3.9. Maniquí de Torso y de Cabeza

Para la dosimetría se usarán maniqués cilíndricos de acrílico de 32 cm de diámetro para torso y 16 cm de diámetro para cabeza. Con un espesor de 15 cm, la cámara de lápiz puede ser insertada de forma tal de hacer mediciones del índice de tomografía computarizada. Dicho maniquí pertenece a la casa comercial PTW y modelo T40027. Ambos maniqués se usarán en conjunto para la dosimetría en torso.

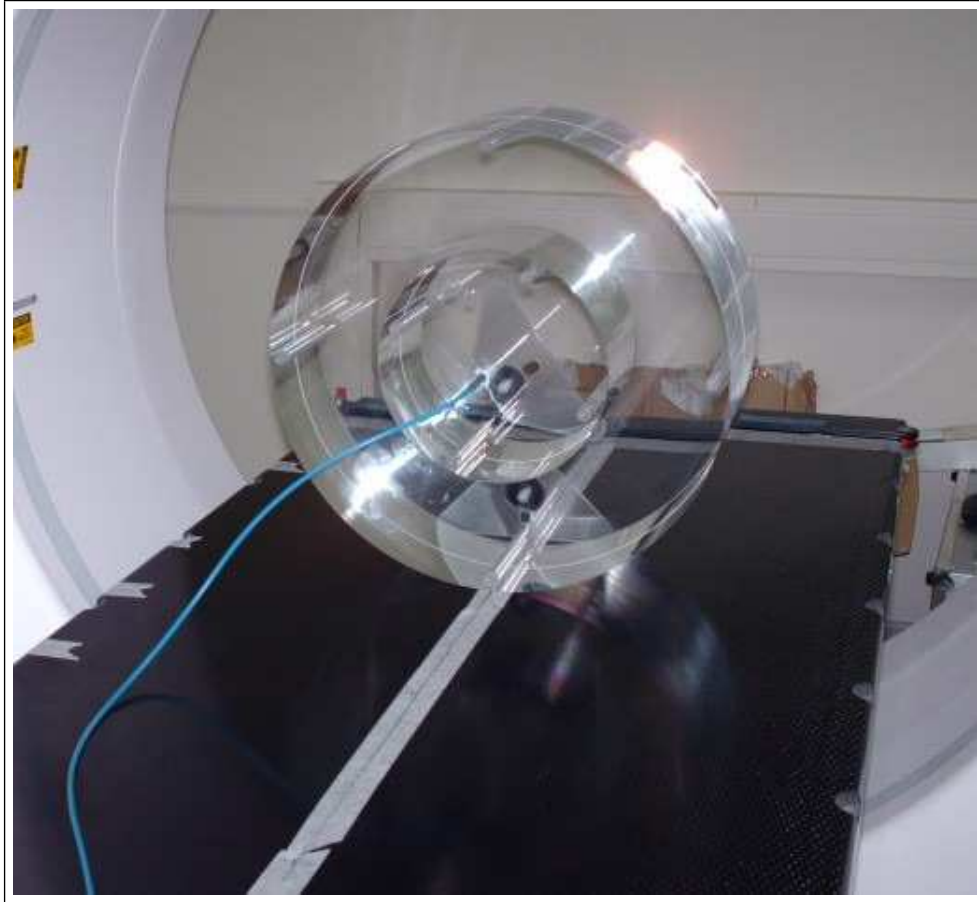


Figura 3.12: Maniquí de cabeza acoplado con el de torso

3.10. Detector Semiconductor

El detector semiconductor opera en el rango de diagnóstico entre 40 kV y 150 kV. De donde se puede medir la transmisión de dosis y la tasa de dosis detrás de un maniquí. Especificaciones técnicas en tabla 3.9.

Especificaciones Técnicas	
Modo de Operación	Operción Continua
Cantidades y Unidades	Kerma,Exposición,Tasa(Gy;Gy/s;R,R/s)
Rango Nominal de Uso	Ánodo W: RQR,RQA.
Punto de Referencia del Detector	5.7 mm debajo de la superficie de entrada
Dirección de Irradiación	Perpendicular a la superficie
Respuesta Nominal	15 $\mu\text{C}/\text{Gy}$
Dependencia Energética	$\leq \pm 5 \%$
Temperatura	[10-40] °C
Humedad Relativa	[10-80] %
Presión atmosférica	[700-1060]hPa
Dimensiones	(40 x 30 x 12)mm ³

Tabla 3.9: Especificaciones técnicas de Detector Semiconductor

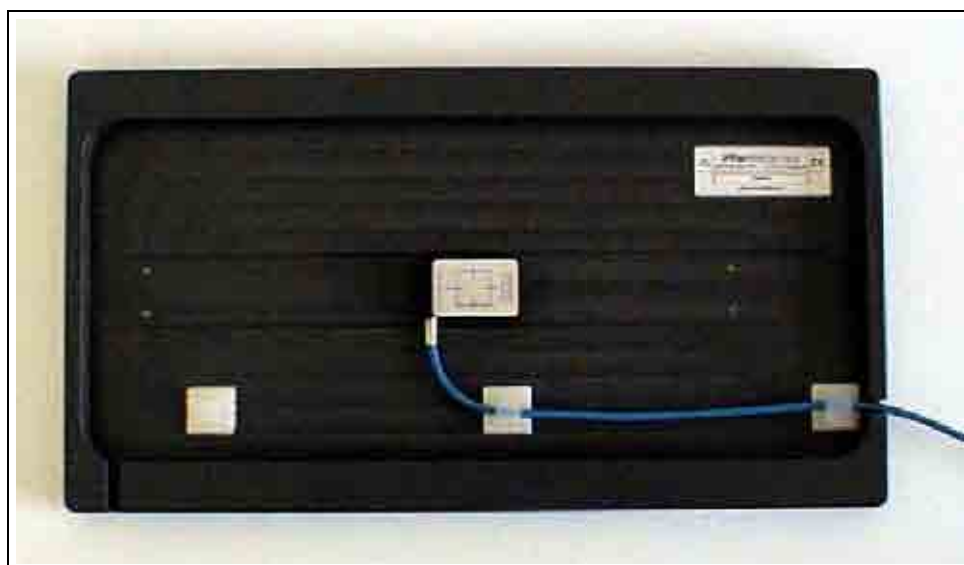


Figura 3.13: Detector Semiconductor PTW.

3.11. Dispositivo para Alineación de Láser

Este dispositivo cumple las funciones de chequear la alineación de los láseres del sistema de tomografía, así como la nivelación de la mesa. Especificaciones técnicas en tabla 3.10.

Especificaciones Técnicas	
Marca	Radiation Products Design, Inc
Base de Nivelación	Dimensiones (21,59 x 21,59 x 1,9) cm^3
Trazado en la Base de Nivelación	Campo 10x10 cm^2 y 20x20 cm^2
Movimientos	3 grados de libertad
Líneas de Referencia	Axial, Sagital, Longitudinal

Tabla 3.10: Especificaciones de Dispositivo de Alineación

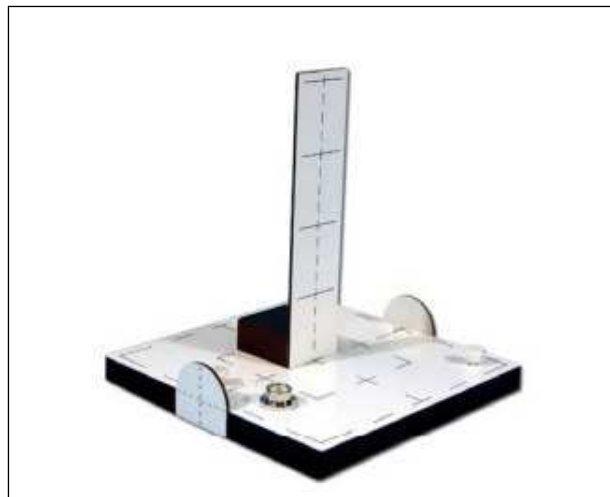


Figura 3.14: Dispositivo de alineación: láser interno y externo.

3.12. Termómetro

Las especificaciones técnicas del termómetro/higrómetro utilizado en esta investigación se muestran en la tabla 3.11.

Especificaciones Técnicas	
Alimentación	3V con dos baterías AA
Rango	$-5^{\circ}C$ a $50^{\circ}C$
Resolución	0.1 $^{\circ}C$
Ciclo de Muestreo	10 s
	$\pm 4^{\circ}C$ Entre $-5^{\circ}C$ a $0^{\circ}C$
Exactitud	$\pm 2^{\circ}C$ Entre $0^{\circ}C$ a $40^{\circ}C$
	$\pm 4^{\circ}C$ Entre $40^{\circ}C$ a $50^{\circ}C$
Dimensiones	(117 x 107 x 26)mm

Tabla 3.11: Especificaciones del Termómetro



Figura 3.15: Dispositivo que mide temperatura y humedad

CAPÍTULO 4

ESTRUCTURA DEL PROTOCOLO A IMPLEMENTAR

El presente capítulo lo hemos desarrollado como fin señalar y describir el conjunto de ensayos que se utilizarán para la ejecución de un programa de garantía de calidad, en equipos de tomografía. Esto es el protocolo de control de calidad en TC.

4.1. Comprobación de los Sistema de Seguridad

Esta sección corresponde a realizar como primera tarea, una inspección visual y de comprobación de los sistemas de seguridad, esto es; seguridad desde los puntos de vistas mecánicos, eléctricos y radiológicos. A contiunución se muestran un conjunto tablas donde se describen los parámetros a ser evaluados:

Seguridad Mecánica del Equipo		
Evaluación	Si Tiene	No Tiene
Sistema Anticolisión		
Conclusiones:		

Seguridad Eléctrica	
Punto de Control	Status
Control de Tierra	
Cables de Alta Tensión	
Estabilización del kV	
Conclusiones:	

Seguridad Radiológica	
Letreros y Señalizaciones	
Punto de Control	Status
Símbolos de Radiaciones	
Clasificación de la Unidad	
Clasificación de Zona Controlada	
Conclusiones:	

Seguridad Radiológica	
Luces de Advertencias	
Punto de Control	Status
En el Sala Comando	
En el Equipo	
En la Puerta de Acceso	
Conclusiones:	

Seguridad Radiológica	
Interruptores Automáticos	
Punto de Control	Status
Puerta de Acceso a la Sala de TC	
Consola de Control	
Otros	
Conclusiones:	

Seguridad Radiológica	
Interruptores Manuales	
Punto de Control	Status
En el Sala Comando	
Emergencia	
Corte Total de Energía	
Conclusiones:	

Visión del Paciente	
Punto de Control	Status
Vidrio Plomado en sala de control	
Conclusiones:	

Dispositivos	
Punto de Control	Status
Intercomunicadores, luz	
Conclusiones:	

4.2. Levantamiento Radiométrico (Protección Radiológica)

En esta sección se muestra la forma de evaluar los niveles de exposición, para el personal ocupacionalmente expuesto (POE) y público en general. Los valores serán expresados en términos de Dosis Equivalente Ambiental en unidades de mSv/año.

Se utilizará una cámara de ionización de 1800 cm^3 en las adyacencias de las barreras a evaluar. En el levantamiento radiométrico se incluirá los siguientes puntos:

1. Esquema de la sala de tomografía y sus alrededores. Donde dicho esquema se presenta a escala e incluirá la posición del isocentro de radiación.
2. Dependiendo del área, se asignará un factor de ocupación. Este refiere a un factor de probabilidad de permanencia en dicho lugar. La tabla 4.1 indica los valores de factor de ocupación (T).

Ocupación	Zona	Factor de Ocupación (T)
Total	Consultorio, Recepción, Consola de Control	1
Parcial	Sala de Espera, Vestier, Circulación Interna	$\frac{1}{4}$
Eventual	Circulación Externa, Baño	$\frac{1}{16}$
Poca Circulación	Jardín Cerrado, Circulación Interna	$\frac{1}{32}$

Tabla 4.1: Factor de Ocupación (T)

3. Se programará un barrido para un examen de abdomen seleccionando la tensión del tubo más alta y el espesor de corte más amplio usado para estos exámenes.
4. Considerando que predomina la radiación secundaria, el factor de uso es igual a la unidad (1).

5. Se definirán los factores realistas de ocupación (T) a partir de la estimación de la ocupación de los individuos más expuestos en el área en cuestión, durante un período de uso de la instalación.
6. Se definirá la carga de trabajo semanal (W) para las condiciones máxima de rutina. La carga de trabajo debe ser determinada por la suma de los productos de la corriente por el tiempo (mAs) utilizados en una semana, considerando, por lo menos, un período de 5 años de vida útil de la instalación. Deben ser considerados los tipos y número máximo de exámenes realizados semanalmente y las técnicas aplicadas. Un valor típico es 5000 mAmin/sem.

Para cada punto seleccionado se seguirán los siguientes pasos:

- Multiplicar la mayor lectura obtenida en cada punto por el factor de calibración del instrumento.
- Transformar el valor obtenido a mSv/mAmin (considerando el valor de la corriente utilizada).
- Multiplicar el resultado por la carga de trabajo (W) establecida, el factor de uso (U) y el factor de ocupación establecido (T).
- Se Multiplicará el valor obtenido por 50 sem/año de manera de obtener los resultados en mSv/año.

Los valores obtenidos serán comparados con los niveles de radiación de dosis establecidos en ARCAL XX[12].

Área Controlada	Área Libre
5 mSv/año	0,5 mSv/año

Tabla 4.2: Niveles de Restricción de Dosis - ARCAL XX

4.3. Pruebas Mecánicas

Es importante incluir en un protocolo de control de calidad la revisión en lo que concierne a parámetros mecánicos, esto es angulación del cabezal y desplazamiento de la camilla.

Para la angulación del cabezal se usará un nivel de precisión, de esta manera se medirá la angulación obtenida y se verificará con la que el sistema de gantry indique. A continuación se propone en la tabla 4.3 algunas angulaciones a ser verificadas:

Angulación del Gantry.(°)	
Valor Nominal (°)	Valor Medido (°)
25,5	
15	
0	
-15	
-25	
-30	

Tabla 4.3: Angulación del Gantry.

Para el caso de la camilla, se realizará una verificación de su desplazamiento con peso, corroborando que la diferencia respecto al desplazamiento nominal sea menor a dos milímetros. De igual manera, usando un nivel de precisión se debe medir en toda la longitud de la camilla la angulación y se establece como tolerancia que dicha medida sea menor o igual a un grado, ver tabla (4.4 y 4.5).

Desplazamiento de la Camilla con Peso					
Desplazamiento Nominal (cm)	-100	-50	0	-50	-100
Desplazamiento Medido (cm)					

Tabla 4.4: Desplazamiento de Camilla

Angulación de Camilla.(°)			
Nivel ->	Superior	Mediano	Inferior
Axial (°)			
Sagital (°)			

Tabla 4.5: Angulación de Camilla

4.4. Láser de Posicionamiento

El láser en una sala de tomografía juega un papel importante en el posicionamiento del paciente, esto trae como beneficio en el la adquisición de la imagen una estructura anatómica sin corrimientos y bien alineada. Se corresponde por un láser interno y láser externo de planificación. Esto último, está incluido en el caso de algunos tomógrafos que se encuentran acoplados con un acelerador lineal y/o unidad de Cobalto donde la simulación es la clave para un correcto marcaje del paciente. La intención de que se incluya en el protocolo, consiste en chequear la alineación del láser axial interno con el haz de radiación y del láser externo con el haz de radiación. Se implementarán dos dispositivos entre los que destacan marcadores radiopacos y un instrumento de alineación de láser (ver el capítulo de Materiales donde se detalla con precisión). En la tabla 4.6 se sugiere la forma de tomar nota de los resultados del ensayo.

Alineación del láser interno
Observaciones
Alineación del láser externo
Observaciones

Tabla 4.6: Alineación de Láser

4.5. Calidad del Haz de Radiación

Un tubo de rayos X debe cumplir con los estándares de calidad en cuanto a la emisión del haz de radiación, es por esto que a continuación se explicará los procedimientos que deben seguirse para evaluar la exactitud y reproducibilidad del voltaje del tubo de rayos X, exactitud y reproducibilidad del tiempo de exposición, evaluación y linealidad del rendimiento y determinación de la capa hemirreductora.

4.5.1. Exactitud y Reproducibilidad del Voltaje

El objetivo de este ensayo será evaluar la exactitud y reproducibilidad de la tensión del tubo de rayos X. Para esto se usará un medidor de voltaje no invasivo. Los pasos a seguir en esta prueba será como sigue:

1. Colocar el detector debajo del localizador a una distancia foco detector aproximadamente de 60 cm.
2. Seleccionar un tiempo de exposición suficiente para que el equipo cargue la lectura.

3. Seleccionar los siguientes voltajes : 80kV, 90 kV 100 kV, 120 kV, 130 kV y 140 kV o los que estén habilitados en modo servicio.
4. Realizar 4 medidas para cada estación de voltaje.
5. Calcular la exactitud y reproducibilidad y registrarlo en la tabla 4.7.

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje Nominal (kV)	Lec 1	Lec 2	Lec 3	Lec 4	Media (kV)	Exac %	Repro %
80							
90							
100							
120							
130							
140							
Tolerancias: Exactitud $\leq 4\%$ y Reproducibilidad $\leq 2\%$							

Tabla 4.7: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad

4.5.2. Exactitud y Reproducibilidad del Tiempo de Exposición

Con este ensayo se hará constancia de que la lectura de tiempo medida, es la misma lectura que se planifica en el sistema de tomografía. Se usará el mismo instrumento del inciso anterior. Los pasos de medición se describen a continuación:

1. Colocar el detector debajo del localizador a una distancia foco detector aproximadamente de 60 cm.

2. Seleccionar un voltaje de 80 kV y un valor de intensidad de corriente intermedio dentro del rango del equipo.
3. Realizar 5 medidas en el intervalo de tiempo de 500 ms y 10000 ms.
4. Se calcula la exactitud y reproducibilidad y se registra en la tabla 4.8.

Exactitud y Reproducibilidad del Tiempo de Exposición			
Tiempo Nominal (ms)	Tiempo Medido (ms)	Exactitud (%)	Reproducibilidad (%)
500			
1000			
2000			
5000			
10000			
Tolerancias: Exactitud $\leq 4\%$ y Reproducibilidad $\leq 2\%$			

Tabla 4.8: Tiempo de Exposición : Exactitud y Reproducibilidad

4.5.3. Evaluación de la reproducibilidad y linealidad del rendimiento ($\mu Gy \ mAs$)

El objetivo de esta prueba es evaluar reproducibilidad y rendimiento de la tasa de kerma en aire con la exposición. La instrumentación necesaria será una cámara de ionización tipo lápiz, un electrómetro y un posicionador de cámara. La metodología a seguir comprende los siguientes pasos:

1. Colocar la cámara de ionización en el isocentro con su eje alineado al eje de rotación del gantry.
2. Seleccionar el espesor más grande de corte.

3. Seleccionar un kV y un tiempo de exposición dados (120 kV y 1s).
4. Definir 5 valores de corriente comprendidos entre el mínimo valor utilizado en la rutina y la corriente máxima posible en el equipo.
5. Seleccionar el primer valor de corriente, realizar la exposición y registrar la lectura.
6. Repetir la misma medida cuatro veces.
7. Realizar dos medidas para las demás corrientes, asegurándose que todos los demás parámetros permanecen constantes.
8. Tanto la reproducibilidad como la linealidad del rendimiento deben ser menores a 5 %. Una desviación significativa de la linealidad puede indicar una mala calibración del potencial, la corriente o el tiempo de exposición.
9. Se debe llenar el siguiente cuadro:

Evaluación de la reproducibilidad y linealidad del rendimiento ($\mu Gy \ mAs$)			
Voltaje Nominal (kVp)	Rendimiento $\mu Gy \ mAs$	Reproducibilidad (%)	Linealidad (%)
120			

Tabla 4.9: Reproducibilidad y Linealidad del Rendimiento $\mu Gy \ mAs$

4.5.4. Determinación de la Capa Hemirreductora - HVL - EHR

En este ensayo, se caracteriza la calidad del haz de radiación para cada energía disponible de cada TC. Se verifica además que la filtración total del haz de radiación cumpla con los requisitos mínimos de operatividad, esto es, para un tubo de rayos X: HVL mayor a 2,5 mm de Al para un voltaje de 70 kVp como referencia. El indicador

a considerar es el espesor hemirreductor y corresponde al valor de aluminio necesario para que la intensidad de radiación inicial sea reducida a la mitad. Se utilizará un detector de estado sólido y láminas de aluminio de alta pureza, y un electrómetro. Se deben seguir los siguientes pasos:

1. Seleccionar todas la estaciones de voltajes de 80 kVp, 90k Vp 100 kVp, 120 kVp, 130 kVp y 140 kVp o las estaciones permisibles en modo servicio.
2. Posicionar el detector de tal forma que se tenga una distancia foco detector de 60 cm.
3. Colimar el haz de manera que se cubra exactamente el volumen sensible del detector.
4. Seleccionar una técnica de 25 mAs.
5. Obtener un par de medidas sin ninguna lámina de Aluminio, luego sucesivamente se irán añadiendo láminas hasta que se obtenga la mitad del valor inicial de intensidad.
6. La tabla 4.10 es una propuesta como tabla a llenar.

HVL		
Lámina	Espesor de Filtro de Al (mm Al)	Lectura (nC)
0	0	
1	0,512	
2	1,512	
3	2,512	
4	3,512	
5	4,512	
6	5,512	
7	6,512	
8	7,512	

Tabla 4.10: Capa Hemirreductora

4.6. Pruebas de la Calidad Tomográfica

La evaluación de la calidad tomográfica es un paso crucial en un programa de garantía de calidad. Ya que de ello, depende el diagnóstico adecuado de alguna patología. Es por ello que en esta sección se describe los pasos para determinar: los números CT de un maniquí de densidades, los números de CT en agua y aire, el ruido en la imagen, artefactos, exactitudes de las mediciones de distancias, Resolución de bajo contraste y Resolución de Alto contraste.

4.6.1. Determinación de los números de TC

Esta prueba tiene como objetivo establecer la relación entre la densidad electrónica de varios tejidos y sus correspondientes números de CT (Unidades de Hounsfield). Esta data debe ser transferida a los sistemas de planificación de tratamiento (radioterapia) para un aseguramiento de las correcciones por inhomogeneidades. Esto último está referido a los equipos de tomografía que son usados para simulación de planificación. El Maniquí de densidad electrónica debe usarse siguiendo las especificaciones de las líneas guías de posicionamiento.

Se presentan en la tabla a continuación, cuatro estaciones de voltaje, pero es importante destacar que la data debe ser recolectada con todas las estaciones que son establecidas en los protocolos clínicos usados. Entonces, la información recogida la agrupamos en la tabla 4.11.

Determinación de los Números de TC (HU)					
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	80 kV	100 kV	120 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99				
Pulmón LN-300	0,28				
Agua Sólida	0,99				
Hueso Interno	1,09				
Agua Sólida	0,99				
Hígado	1,07				
Hueso B-200	1,11				
Pulmón LN-400	0,40				
Hueso Cortical	1,69				
Cerebro	1,05				
Adiposa	0,90				
CB2-30 %	1,47				
Agua Sólida	0,99				
CB2-30 %	1,28				
Agua Verdadera	1,00				
Mama	0,96				
Titanio	4,59				

Tabla 4.11: Determinación de los Números de TC (HU)

4.6.2. Determinación del número de TC para aire y agua

Para determinar los números TC del agua se utilizará un maniquí de agua líquida y se realizará cortes de 3 mm y 4,5 mm, para cada uno de los siguientes voltajes: 80 kV, 90 kV, 100 kV, 120 kV, 130 kV y 140 kV o los disponibles. Para los números TC del aire se utilizaron los mismos voltajes y el mismo corte que para el agua. La tolerancia

que se considera para agua es de 0 ± 4 HU y para aire es de 1000 ± 4 HU. La tabla propuesta es la 4.12.

HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	3 mm	4,5 mm	3 mm	4,5 mm
80 kV				
100 kV				
120 kV				
140 kV				

Tabla 4.12: Determinación de los Números de CT (HU) : Agua y Aire

4.6.3. Derminación del Ruido de la Imagen

El objetivo es medir la fluctuación estadística en el número CT para los elementos de imagen de una región de interés (ROI) homogénea. La magnitud que evalúa el ruido vendrá dada por la desviación estándar normalizada. Como en el inciso anterior, el material básico es un maniquí cilíndrico uniforme (relleno de agua preferiblemente) de tamaño apropiado para la técnica a utilizar (cabeza o cuerpo). Se describen a continuación los pasos a seguir:

- Se sitúa el maniquí centrado en el TAC y su eje paralelo al eje de giro del tubo.
- Según el tamaño del maniquí se realizará un corte con la técnica, algoritmo de reconstrucción y el diámetro máximo de la imagen reconstruida (FOV) correspondiente.
- Se selecciona una ROI de 10×10 píxeles, en el centro de la imagen, y se realizan tres medidas. Se anotan los valores de número de CT medio y la desviación típica.

- Se deberá llenar la tabla 4.13.

Ruido		
Corte	3 mm	4,5 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV		
100 kV		
120 kV		
140 kV		

Tabla 4.13: Determinación del ruido en la imagen.

4.6.4. Artefactos

El propósito en esta prueba consiste en evaluar diferentes imágenes de un maniquí uniforme, con inserciones de alta atenuación en su interior, con el fin de identificar la presencia de eventuales artefactos de imagen (rayas, bandas, anillos). Se sugiere ampliar el análisis a imágenes tomadas sobre pacientes. El objeto de prueba debe ser un maniquí cilíndrico uniforme (de agua preferiblemente) de diámetro entre 15 cm y 20 cm, y espesor no inferior a 4 cm, con objetos metálicos en su interior. Se debe registrar en el siguiente cuadro todas las observaciones.

Artefactos						
Condición	Uniformidad	Rayas	Bandas	Anillos	Otros	Otros
Obsevaciones:						

Tabla 4.14: Artefactos en la Imagen

4.6.5. Exactitudes de las Mediciones de Distancia

El propósito consiste en medir distancias conocidas previamente. Y luego usar en el software de adquisición de imágenes, alguna herramienta de medición de distancias y registrar las lecturas correspondientes. Con esto, se verifica que las dimensiones adquiridas en el sistema tomográficos coinciden con las reales, salvo que se use algún modo de ampliación.

4.6.6. Resolución de Bajo Contraste

La detectabilidad a bajo contraste depende fuertemente del ruido (dosis y espesor de corte) y del filtro de reconstrucción empleado. Los métodos usados habitualmente para su determinación presentan una componente subjetiva importante. Suele expresarse como el diámetro mínimo observable, para un contraste dado, en condiciones favorables. A veces, por el contrario, se expresa en función del mínimo contraste detectable para un tamaño de objeto prefijado. El objetivo de este ensayo es determinar la capacidad del sistema para discriminar objetos de bajo contraste. El

indicador es entonces, el diámetro mínimo observable por los objetos del maniquí. La metodología a seguir es la siguiente:

1. Centrar y alinear el simulador en el gantry, cuidando de que tanto la mesa como el gantry se encuentren en posición angular cero.
2. Hacer una exposición con el espesor de corte y mAs más pequeño posible.
3. Estimar la resolución de contraste, registrando los números de TC y las desviaciones.
4. Hacer una adquisición con el espesor de corte y el mAs más grandes posible.
5. Registrar el resultado en la tabla 4.15.

Resolución de Bajo Contraste		
Patrones que posee el Maniquí	Número de Patrones Resueltos	Observaciones
Conclusiones:		

Tabla 4.15: Resolución de Bajo Contraste

4.6.7. Resolución de Alto Contraste

La resolución se obtiene a partir del grupo de menor diámetro o del grupo de pares de líneas más finas cuyos componentes puedan ser identificados con un grado aceptable de separación y sin distorsión. El método es razonablemente objetivo si se elige para el análisis una anchura de ventana muy pequeña (próxima a 1) y se va moviendo el nivel en valores cercanos al máximo de los objetos o líneas de alta atenuación. Un método alternativo y en principio, más riguroso, pasa por la determinación de la función de

transferencia de modulación (MTF). Hay diferentes métodos para determinar la MTF del sistema.

Si bien en algunos TC traen de fábrica objetos de pruebas y software proporcionado por el fabricante, en otros casos hay que extraer la información numérica del equipo de TC y hacer tratamientos de resolución de pares de líneas por frecuencia. Los procedimientos más utilizados consisten en la obtención de la imagen de un borde o de un hilo delgado para obtener la MTF a partir de la función impulso. En algunos casos se realizan ajustes a funciones analíticas para facilitar el cálculo como derivada de la función de borde y de la transformada de Fourier de la función impulso. La metodología que se seguirá es la siguiente:

1. Centrar y alinear el simulador sobre el eje de rotación del gantry, siguiendo las indicaciones de posicionamiento.
2. Hacer una adquisición con las condiciones estándar de cabeza, y espesor de corte de 8-10 mm.
3. Ajustar la magnificación (zoom), el ancho y nivel de ventana, para observar el máximo número distinguible de líneas.
4. Identificar y registrar el menor grupo de pares de líneas distinguibles con un grado aceptable de separación y sin distorsión
5. Se registra la evaluación en la tabla 4.16.

Resolución de Alto Contraste	
Número de Patrones que pueden ser visualizados	
Nivel de Ventana	
Ancho de Ventana	
Conclusiones:	
Se considerará satisfactorio si se logra resolver por lo menos 3 grupos.	

Tabla 4.16: Resolución de Alto Contraste

4.7. Dosimetría

4.7.1. Índice de Kerma en Aire $C_{a,100}$

Para las mediciones de índice de kerma en aire $C_{a,100}$ la cámara de ionización de lápiz debe estar posicionada de tal manera en el borde la mesa. Es decir la cámara debe quedar suspendida dentro del entorno de rotación del tubo, en aire, y por ninguna circunstancia debe quedar la mesa interpuesta, ya que la radiación dispersa afecta la medida significativamente. El procedimiento a seguir se muestra a continuación.

1. Seleccionar el Gantry del Tomógrafo en 0^0 .
2. Posicionar la cámara usando el sistema de alineación que posee el equipo (laser interno, laseres externos), asegurándose que en todo el recorrido de la cámara comprometa la zona activa de medición.
3. Seleccionar los parámetros previamente establecidos (kV, mA, espesor de corte, algoritmo de reconstrucción, tiempo) y el modo de rotación simple.
4. Registrar las lecturas del electrómetro para una rotación del escáner.

5. Hacer dos o más exposiciones y registrar las lecturas del electrómetro.
6. Tomar nota de los valores de presión y temperatura del entorno donde se encuentra la cámara.

La tabla que deberá llenarse es la 4.17.

Índice de Kerma en Aire $C_{a,100}$				
Voltaje	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
Espesor de Corte (mm)				
Número de Cortes (N)				
Carga del Tubo (mAs)				
Lecturas (nC)				
Promedio de Lecturas (nC)				
Valor Calculado de $C_{a,100}$ (mGy)				
Valor Calculado de ${}_nC_{a,100}$ ($\frac{mGy}{mAs}$)				

Tabla 4.17: Dosimetría: Índice de Kerma en Aire $C_{a,100}$

4.7.2. Índice de Kerma usando un Maniquí Estándar de Torso

Para las mediciones tanto en el maniquí de torso como en el de cabeza, la cámara de ionización debe estar posicionada dentro del maniquí. Dichos maniquíes deben estar ubicados previamente, en el tope de la mesa. El arreglo de las mediciones se presentan en la tabla 4.22. Los maniquíes estándar deben estar orientados de manera que uno de los espacios periféricos donde se coloca la cámara corresponda a la posición máxima del kerma en aire a una profundidad de 10 mm por debajo de la superficie del maniquí. La distribución del kerma en aire no será uniforme debido a la presencia de la camilla del paciente. Si la posición del kerma máximo no se conoce, puede ser calculada realizando

mediciones en diferentes orientaciones del maniquí. El procedimiento a seguir es el siguiente:

1. Posicionar el Gantry en 0° y Posicionar el Maniquí de Torso en la mesa siguiendo las indicaciones de los láser. Orientando el maniquí de tal manera que una de las perforaciones de medida esté en la posición de dosis máxima.
2. Insertar la cámara de tal manera que su centro esté en el plano del maniquí. Asegurándose que todas las perforaciones están ocupadas por cilindros de PMMA.
3. Seleccionar los parámetros técnicos que indica la tabla y realizar una rotación axial simple.
4. Registrar la lectura del dosímetro para una rotación simple del escáner.
5. Realizar dos medidas más y se registra las lecturas del electrómetro.
6. Repetir el procedimiento para el resto de las cavidades que posee el maniquí. Es decir, para cada posición periférica.
7. Registrar los valores de Presión y Temperatura.

[illegible]

Tabla 4.18: Dosimetría: Índice de Kerma usado en un maniquí estándar de torso $_nC_w$

4.7.3. Índice de Kerma usando un Maniquí Estándar de Cabeza

El procedimiento a seguir es exactamente el mismo al inciso anterior, con la diferencia que se usa el maniquí correspondiente a cabeza. La tabla a llenar es idéntica a la 4.18.

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS DE DATOS

En este capítulo presentamos toda la data recolectada en los diversos tomógrafos usados en este trabajo. Así como la discusión de los resultados obtenidos en cada uno de los ensayos que contemplan el protocolo de control de calidad. Es por ello, que para reducción de escritura cuando se esté refiriendo a un tomógrafo en específico, se identificará con el código **TC-X**, donde X es el tomógrafo en cuestión. En la tabla 5.1 se muestra el código asignado a cada tomógrafo, así como la marca, modelo y el tipo de instalación (pública o privada) al que pertenece.

5.1. Comprobación de los Sistema de Seguridad

La evaluación de los sistemas de colisión, control a tierra, cables de alta tensión y estabilización del voltaje son pruebas de tipo no invasiva y son verificadas a simple vista. Todo el sistema de cableado a evaluar debe estar empotrado. Todas las evaluaciones de los tomógrafos cumplieron satisfactoriamente estos pre-requisitos de seguridad eléctrica.

Identificación de cada Tomógrafo			
Identificación	Marca	Modelo	Institución
CT-1	Philips	Brilliance 6 Cortes	Privada
CT-2	Philips	AcQSim	Pública
CT-3	Philips	Brilliance 6 Cortes	Privada
CT-4	Philips	AcQsim	Pública
CT-5	General Electric	CT/e	Privada
CT-6	Philips	AcQsim	Pública
CT-7	Philips	Brilliance 6 Cortes	Privada
CT-8	Philips	Tomoscan AV	Privada
CT-9	General Electric	Bright Speed	Privada
CT-10	Philips	Brilliance 6 Cortes	Privada
CT-11	Philips	AcQSim	Pública
CT-12	Philips	Brilliance 64 Cortes	Privada
CT-13	Philips	Brilliance 64 Cortes	Privada
CT-14	Philips	AcQSim	Pública
CT-15	Philips	AcQSim	Pública
CT-16	Philips	AcQsim	Pública

Tabla 5.1: Descripción de los Tomógrafos usados, se especifican Marca, Modelo y tipo de institución al cual pertenece.

Evaluaciones de la Sala Tomográfica				
	Símbolo de Radiación	Identificación de la unidad	Señalización luminosa	Evaluación radiométrica
Satisface (%)	56,25	56,25	62,5	93,75
No Satisface(%)	43,75	43,75	37,5	6,25

Tabla 5.2: Tabla donde se muestra la condición en que se encontraban las salas en cuanto a símbolo de radiación, identificación de la unidad y señalización luminosa y evaluación radiométrica

Como se ve en la tabla 5.2, de las evaluaciones realizadas en las salas tomográficas, el 43,75 % (correspondiente a 7 salas de 16) salas no contaban con las señalizaciones correspondientes, esto es: símbolo de uso de fuentes de radiaciones ionizantes e identificación de la unidad. Del porcentaje antes mencionado, tres de las salas son instituciones públicas y las otras cuatro son instituciones privadas.

Por otro lado, de la misma tabla 5.2 se muestra que en un 37,5 % (6 de las 16 salas) no funcionaba la señalización luminosa, ni los sistemas de lámpara de emergencia, ni detectores de incendios. De las 6 salas que no satisfacen este ítem, 3 corresponden a instituciones públicas.

Un aspecto que merece la pena resaltar, radica en incluir en los protocolos, la instalación de un sistema que permita medir la temperatura y la humedad de la sala. Ya que a variaciones del rango de temperatura, la humedad cambia y se produce condensación de sala. Afectando significativamente al sistema de detectores del tomógrafo y al equipo en general.

Del total de las salas evaluadas, sólo una necesitó asesoría para realizar un nuevo cálculo de blindaje. Como puede verse en la tabla 5.2, corresponde a un 6,25 % del total (Sala tomográfica CT-5, institución privada). En el piso superior de dicha sala tomográfica, se encontraba una sala de bioanálisis. Considerando una carga de 5000

mAmin/sem (carga conservadora), con un factor de uso y un factor de ocupación igual a la unidad, se encontró que dicha zona sobrepasaba el límite para público (1 mSv/año). Se calculó la transmisión de barrera (B) dependiendo de la carga de operación semanal, de la distancia de la barrera al isocentro del tomógrafo, el factor de ocupación, la tasa de kerma en aire dispersada normalizada y la tasa de exposición semanal a recibir. De forma tal que conociendo B e implementando el formalismo de Archer [13], se procedió a realizar el cálculo proponiendo como material de blindaje plomo. Una vez realizado el blindaje correspondiente, se midió la radiación a través de esta barrera y los límites de dosis se encontraban correctos para público general, esto es $\leq 1mSv$

5.2. Pruebas Mecánicas

Debido a que algunas técnicas de exploración se realizan angulando el gantry (por ejemplo, adquisición de imagen para los senos paranasales) se ha realizado la comprobación de las angulaciones como describen el capítulo tres (tabla 4.3) a cada TC. Todos los tomógrafos evaluados presentaban una diferencia entre la angulación nominal y medida menor a 1° .

En lo referente al desplazamiento de camilla se realizó dicho ensayo con un peso equivalente a un paciente estándar (70 kg) sobre todos los TCs. Se comprobó que el movimiento de la camilla indicado, para un desplazamiento nominal máximo de 100 cm no se diferencia de este valor en más de 2 mm y de igual manera se comprobó al devolver la mesa a su lugar inicial.

La nivelación de la camilla juega un papel importante en la adquisición de las imágenes, es por esto que también se realizaron medidas de angulación de la mesa en la posición de la cabeza, torso y pies. Medidas en direcciones axiales y longitudinales tomando como referencia el plano de corte. En todos los TCs se encontraron diferencias menor a 1° .

En todos los tomógrafos, tanto la angulación del gantry, como los desplazamientos de la mesa con peso y la nivelación de la mesa son menores a la tolerancia establecida.

5.3. Láser de Posicionamiento

Las luces internas de centrado consisten en la combinación de haces de luz o de láseres que son empleados para definir el plano de escaneo en el tomógrafo axial computarizado (TAC). De todos los tomógrafos evaluados, todos necesitaron ajustes de conincidencia entre luz interna de radiación y posicionamiento de centro en reconstrucción. De igual manera, para los TCs que estaban dotados con sistemas de láseres externos, se hicieron en todos los casos, los ajustes correspondientes. Es importante señalar que el láser externo en cualquier longitud de la mesa debe corresponder con el interno y este a su vez con la geometría de centrado de reconstrucción. De no tomarse en cuenta, se incurrirá a errores de dosimetría del orden de hasta 10 % al momento de centrar la cámara de lápiz.

5.4. Exactitud y Reproducibilidad del Voltaje

Se han medido las principales estaciones de voltaje pico del tubo de rayos de X en cada una de las unidades tomográficas. La manera de conseguir esta evaluación es en la modalidad estacionaria del tubo. Es importante señalar que la calibración del instrumento que mide kV se basa en el filtrado total, el ángulo de ánodo y el material del ánodo. Por lo tanto, variaciones en la práctica de estos parámetros con respecto a las condiciones de calibración, exigen recurrir a valores de correcciones.

En la tabla 5.4 se presenta por energía el porcentaje de aceptación o rechazo de las estaciones de voltaje medidas en todos los tomógrafos. Considerando una tolerancia de exactitud del kV $\leq 4\%$

80kV		90kV		100kV		120kV		130kV		140kV	
A	R	A	R	A	R	A	R	A	R	A	R
69,2 %	30,8 %	40 %	60 %	100 %	0 %	68,8 %	31,2 %	100 %	0 %	75 %	25 %

Tabla 5.3: Porcentaje de aceptación o rechazo por voltaje de los 16 TCs revisados.

Durante el proceso de toma de dato, se pudo verificar que los valores de voltaje pico fuera tolerancia pueden ser perfectamente ajustados a valores que se encuentren dentro de la tolerancia del 4 % en exactitud de voltaje real-medido. Esto es independiente de la unidad tomográfica y modelo. Aunque las casas comerciales de TCs manejan sus propios niveles de tolerancia (5 %, 7 %, 10 %, etc) mantener un nivel de tolerancia como el tomado en este ensayo, puede proveer de un mejor beneficio al paciente a nivel de protección radiológica y a la vida útil del tubo de rayos x.

En el apéndice A, se encuentran las tablas de exactitud y reproducibilidad del voltaje, así como gráficas de comportamiento de linealidad del voltaje y las gráficas de reproducibilidad del voltaje para cada TC.

5.5. Exactitud y Reproducibilidad del Tiempo de Exposición

Ajustar el tiempo de exposición es de suma importancia, ya que tiene influencia en la calidad de la imagen en lo que respecta al valor de píxel obtenido, el cual está relacionado con la prevención de la borrosidad cinética. Las medidas de tiempo obtenidas en cada TC se encontraban dentro de la tolerancia en lo que a exactitud y reproducibilidad del tiempo se refiere.

5.6. Evaluación de la Reproducibilidad y Linealidad del Rendimiento

El rendimiento de un tubo de rayos X es un factor que sirve entre muchas cosas, como referencia para evaluar el desgaste en el tiempo del punto focal. Por lo tanto, se presenta en la tabla 5.3 los valores de rendimiento expresados en unidades de $\mu Gy \text{ mAs}$ para cada TC y la linealidad correspondiente a cada rendimiento.

Evaluación de la reproducibilidad y linealidad del rendimiento ($\mu Gy \text{ mAs}$)				
CT	Voltaje Nominal (kVp)	Rendimiento $\mu Gy \text{ mAs}$	Reprod. (%)	Lin. (%)
1	120	336,5	4,1	2,4
2	120	328,2	1,1	2,1
3	120	180,8	0,8	4,2
4	120	320,8	0,9	1,6
5	120	221,6	2,1	3,9
6	120	301,1	1,3	0,4
7	120	241,9	0,5	0,9
8	120	364,8	0,1	3,8
9	120	331,1	2,1	1,1
10	120	305,9	0,1	0,2
11	120	308,2	0,4	0,2
12	120	215,2	0,1	0,3
13	120	302,6	0,1	0,7
14	120	318,3	0,3	0,6
15	120	350,1	0,7	0,5
16	120	294,4	0,9	0,5

Tabla 5.4: Reproducibilidad y Linealidad del Rendimiento $\mu Gy \text{ mAs}$ para diversos tomógrafos.

En la práctica no existe valores de tolerancia, sin embargo estos valores definen los patrones a comparar en futuras pruebas.

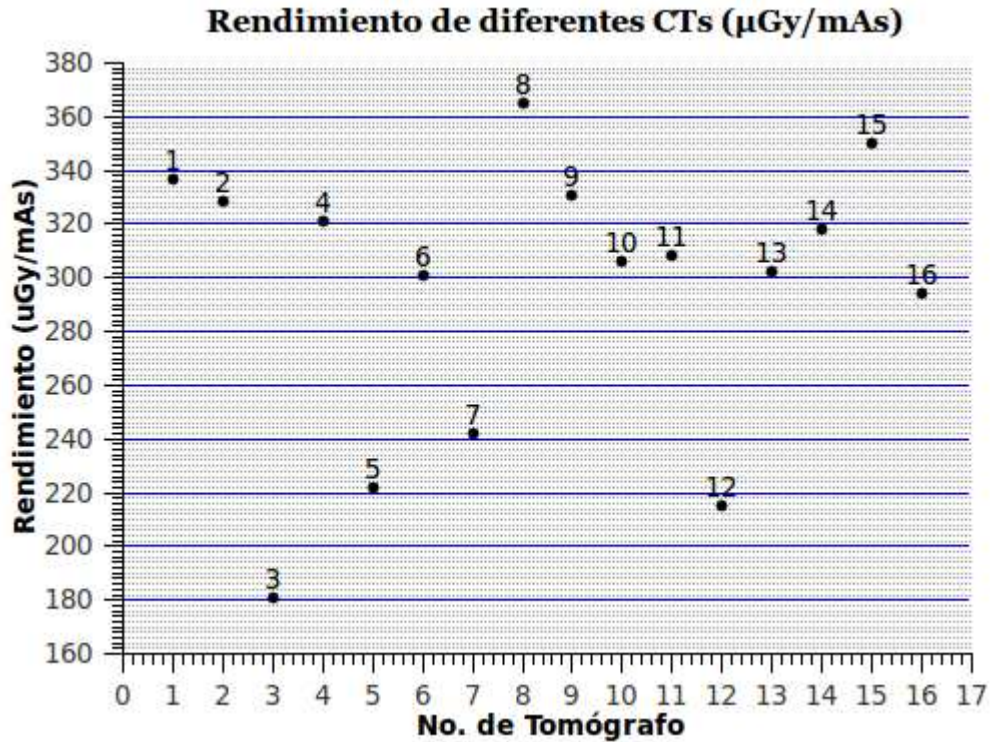


Figura 5.1: Rendimiento de los tomógrafos evaluados.

Un valor que se puede tomar como representativo de todos los datos mostrados en la figura 5.1 corresponde a la media del conjunto de datos. El valor medio obtenido será $295,09 \mu\text{Gy}$ y será tomado como referencial.

5.7. Espesor Hemirreductor - HVL

En este ensayo se pretende describir las calidades de radiación en términos del voltaje del tubo y la primera capa hemirreductora. La calidad de radiación definida para aplicaciones en tomografía es RQT. El origen de esta radiación está basada en interponer en el haz un filtro de cobre y realizar mediciones en aire. A continuación se presenta en la tabla 5.6 por cada voltaje la primera capa hemirreductora.

1era Capa Hemirreductura (HVL) mm Al						
	80 kV	90 kV	100 kV	120 kV	130 kV	140 kV
CT-1	6,12	6,65	-	8,06	-	8,85
CT-2	4,86	-	6,41	8,34	8,85	-
CT-3	3,43	4,14	-	4,83	-	5,07
CT-4	2,95	-	3,95	4,59	4,97	5,33
CT-5	-	-	-	4,59	-	5,33
CT-6	2,95	-	3,85	4,59	4,97	5,32
CT-7	5,3	5,7	-	6,1	-	6,4
CT-8	5,1	5,6	-	6,3	-	-
CT-9	3,1	-	3,6	4,4	-	5,1
CT-10	-	-	3,6	4,6	-	5,3
CT-11	2,95	-	3,95	4,59	4,97	5,33
CT-12	2,97	-	-	4,59	-	5,33
CT-13	2,89	-	3,89	4,67	4,77	5,13
CT-14	2,99	-	4,05	4,69	5,07	5,39
CT-15	3,2	-	3,9	4,6	4,7	5,3
CT-16	3,0	-	3,8	4,6	4,9	5,4

Tabla 5.5: Valores de las Capa Hemirreductora para cada CT

La capa hemirreductora no debe diferir en más de ± 1 mm de Aluminio respecto de la referencia. Ahora bien, de la tabla 5.6 tomando la estación de voltaje de 120 kV, se debiera observar una tendencia similar en los valores registrados para cada CT. Sin embargo, se observan diferencias de hasta 3,75 mm de Al. Esto ocurre para los casos de CT-4 y CT-2, por ejemplo. La razón de esta diferencia radica en el tipo de serie

de la calidad de radiación caracterizada. Observando la tabla 5.6 para CT-1 y CT-2 la definición de calidad es de tipo RQT y específicamente de la serie RQT-9, esto es obtenido teniendo en el haz interpuesto un filtro de cobre de 0,25 mm.

Como referencia el Código de Práctica en Dosimetría de Diagnóstico del IAEA establece como referencia 8,4 mm de Al. Para el caso de CT-1 y CT-2 se encuentran perfectamente dentro del rango. Para el resto de los casos se ha establecido una configuración en el haz de tipo RQR de la serie RQR-9. Es importante acotar que para futuros controles se debe mantener la misma configuración (recomendándose RQT-9), luego debe revisarse que la variación del haz no haya cambiado respecto a 1 mm de Al.

En el apéndice C se muestran las curvas de calidad del haz (HVL), para las estaciones de voltaje disponibles en cada tomógrafo.

5.8. Determinación de los Número de TC

Las correcciones de heterogeneidades para los tejidos, es un elemento crucial en las curvas de isodosis obtenidas por los sistemas de planificación usados en radioterapia. Estudios anteriores [14],[15] han demostrado, que errores en planes de tratamiento incorrectos pueden exceder tan sólo hasta un 30 % de la dosis prescrita. Aunque muchos sistemas de planificación de tratamiento usan imágenes de TC, se basan en fórmulas empíricas para calcular los factores de corrección de las inhomogeneidades.

Se han realizado, en los dieciseis tomógrafos, las exploraciones al maniquí de densidad electrónica. Tomando como caso modelo la data colectada en el equipo CT-1, se puede tanto en la tabla 5.7 como en la figura 5.2 que para tejidos suaves existen diferencias en HU máxima de 24,6 HU (Cerebro) entre la energía de 90 kV y la de 120 kV, mientras que las diferencias más marcadas son para tejidos duros como el caso de

hueso cortical donde se encontró una diferencia de 426 HU entre la energía de 90 kv y 120 kV.

Estas diferencias claramente ilustran la importancia de las calibraciones por energía. En todos los casos donde el tomógrafo estaba acoplado con un acelerador lineal, se realizó la actualización correspondiente con los datos obtenidos. En el apéndice B se encuentran los datos obtenidos para cada CT.

Determinación de los Números de TC (HU)				
Material	Densidad Electrónica (ρ_w^e)	90 kV	120 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	2,9	3,7	9,6
Pulmón LN-300	0,28	-712,3	-711,2	-709,7
Agua Sólida	0,99	3,3	3	8,8
Hueso Interno	1,09	285,4	202,6	197,9
Agua Sólida	0,99	4,7	3	9,3
Hígado	1,07	78,7	77,2	84,7
Hueso B-200	1,11	280,1	198,3	194,3
Pulmón LN-400	0,40	-517,1	-513	-518,8
Hueso Cortical	1,69	1543	1200	1117
Cerebro	1,05	15,5	28,3	41,9
Adiposa	0,90	-99,7	-85	-74,9
CB2-50 %	1,47	1022	794,4	747,5
Agua Sólida	0,99	7	2,9	11,4
CB2-30 %	1,28	555,5	434,7	418,2
Agua Verdadera	1,00	-167,3	-36,2	72,7
Mama	0,96	-47,6	-40,7	-32,8

Tabla 5.6: Números de TC (HU) para 90kV, 120kV y 140kV

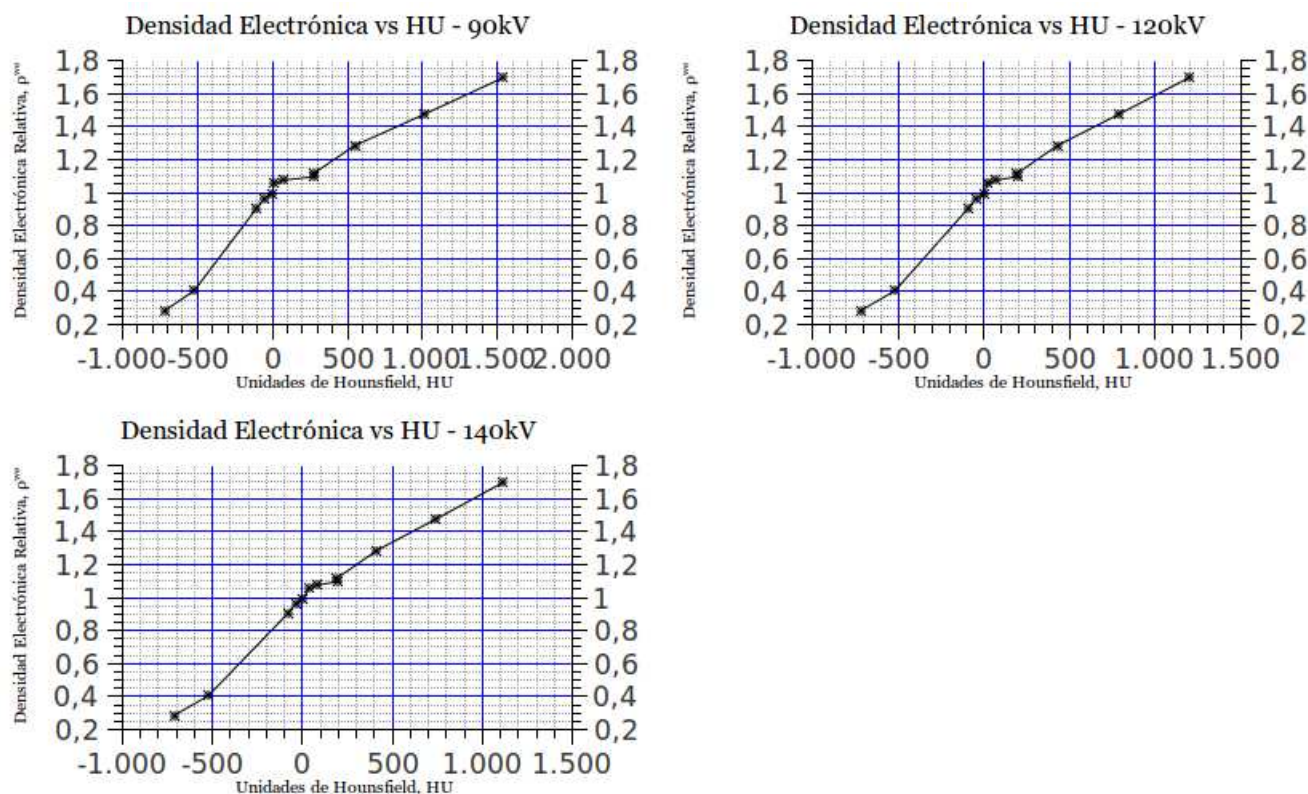


Figura 5.2: Relación entre la densidad electrónica relativa y el número de TC medidos en unidades de Hounsfield por un tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes en tres energías.

5.9. Determinación del número de TC para aire y agua

El número de TC es presentado para agua y aire, se acepta una tolerancia ± 4 HU, para el valor base de agua (0 HU) y para el valor base de aire (-1000 HU). Se muestra también en la tabla 5.8 los espesores de cortes, donde se da constancia de los valores de HU en función de cortes de 3mm y 4mm.

CT-1 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	3 mm	4,5 mm	3 mm	4,5 mm
90 kV	2,13	2,66	-1002,5	-1002,97
120 kV	1,87	1,47	-1002,8	-1002,8
140 kV	1,03	5,17	-1003,07	-1003,7

Tabla 5.7: Números de CT-1 (HU) : Agua y Aire para 2 cortes distintos.

Variaciones sistemáticas de los números de TC, conllevan a la presencia de artefactos debidos a: diseño del TAC, el endurecimiento del haz, o el software de reconstrucción de imágenes. Escanear un maniquí uniforme y evaluar los HU en diferentes regiones permite cuantificar la presencia de esas variaciones sistemáticas.

En el apéndice D, se muestra el estudio para todos los TCs. Del total de dieciseis TCs, cinco de ellos presentan números de TC fuera de las recomendaciones. Se procedió entonces a realizar en modo de servicio y vía software la calibración de de los anillos detectores de forma tal de ajustar los valores.

5.10. Determinación del Ruido en la Imagen

El ruido en la imagen corresponde a variaciones de los valores de píxeles. Dicho de otra manera variaciones en los HU. La desviación de HU en una región homogénea de agua y aire permite cuantificar el ruido de la imagen. El ruido de la imagen determina el límite inferior de contraste que puede ser distinguido por un observador; mientras más uniforme sea el fondo de una imagen que contiene un objeto de bajo contraste, más fácil será detectarlo. Minimizar el ruido de las imágenes debería permitir una mayor exactitud en el delineado de blancos y órganos críticos.

Se presenta a continuación para CT-1 las tres estaciones de voltajes y dos espesores de cortes el cálculo del ruido en la imagen.

Ruido CT-1		
Corte	3 mm	4,5 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
90 kV	0,213	0,263
120 kV	0,187	0,147
140 kV	0,103	0,517

Tabla 5.8: Determinación del ruido en la imagen para CT-1

Es deseable que el ruido obtenido en la determinación del estado de referencia para las exploraciones de cerebro adulto sea $\leq 0.5\%$, y $\leq 2\%$ para las de abdomen y tórax de rutina adulto si se utilizan maniqués de dimensiones apropiadas. En el caso se usó un maniquí correspondiente a tórax. De la tabla 5.9 podemos observar que los valores están ajustados por debajo de la tolerancia establecida. Sin embargo en el apéndice E, se puede observar que en el CT-8 los valores de ruido superan la tolerancia establecida. La acción tomada para solventar esta situación fue en modo servicio, realizar una calibración en agua y en aire. Los valores disminuyeron en un 70 %.

5.11. Distorsión de la Imagen, Exactitud de Mediciones de Distancia, Resolución de Alto Contraste y Bajo Contraste, Artefacto

En la tabla 5.10 se muestra un cuadro resumen donde por cada TC se presentan los valores asociados a distorsiones, mediciones de distancia, alto y bajo contraste y la evaluación imágenes con artefacto.

Calidad de la Imagen					
CTs	Distorsión	Distancia	Alto Contraste	Bajo Contraste	Artefacto
CT-1	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	4 de 6	no
CT-2	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	4 de 6	no
CT-3	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	4 de 6	no
CT-4	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	4 de 6	no
CT-5	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	5 de 6	no
CT-6	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	4 de 6	Existe
CT-7	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	4 de 6	no
CT-8	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	4 de 6	no
CT-9	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	4 de 6	no
CT-10	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	6 de 6	no
CT-11	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	4 de 4	6 de 6	no
CT-12	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	5 de 6	no
CT-13	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	3 de 4	5 de 6	no
CT-14	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	4 de 4	5 de 6	no
CT-15	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	4 de 4	5 de 6	no
CT-16	$\leq 1mm$	$\leq 1mm$	4 de 4	5 de 6	Existe
Obsevaciones:					

Tabla 5.9: Evaluación de la calidad en la imagen para todos los equipos de tomografía usados.

Las distancias entre los orificios medidos en la imagen deben coincidir con las distancias reales que posee el maniquí. La coincidencia tiene como cota permisible 2 mm. En el caso de los TCs evaluados, todas las medidas son menores a 1 mm.

La resolución de alto contraste es un indicador de las capacidades imagenológicas de un tomógrafo. En muchas ocasiones es importante distinguir pequeños objetos en la anatomía del paciente. Se usó un maniquí de patrones (grupos) de círculos de diámetros conocidos. Para que un tomógrafo sea considerado aceptable en cuanto a su resolución deben visualizarse 2 de los 4 grupos que posee el maniquí. En el caso de todos los tomógrafos evaluados, se pudo visualizar 3 de 4 grupos.

Observamos que el bajo contraste depende fuertemente del ruido (dosis y espesor de corte) y del filtro de reconstrucción empleado. Los métodos usados habitualmente para su determinación presentan una componente subjetiva importante. Suele expresarse como el diámetro mínimo observable, para un contraste dado, en condiciones favorables. El mínimo satisfactorio para el maniquí usado es observar 4 de los 6 grupos que posee el maniquí. En el caso de las evaluaciones en los CTs, ambos en bajo y alto contraste se encuentran dentro de operatividad.

De los dieciseis equipos, dos presentaban artefactos de líneas. Dichos problemas suceden entre muchas otras razones, por saturación de los detectores, que son perfectamente re-instalados. En la figura 5.3 se muestra el artefacto encontrado en el CT-6.

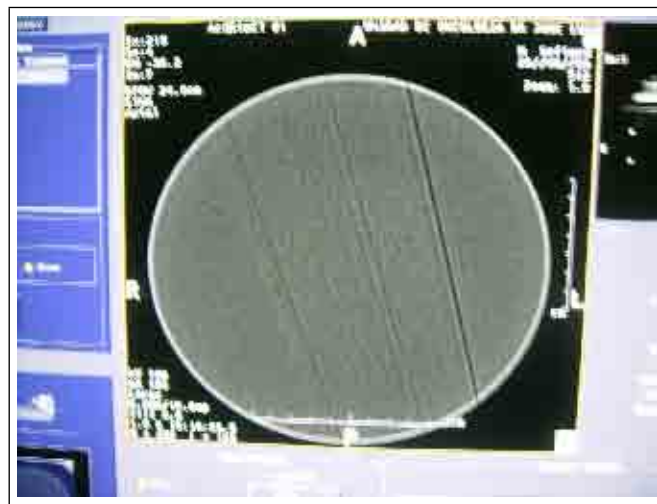


Figura 5.3: Imagen con artefacto en el CT-6.

5.12. Dosimetría

En esta sección se presentan los valores referenciales de índice de kerma en aire, así como los índices de dosis en un maniquí de torso y un maniquí de cabeza.

5.12.1. Índice de Kerma en Aire $C_{a,100}$

En la tabla 5.11 se presentan los índices de kerma en aire para cada TC, se presenta además la normalización de cada índice y para las estaciones de voltaje.

Índice de Kerma en Aire							
Voltaje (kV) →		80	90	100	120	130	140
CT-1	Kerma en Aire (mGy)	-	2,8	-	8,88	-	12,6
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	-	0,17	-	0,30	-	0,41
CT-2	Kerma en Aire (mGy)	1,42	-	2,46	3,39	-	4,4
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,004	-	0,004	0,009	-	0,012
CT-3	Kerma en Aire (mGy)	-	21,83	-	45,22	-	65,27
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	-	0,109	-	0,791	-	0,926
CT-4	Kerma en Aire (mGy)	31,51	-	45,91	60,77	68,65	76,33
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,158	-	0,230	0,304	0,343	0,382
CT-5	Kerma en Aire (mGy)	-	-	-	57,05	-	65,53
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	-	-	-	0,285	-	0,328
CT-6	Kerma en Aire (mGy)	28,05	-	41,28	55,18	62,85	69,95
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,140	-	0,206	0,276	0,314	0,350
CT-7	Kerma en Aire (mGy)	-	2,91	-	8,88	-	12,8
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	-	0,097	-	0,321	-	0,427
CT-8	Kerma en Aire (mGy)	15,4	-	37,8	51,4	-	-
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,154	-	0,378	0,514	-	-
CT-9	Kerma en Aire (mGy)	-	37,4	-	58,79	-	86,2
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	-	0,374	-	0,588	-	0,862
CT-10	Kerma en Aire (mGy)	-	27,64	-	57,89	-	85,1
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	-	0,276	-	0,579	-	0,851
CT-11	Kerma en Aire (mGy)	17,42	-	22,7	33,8	37,5	36,97
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,16	-	0,23	0,31	0,35	0,39

Tabla 5.11. Índice de Kerma en aire en diversos CTs (cont).

CT-12	Kerma en Aire (mGy)	2,91	-	-	8,88	-	12,8
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,097	-	-	0,295	-	0,427
CT-13	Kerma en Aire (mGy)	7	-	-	21,26	-	31,35
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,07	-	-	0,213	-	0,314
CT-14	Kerma en Aire (mGy)	16,6	-	24,11	32,05	36,24	36,59
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,166	-	0,241	0,321	0,362	0,366
CT-15	Kerma en Aire (mGy)	15,92	-	23,27	31,18	35,37	39,67
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,16	-	0,23	0,31	0,35	0,39
CT-16	Kerma en Aire (mGy)	26,43	-	48,78	52,04	59,41	65,57
	Kerma en Aire Normalizado (mGy/mAs)	0,13	-	0,24	0,26	0,3	0,33

Tabla 5.10: Índice de Kerma en aire en diversos TCs

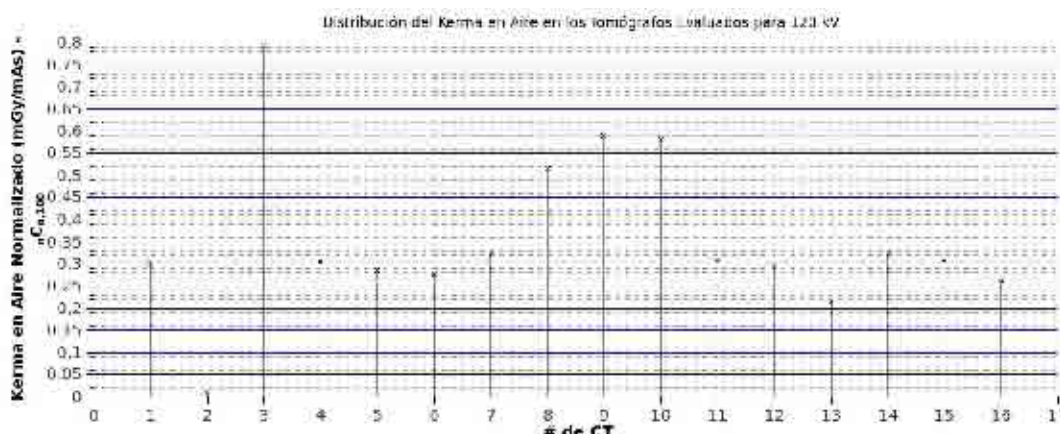


Figura 5.4: Distribución del kerma en aire normalizado para un voltaje de 120 kV reportado para cada tomógrafo.

El índice de kerma en aire es una cantidad básica fundamental en la dosimetría con TC. Muchos factores afectan las mediciones de los valores del kerma en aire para cada tomógrafo particular, por ejemplo la geometría de escáner, el kilo-voltaje pico, la cantidad y el tipo de filtración, y el tipo de detector usado. Sin embargo, según el Documento Técnico del Organismo Internacional de Energía Atómica-1423 [16] el rango típico del índice de kerma en aire oscila entre 0,08 mGy/mAs y 0,35

mGy/mAs. De los resultados registrados en la tabla 5.11 y presentados en la figura 5.4, tomando como referencia el voltaje de 120 kV tenemos 4 CT fuera de los valores típicos, alcanzando el máximo valor en el CT-3 con 0,791 mGy/mAs.

Con el propósito de establecer valores orientativos que sirvan como referencias futuras para los índices de Kerma en aire, se ha tomado la media de los valores de kerma en aire normalizados de la tabla 5.11. Obteniendo un valor referencial de 0,307 mGy/mAs.

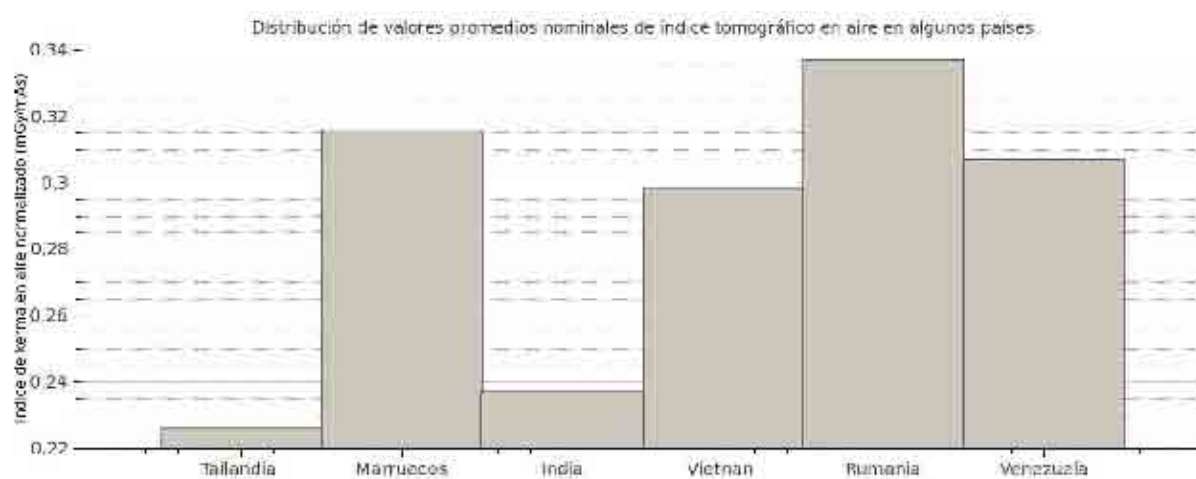


Figura 5.5: Distribución de los valores promedios de kerma en aire en diversos países así como el valor de kerma en aire para Venezuela, corresponde a la data conseguida en la presente investigación.

Las dosis encontradas en la investigación dosimétrica fueron más bajas las publicadas por Rumania y Marruecos sin embargo, el valor conseguido estaba por encima de Tailandia, India y Vietnam. Es importante tener presente, que no hubo necesidad de adoptar los NRD existentes más altos ya que las pruebas de calidad de imagen son óptimas. Citando a la comisión internacional de radiología No. 73 [17] : "Los niveles de referencia para diagnóstico son suplementos del juicio profesional y no ofrecen una línea divisoria entre la mala y la buena medicina. No es adecuado usarlos con fines reguladores o comerciales".

Los valores medidos del índice de dosis en TC (CTDI) en aire en un solo corte no se deben desviar en más de $\pm 20 \%$ de los valores de referencia obtenidos para todos los filtros de forma, todas las configuraciones de adquisición (N x T en mm) y todas las tensiones utilizadas clínicamente.

5.12.2. Dosimetría en un maniquí estándar de torso y un maniquí estándar de cabeza.

Se determinaron la dosis en torso y en cabeza. Se tomó como referencia el voltaje de 120 kV para proponer los valores orientativos.

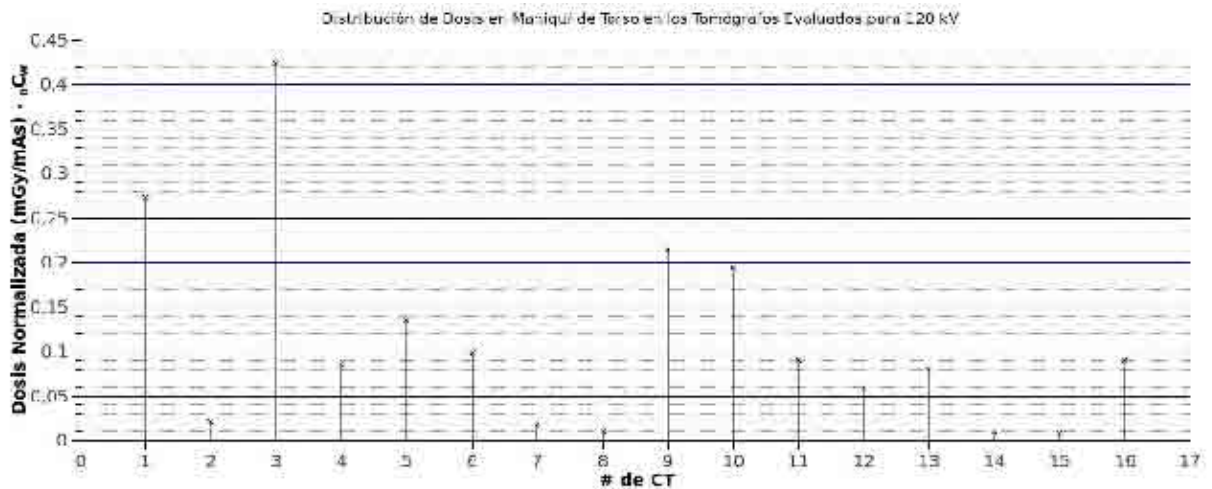


Figura 5.6: Distribución de los valores de dosis en un maniquí de torso para un voltaje de 120 kV y para cada tomógrafo.

La información que tomaremos como referencial para la dosimetría de torso será el promedio de los valores mostrados en la figura 5.6. Así la dosis normalizada promedio será 0,1076 mGy/mAs, con 191,82 de mAs la dosis en (mGy) será por tanto 20,64 mGy. De esta forma este sería nuestro valor de referencia conseguido. La EUR16 [2] ha establecido como valor indicativo promedio para los estudios de torso 30 mGy.

Por equipo y por centro medido, la dosimetría de torso juega un papel de control importante en lo que respecta a la optimización de dosis. Una vez que se tiene el valor de dosis, este sirve de control y no debe ser sub o sobre estimado en un rango de $\pm 20\%$. Los valores de dosis mostrados, normalizados a 100 mAs serán los usados en el siguiente sección para estimar dosis en órgano por simulación de Código Montecarlo.

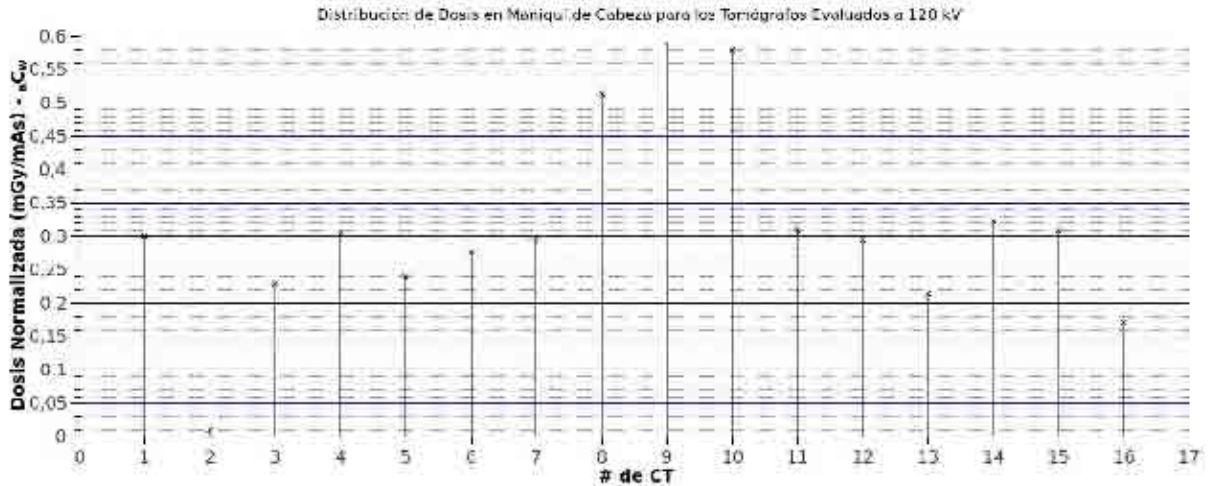


Figura 5.7: Distribución de los valores de dosis en un maniquí de cabeza para un voltaje de 120 kV y para cada tomógrafo.

Los valores de dosis para los distintos CT en el maniquí de cabeza se muestran en la figura 5.11. El promedio de la dosis normalizada corresponde 0,2647 mGy/mAs. Teniendo 223 mAs como promedio de carga en el tubo de rayos X, podemos dar un valor de dosis referencial en cabeza de 58,94 mGy. La EUR16 [2] ha establecido como valor indicativo promedio para los estudios de cabeza 60 mGy.

De igual manera que en la dosimetría de torso, estos valores serán usados para hacer simulación por montecarlo para estimar dosis en órganos.

5.13. Dosis Efectiva: ImPACT CT-Dosimetry, Simulación

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator es una herramienta computacional para el cálculo de dosis efectiva en órganos de pacientes, usando coeficientes de dosis CT. Esta herramienta tiene como plataforma el paquete de data computacional NRPB-SR250(NRPB-SR250: Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques). Dicho paquete, contiene el resultado de 23 series de cálculos por Monte Carlo, descrito en dos reportes previos del NRPB[18] La condición de modelos de exposición están contemplados para un rango común de tomógrafos comerciales. La data está estructurada para una conjunto de dosis normalizadas en 27 órganos y para diversas regiones clínicas en un maniquí matemático. Las dosis obtenidas pueden ser utilizadas en la evaluación de dosis típicas de pacientes en tomógrafos individuales.

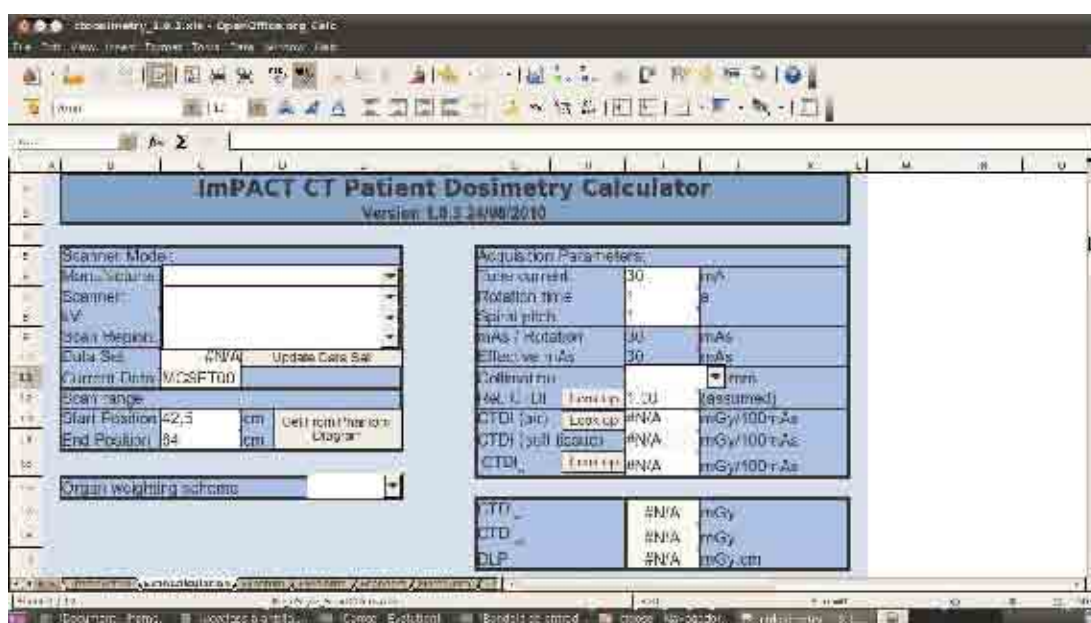


Figura 5.8: Entorno del ImPACT CT-Dosimetry Calculator.

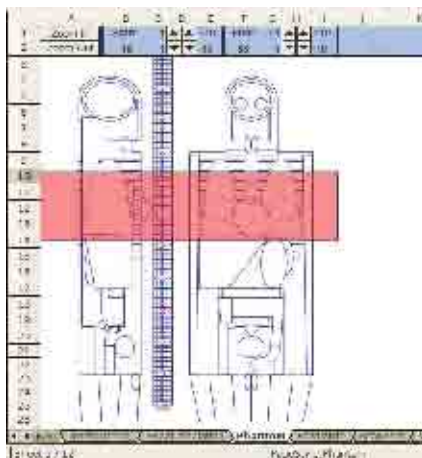


Figura 5.9: Maniquí Matemático dentro del entorno del ImPACT CT-Dosimetry Calculator.

5.13.1. Uso del ImPACT CT-Dosimetry

Para calcular la dosis usando este sistema de simulación, se debe introducir un número de parámetros relativos al modelo y a la serie del tomógrafo a evaluar. Los más importantes de estos parámetros son, la selección adecuada del potencial del tubo de rayos X, así como la definición la región anatómica correspondiente, sea cabeza o torso. Otro conjunto de parámetros funcionales tales como: corriente del tubo, tiempo de rotación, paso de la camilla, mAs por rotación, mAs efectivo, colimación, índice de dosis por tomografía computarizada (CTDI), el índice de dosis por tomografía computarizada en aire ($CTDI_{air}$), índice de dosis por tomografía computarizada en tejido suave ($CTDI_{softtissue}$), $nCTDI_w$, $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$, Producto Dosis Longitud (DLP), y el confinamiento inicial-final de irradiación, son suficientes para la estimación de dosis.

Cuando los parámetros señalados en el párrafo anterior son introducidos, la dosis individual de cada órgano definida por el conjunto de data SR250 aparece calculada. Es importante señalar que no todos los órganos que se mencionan en el ICRP 60[9] o en el ICRP 103[19] están incluidos en este sistema de cálculo.

5.13.2. Valores obtenidos de Dosis usando ImPACT en función de los tomógrafos evaluados en esta investigación

Para el estudio de la dosis que llega a cada órgano, usando como sistema de simulación Impact, se han seleccionado cuatro tipos de regiones de exploración: pelvis, abdomen-torax, pelvis-abdomen-torax, cráneo. Estas regiones básicas son las que poseen todos los equipos de CT en la definición de sus protocolos correspondientes.

5.13.3. Valores de dosis cambiando parámetros técnicos, Dosis Efectiva H_T

A continuación se presentan tres fases de variaciones en la técnica de una región a escanear. En específico, la región a considerar en nuestro maniquí matemático de simulación es la zona pélvica. Se han hecho variaciones en las cargas mAs, en el pitch y en el tiempo de rotación del tubo.

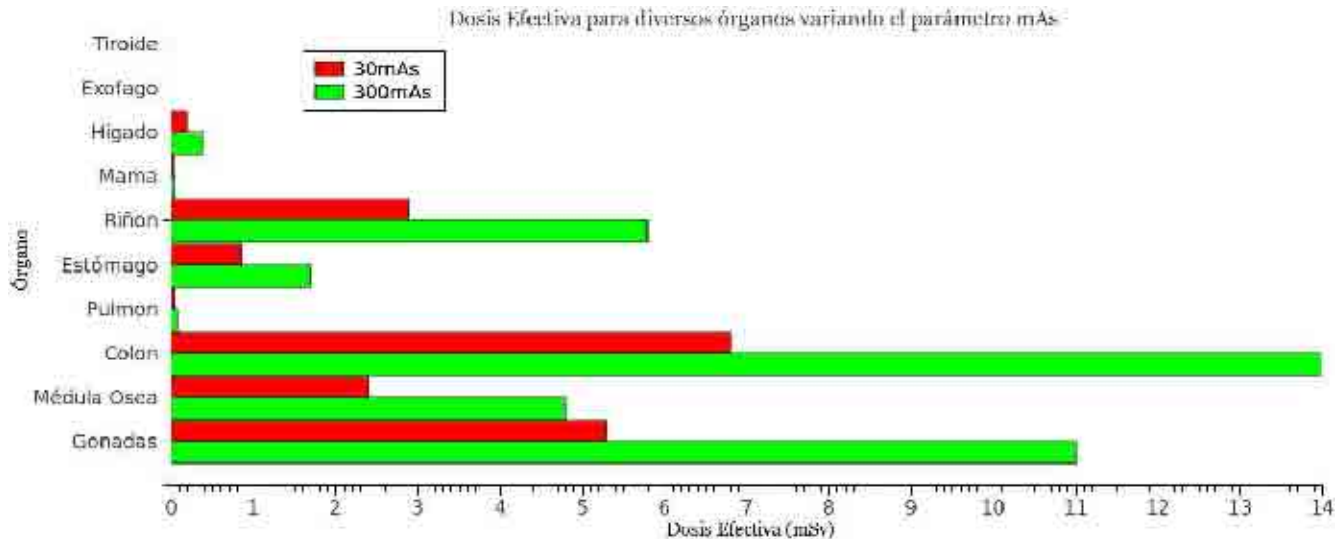


Figura 5.10: Dosis Efectiva para diversos órganos variando el parámetro mAs.

En la figura 5.10 se observa que al aumentar el producto corriente y tiempo, se

ha incrementado de la dosis, como era de esperarse. Sin embargo, se observa que para una zona pélvica el incrementar el mAs conduce a una variación de la dosis en colon por ejemplo de 6,7 mSv a 14 mSv. Esto representa un incremento del 208,96 %. Otras de las zonas mostrada en el diagrama es para el caso masculino, las gónadas, como es sabido es una de las zonas con mayor radiosensibilidad. En este punto, se observa un cambio de 5,2 mSv a 11 mSv. Representando un 211,5 % de la dosis que recibiría si se realiza con una técnica de 30 mAs. Es importante mantener y definir un programa de optimización donde se obtenga la mayor información anatómica, con la menor exposición al paciente, ya que los cambios de dosis pueden ser extremadamente elevados.

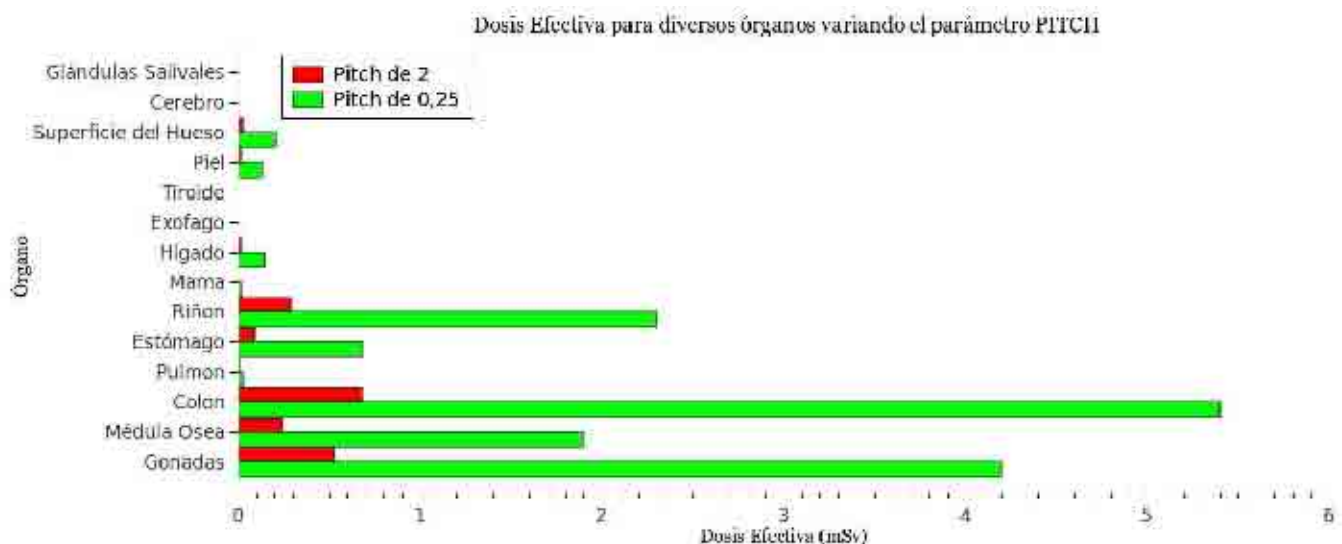


Figura 5.11: Dosis Efectiva para diversos órganos variando el parámetro PITCH

Otro aspecto considerado en esta discusión está relacionada con el paso (pitch) de la camilla. Variaciones en configuraciones helicoidales de 2 a 0,25 pueden producir en la zona pélvica y como órgano de referencia el colon, cambios de dosis desde 0,6 mSv a 5,4 mSv. Representando un 900 % por encima de lo que pudiese ser un estudio conservador (Pitch de 2). Aunque el caso de tomar un valor de pitch de 0,25 no tiene sentido ya que no aporta a la imagen información alguna, ni ahorro en el tiempo de adquisición, los

CTs tienen la posibilidad de seleccionar éste valor. De allí la importancia de ilustrar este dramático ejemplo. Jamás se debe considerar en la práctica diagnóstica, un paso (pitch) menor a la unidad.

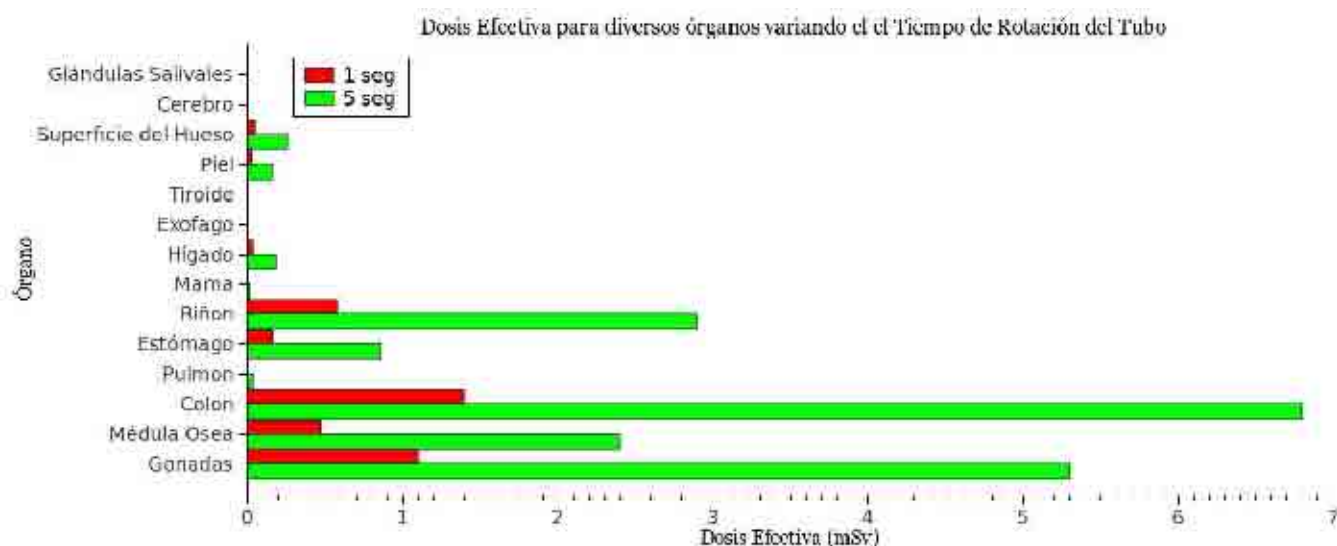


Figura 5.12: Dosis Efectiva para diversos órganos variando el tiempo de rotación del tubo de rayos X.

Por último, se han presentado variaciones en la rotación del tubo. En la figura 5.12 se aprecia como cambios en la rotación del tubo que va desde 1 seg a 5 seg de exploración, reproduce en la zona gonadal, cambios significativos que van desde 1,1 mSv (1 seg de rotación) a 5,3 mSv (5 seg de rotación). Representando de igual manera cambios porcentuales en la dosis del 482 %.

La importancia de hacer estas variaciones de parámetros y simularlas por código montecarlo, da una idea de la valiosa labor del Físico Médico en diagnóstico, el técnico y todo el personal del servicio, en diagnóstico, así como en la optimización y prácticas de dosis al paciente en estudio. El desconocimiento de estos tres parámetros conducen a efectos deterministas. Efectos que radiobiológicamente contribuyen en un detrimento del paciente hasta el grado de causar la muerte.

5.13.4. Índices de dosis en CT

Las cantidades usadas para el monitoreo de exposición en pacientes deben ser fáciles de medir y reproducir. De esta forma es necesario también establecer un sistema sencillo para estimar la dosis en diversos órganos de interés. Las cantidades que reúnen estas condiciones son el índice de kerma en aire, el índice de kerma en aire considerando un factor de peso y el producto dosis longitud en kerma-aire. Teniendo esto en cuenta, las dosis en los órganos son derivadas de estas tres cantidades y conjuntamente con el uso de los coeficientes de tablas de conversiones, extraídas de un código de Monte Carlo, aplicado previamente en modelos anatómicos.

Indicaremos en la tabla 5.12 los índices de dosis encontrados para los tomógrafos evaluados. Las unidades que expresan dosis son mGy, en el caso del producto dosis longitud (DPL), la dosis vendrá expresada mGy-cm.

Como valores de dosis de referencia publicados en el 2004[20] se establecen los siguientes valores de referencias de $CTDI_{vol}$. Para una región anatómica de cerebro se tiene una dosis de 60 mGy, para una región torácica se tiene una dosis 10 mGy y para una región pélvica se tiene una dosis de 15 mGy. De las simulaciones realizadas en ningún caso las dosis referenciales de $CTDI_{vol}$ son superadas.

	Pelvis			Abdomen y Torax			Cabeza		
CT	$CTDI_w$	$CTDI_{vol}$	DLP	$CTDI_w$	$CTDI_{vol}$	DLP	$CTDI_w$	$CTDI_{vol}$	DLP
1	8,2	8,2	281	8,2	8,2	339	13	13	325
2	0,3	0,3	9,0	0,3	0,3	11	0,5	0,5	13
3	6,9	6,9	219	6,9	6,9	288	12,7	12,7	369
4	2,6	2,6	82	2,6	2,6	106	5,2	5,2	131
5	4,0	4,0	126	4	4	166	7,2	7,2	208
6	2,9	2,9	94	2,9	2,9	122	5,4	5,4	134
7	4,9	4,9	157	4,9	4,9	203	8,8	8,8	254
8	4,7	4,7	150	4,7	4,7	195	10,3	10,3	298
9	6,4	6,4	206	6,4	6,4	267	11,7	11,7	294
10	5,8	5,8	186	5,8	5,8	241	11,2	11,2	281
11	2,7	2,7	86	2,7	2,7	112	5,1	5,1	128
12	1,8	1,8	57	1,8	1,8	130	6,9	6,9	201
13	2,4	2,4	77	2,4	2,4	100	4,5	4,5	131
14	0,3	0,3	9	0,3	0,3	11	4,5	4,5	131
15	0,2	0,2	7	0,2	0,2	9	4,7	4,7	135
16	2,7	2,7	85	2,7	2,7	112	5,1	5,1	148

Tabla 5.11: Dosimetría: $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$, DLP para regiones anatómicas en Pelvis, Abdomen y Torax y Cabeza.

5.13.5. Dosis en Tejidos y Órganos

Es de suma importancia, tener presente las dosis umbrales típicas para efectos deterministas. Para algunos órganos se muestra a en la tabla 5.13, las dosis umbrales en exposiciones breves, tal como sucedería en un estudio de diagnóstico.

Dosis Umbrales en Órganos	
Tejido y Efecto	Dosis Umbral (Exposición Breve) mGy
Testículo: Esterilidad Temporal	150
Testículo: Esterilidad Permanente	3500
Ovarios: Esterilidad	2500
Cristalino: Opacidades	500
Cristalino: Cataratas	2000
Médula Osea: Disminución de la hematopoyesis	500
Piel: Eritema	2000
Depilación Temporal	3000

Tabla 5.12: Dosis Umbrales

En las figuras 5.13 y 5.14 se muestran las dosis a nivel de los testículos y a nivel de los ojos(cristalino) respectivamente. Dichas dosis corresponden a simulaciones realizadas con dos técnicas, la primera es una técnica de 200 mAs, pitch de 1, voltaje de 120 kV y la segunda técnica es de 400 mAs, pitch de 0,5 y voltaje de 120kV. Las simulaciones fueron realizadas en el paquete computacional CT impact Dosimetry Calculator, los índices de kerma en aire e índices ponderado en maniquí son los correspondientes a los valores obtenidos y mostrados en las figuras 5.4, 5.6 y 5.7.

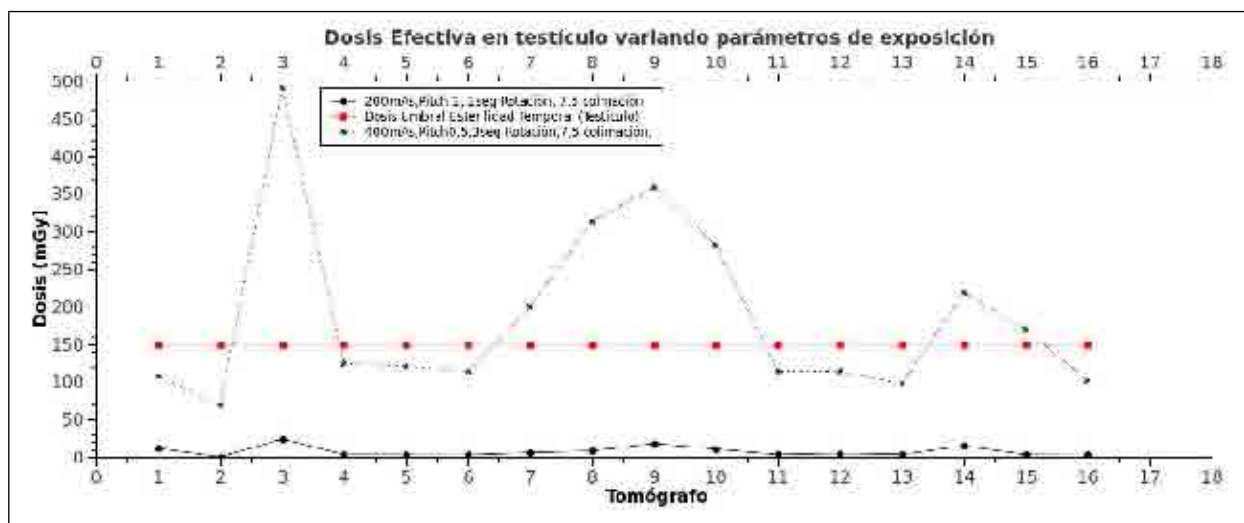


Figura 5.13: Dosis arrojadas por cada ct en la zona pélvica. Órgano referido: Testículo.

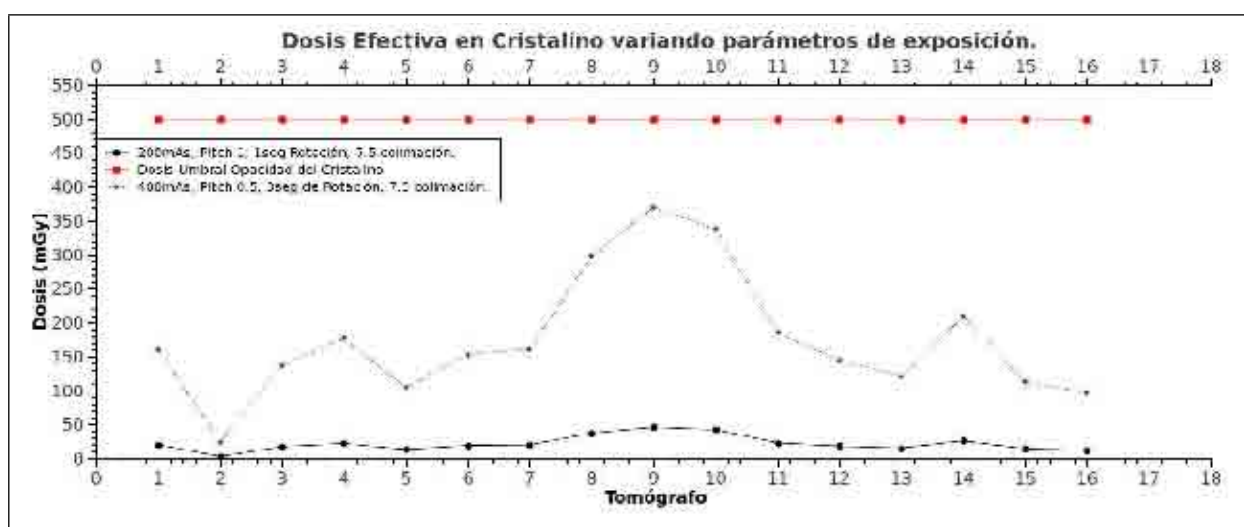


Figura 5.14: Dosis arrojadas por cada ct en la zona craneal. Órgano referido: Ojos-Cristalino.

En la figura 5.13 se observa que al aumentar la técnica se supera el umbral de dosis y se establece la condición de esterilidad temporal. Es importante destacar que ambas técnicas pueden ser adoptadas sin ningún problema por el técnico radiólogo. De allí radica la importancia de optimizar los protocolos de adquisición. Se destaca

también de la gráfica 5.13 el tomógrafo No.3, el cual presenta el valor más alto de dosis en comparación al resto de los tomógrafos. Repetir el mismo estudio unas 6 o 7 veces y sabiendo que la dosis en el tejido biológico es acumulativa, se pueden producir efectos biológicos irreversibles como son: esterilidad permanente (para ambos sexo), eritema, depilación temporal entre otros efectos.

En la figura 5.14 se toma como zona de exploración el cráneo. El órgano que presenta el umbral mas bajo de radiosensibilidad es el cristalino. Se presenta en la gráfica que al variar la técnica de adquisición, ningún tomógrafo supera la dosis umbral. Sin embargo, el repetir el estudio puede incurrir en efectos de opacidad del cristalino y más aún repetir el mismo estudio (con la técnica más alta) estudio unas 4 veces se pueden inducir cataratas entre otros efectos irreversibles para el ser humano.

La importancia de establecer en un centro de diagnóstico una evaluación por órgano de la dosis suministrada se hace cada vez necesaria. Donde la figura del físico médico juega un papel crucial en la calibración, medición e interpretación de datos. De forma tal, de contribuir con la optimización de dosis al paciente produciendo imágenes radiológicas aceptables.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones

Se procedió a realizar la calibración y control de calidad de dieciseis tomógrafos ubicados en diferentes partes del territorio nacional Venezolano. Esta calibración y control de calidad, está respaldada por un código de práctica internacional para la dosimetría, basado en patrones de kerma en aire, IAEA-(TRS-457).

Se establece con esta investigación un manual de referencia de pruebas de seguridad, mecánicas, radiológicas y de calidad de imagen. Este manuscrito describe las experiencias al implementar un programa de garantía de calidad en aras de optimizar el sistema tomográfico.

Se establecen en el país los primeros valores de rendimiento expresados en ($\mu\text{Gy mAs}$) los cuales podrán ser usados como referencia futura

Los valores referenciales de índices de kerma en aire, dosis en maniquí de torso y de cabeza, que han sido reportados, constituyen los primeros valores para nuestro país, en lo que a tomógrafo de diagnóstico se refiere. Y consituyen el primer aporte en la región de los niveles de referencias en diagnóstico que se manejan en Venezuela.

Los índices de dosimetría en torso y cabeza para los tomógrafos que han sido medidos en los TCs: Philips- Brilliance 6 Cortes, Philips - Tomoscan AV, General Electric-Brightspeed y General Electric-CT/e contribuyen como un aporte a lista de datos de CT del ImPACT (Técnica de código basada en Monte Carlo-NRBS). Ya que estos tomógrafos no estaban aún incluidos.

Con la plataforma de cálculo CT Impact se mostraron las dosis efectivas, así como las dosis para cada órgano de interés haciendo variaciones en las técnicas en los tomógrafos estudiados. Presentando de esta manera los efectos determinísticos que puede sufrir un paciente sino se optimiza o se maneja un protocolo adecuado en un estudio específico.

6.2. Recomendaciones

Se recomienda intercomparar dosis efectivas con los principales métodos de evaluación. Esto es: Mediciones con TLD en un maniquí antropomórfico (Rando Alderson), Evaluación mediante factores de corrección (Tablas de factores de corrección) y finalmente Simulación mediante Código Montecarlo (Maniquí Matemático Adam).

Euratom 97/43 establece que: "Los Estados miembros asegurarán que se lleven a cabo revisiones locales adecuadas siempre que los niveles de referencia de diagnóstico

sean excedidos sistemáticamente y que se tomen medidas correctoras pertinentes"(la autoridad asegurará que se tomen las medidas correctoras pertinentes). Aunque en Venezuela estamos distantes de esta realidad. Se recomienda al Ministerio del Poder Popular para la Salud, desarrollar programas para el establecimiento de NDR.

Se recomienda a los entes encargados de hacer contraloría en lo que a control de calidad en diagnóstico se refiere, establecer un metodología de auditoria de dosis, auditorias locales y regionales, usando maniqués, pacientes y sistemas de simulación de forma tal de establecer una estadística en Venezuela y se optimicen de ser necesario, los estudios que presenten riesgos al paciente.

APÉNDICE A

EXACTITUD Y REPRODUCIBILIDAD DE LAS ESTACIONES DE VOLTAJES PARA LOS CTS DE ESTUDIOS

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	85	85	85	86	85	6,25	1,17
100	97	97	96	97	97	3	1,04
120	127	127	127	127	127	5,83	0
140	152	152	152	152	152	8,57	0

Tabla A.1: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-1

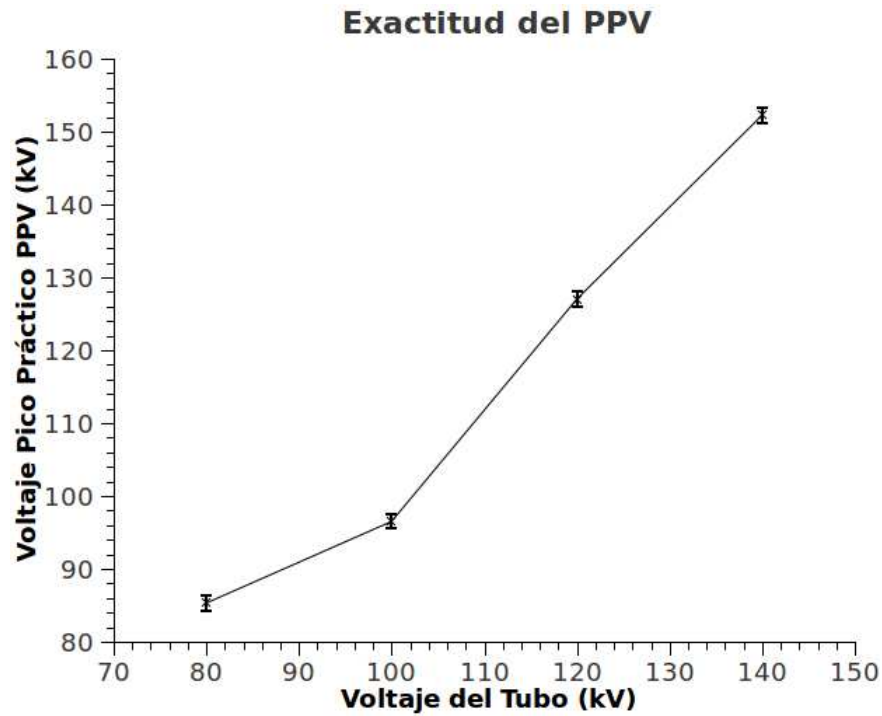


Figura A.1: CT-1:Exactitud del Voltaje

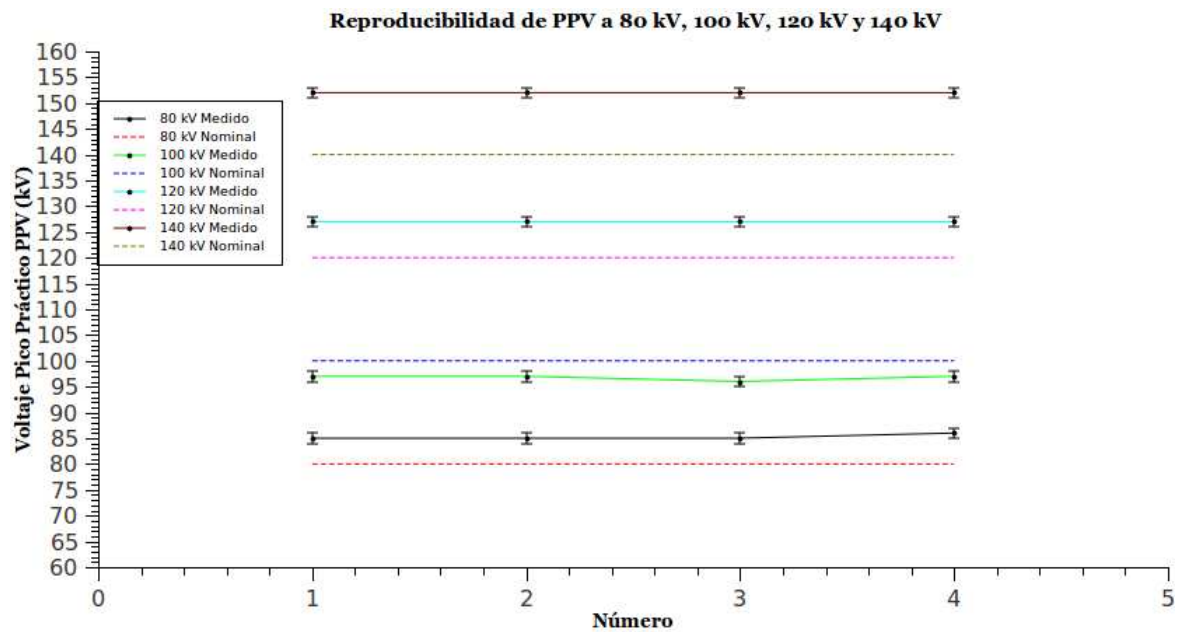


Figura A.2: CT-1:Reproducibilidad del Voltaje

Apéndice A: Exactitud y Reproducibilidad de las Estaciones de Voltajes para los CTs de estudios

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1 $\pm$ 1kV	L2 $\pm$ 1kV	L3 $\pm$ 1kV	L4 $\pm$ 1kV	L _{Media} $\pm$ 1kV	Exac %	Repro %
80	81	82	82	83	82	2,5	2,44
100	102	103	103	102	103	3	0,98
120	123	123	123	121	123	2,5	1,64
130	133	133	133	133	133	2,31	0,75

Tabla A.2: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-2

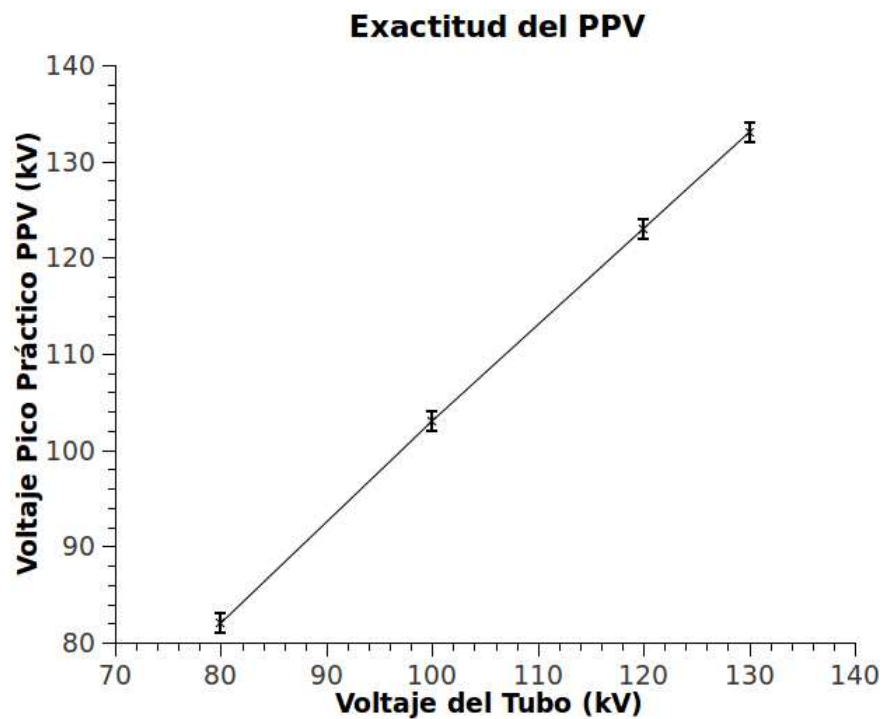


Figura A.3: CT-2:Exactitud del Voltaje

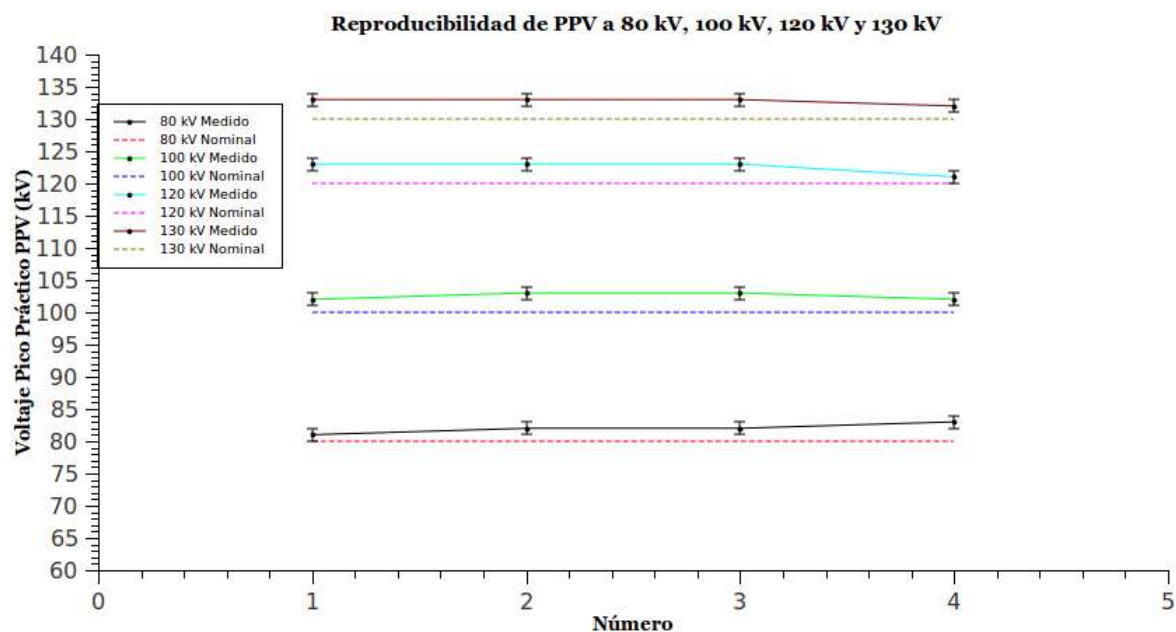


Figura A.4: CT-2:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	85	85	85	85	85	6,25	0
100	97	97	97	97	97	3	0
120	128	128	128	129	128	6,67	0,78
140	154	154	155	155	155	10,71	0,65

Tabla A.3: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-3

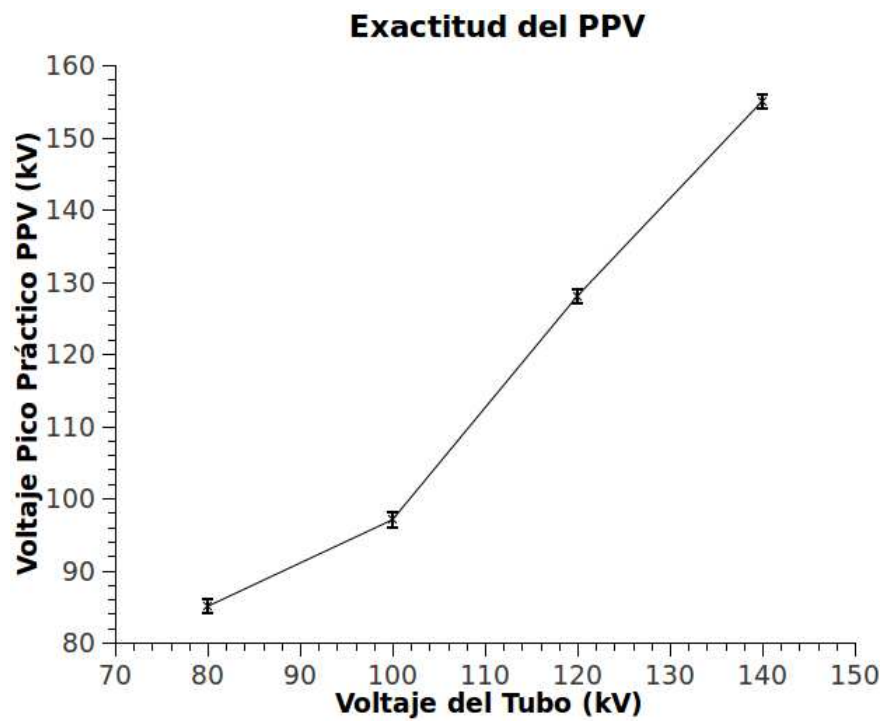


Figura A.5: CT-3:Exactitud del Voltaje

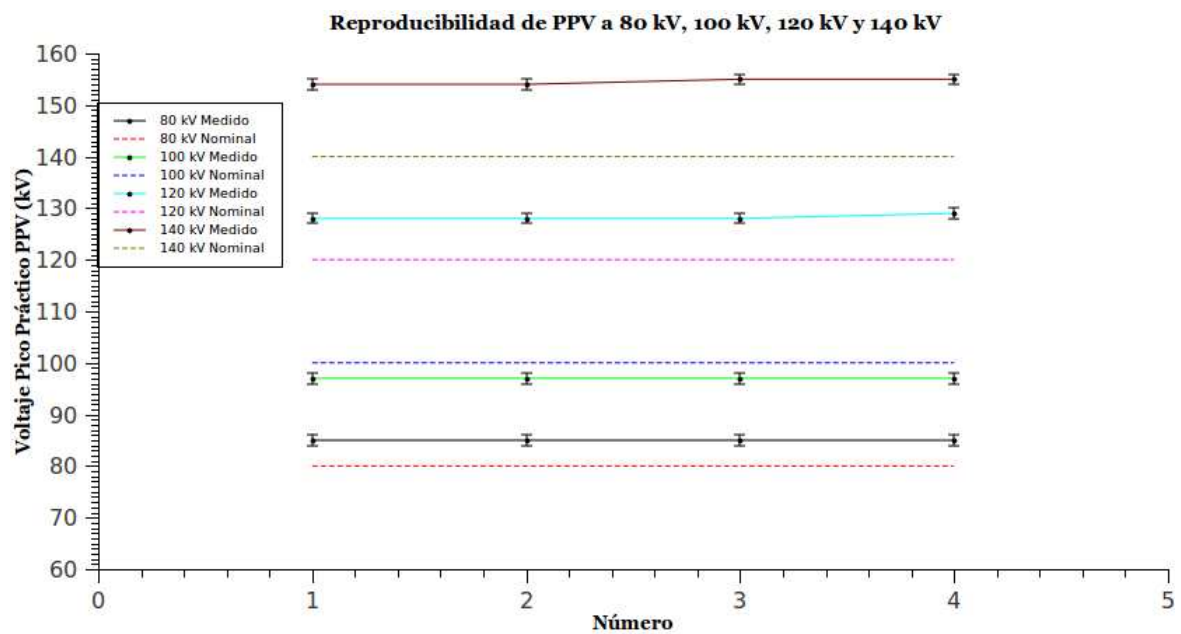


Figura A.6: CT-3:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1 $\pm$ 1kV	L2 $\pm$ 1kV	L3 $\pm$ 1kV	L4 $\pm$ 1kV	L _{Media} $\pm$ 1kV	Exac %	Repro %
80	82	82	82	82	82	2,5	0
100	102	102	102	102	102	2	0
120	122	122	122	122	122	1,67	0
130	132	132	132	133	132	1,53	0,75
140	143	143	143	143	143	2,14	0

Tabla A.4: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-4

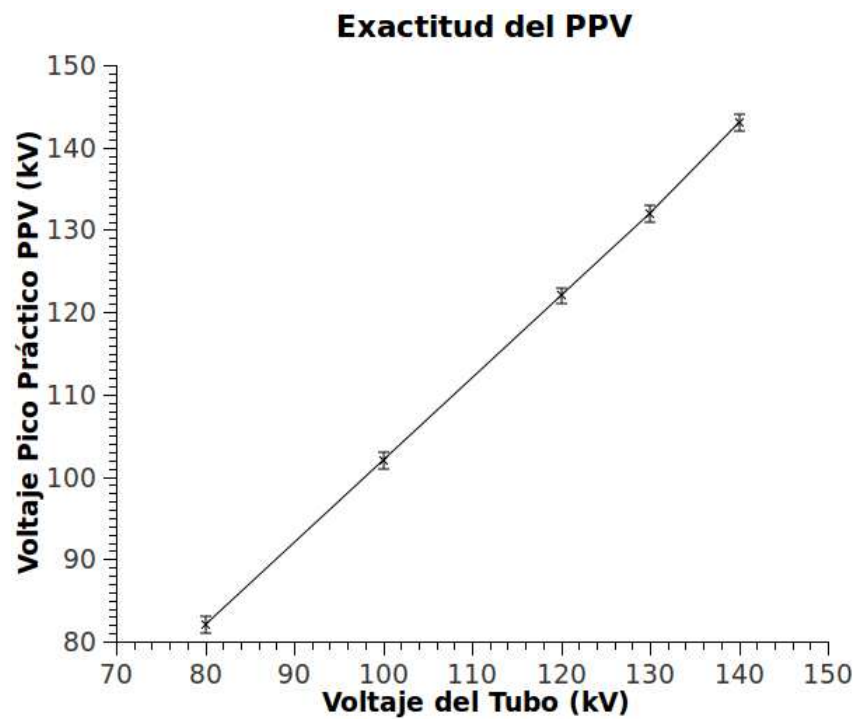


Figura A.7: CT-2:Exactitud del Voltaje

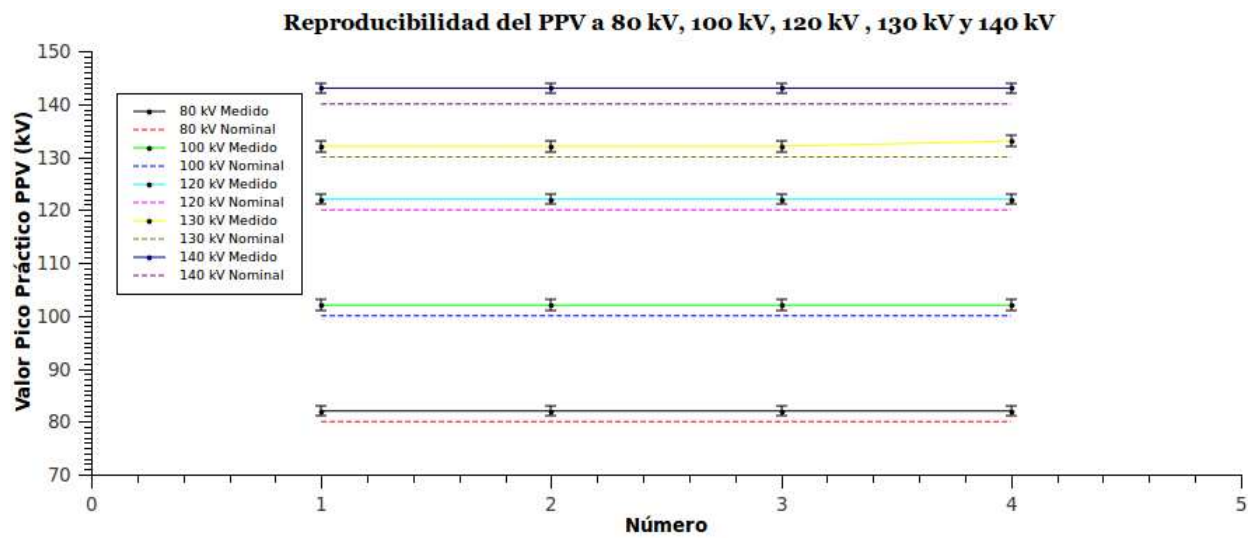


Figura A.8: CT-2:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
120	125	125	125	125	125	4,17	0
140	149	149	149	149	149	6,43	0

Tabla A.5: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-5

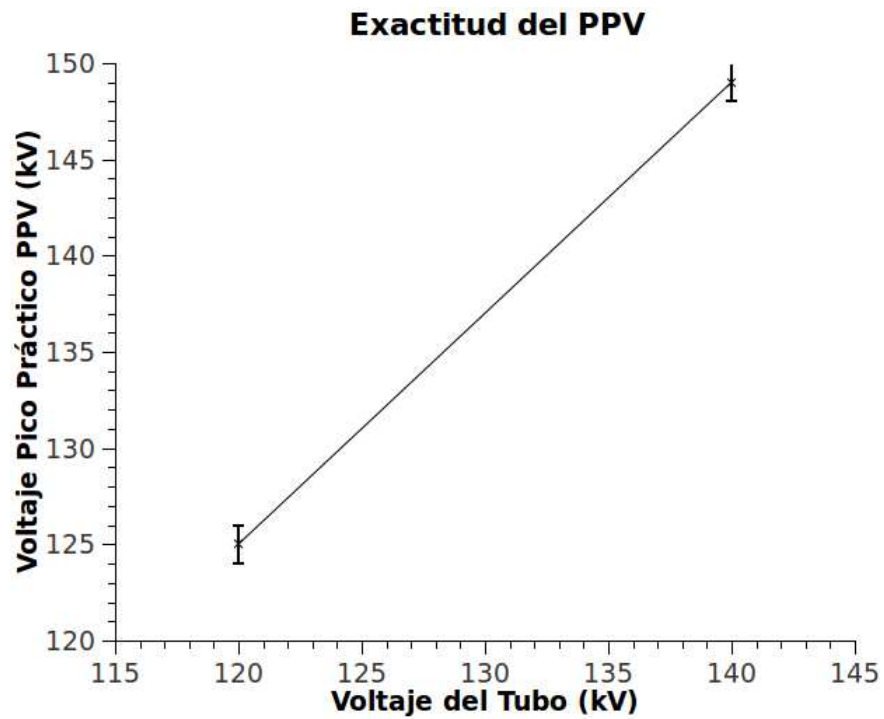


Figura A.9: CT-5:Exactitud del Voltaje

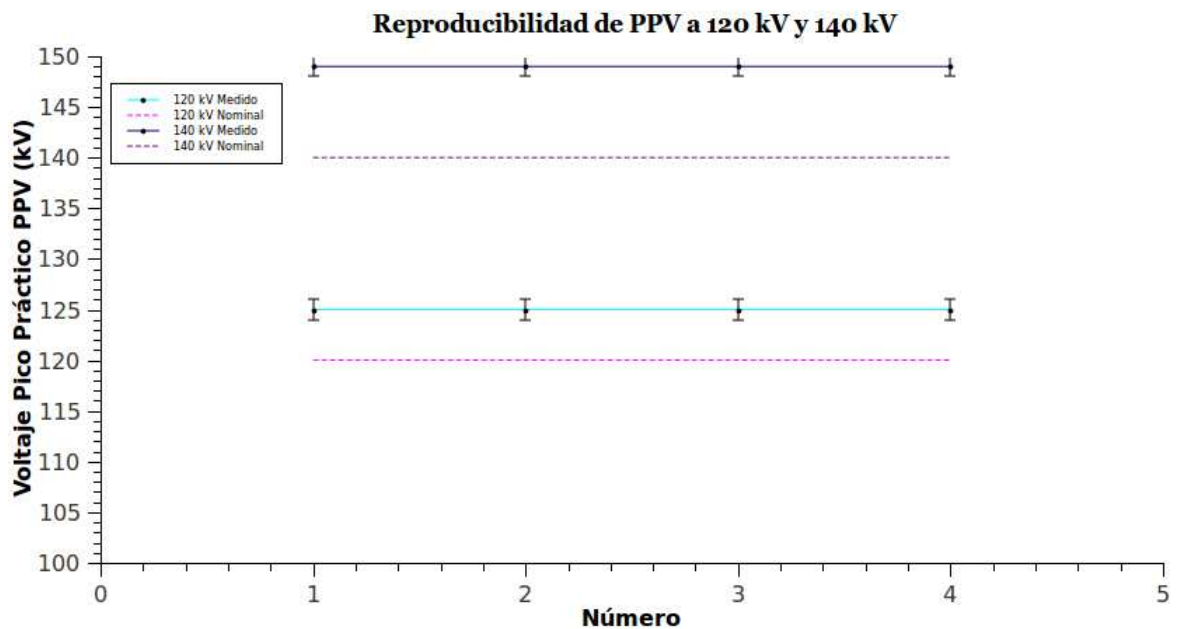


Figura A.10: CT-5:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	81	81	81	81	81	1,25	0
100	102	102	102	102	102	2	0
120	122	122	122	122	122	1,67	0
130	132	132	132	132	132	1,54	0
140	143	143	143	143	143	2,14	0

Tabla A.6: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-6

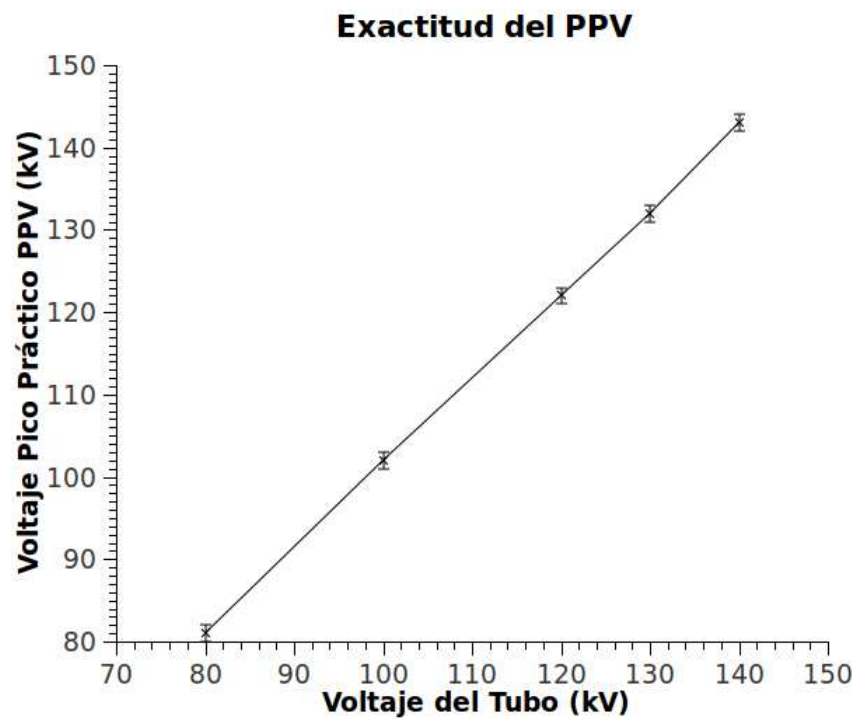


Figura A.11: CT-6:Exactitud del Voltaje

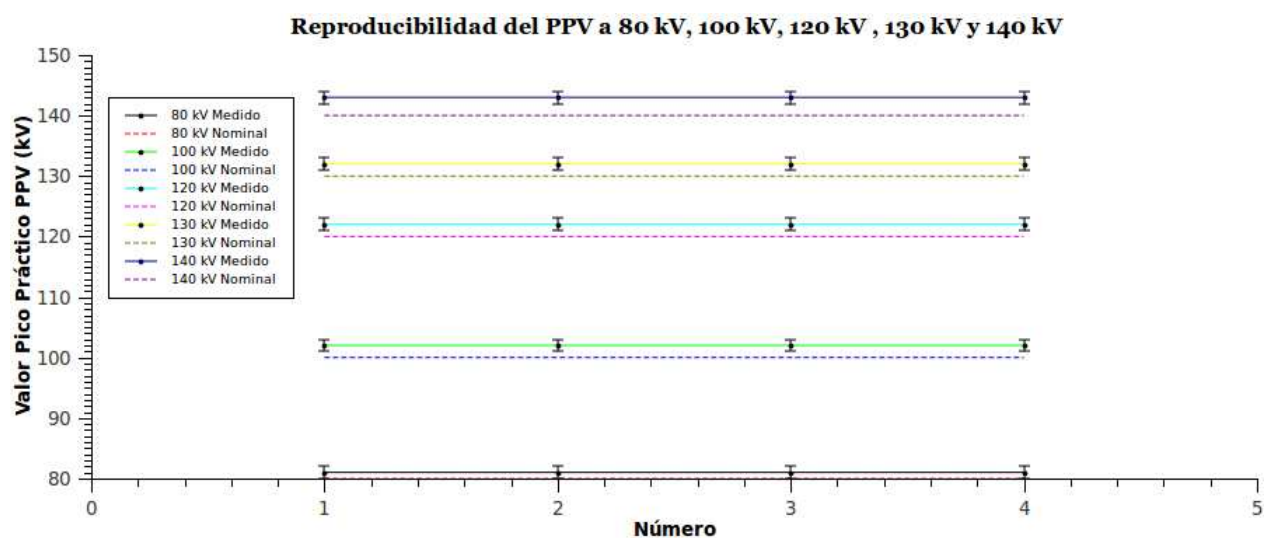


Figura A.12: CT-6:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	83	83	84	83	83	3,75	1,20
90	93	93	94	93	93	3,33	1,07
120	126	125	126	126	126	5	0,80
140	132	132	132	133	132	7,14	0,67

Tabla A.7: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-7

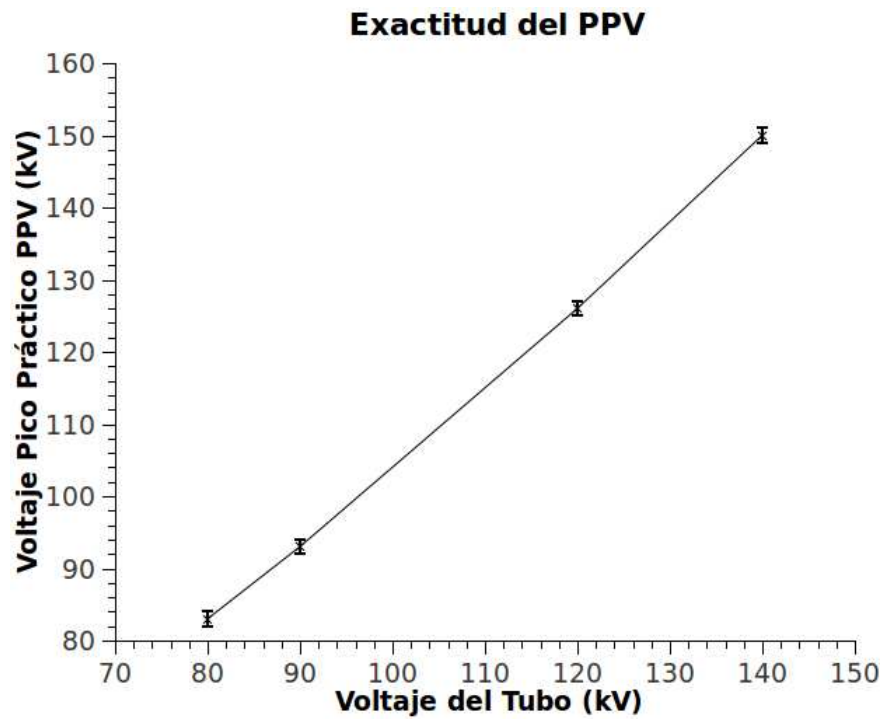


Figura A.13: CT-7:Exactitud del Voltaje

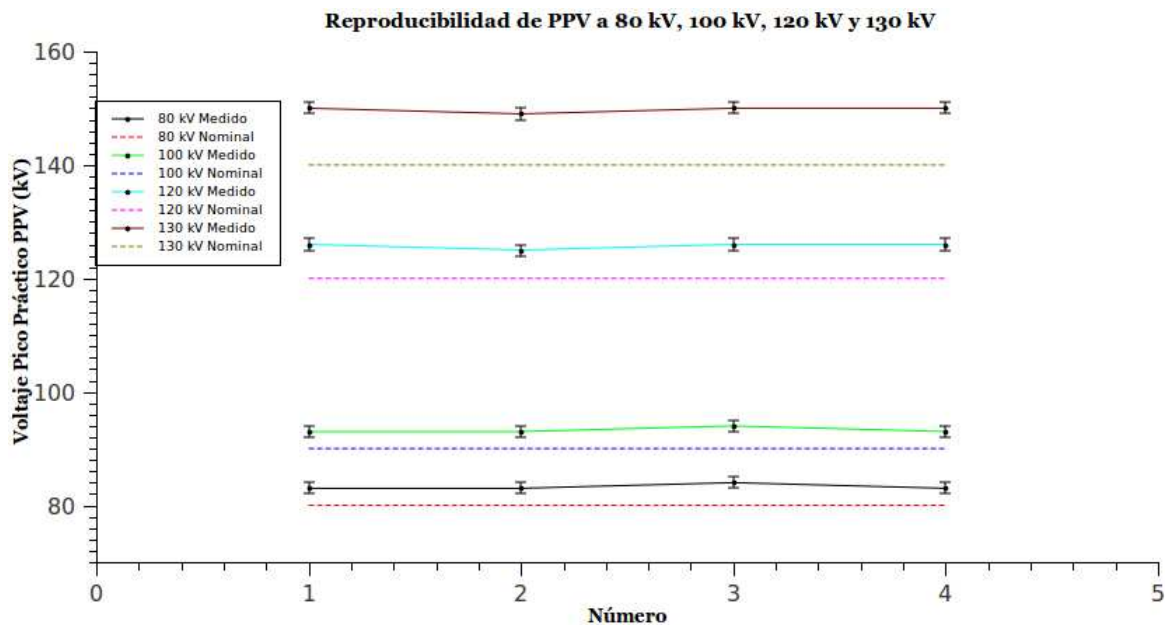


Figura A.14: CT-7:Reproducibilidad del Voltaje

Apéndice A: Exactitud y Reproducibilidad de las Estaciones de Voltajes para los CTs de estudios

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	$L_{Media} \pm 1kV$	Exac %	Repro %
100	107	105	105	106	106	6	1,89
120	125	124	125	126	125	4,17	1,6
140	146	147	146	146	146	4,23	0,68

Tabla A.8: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-8

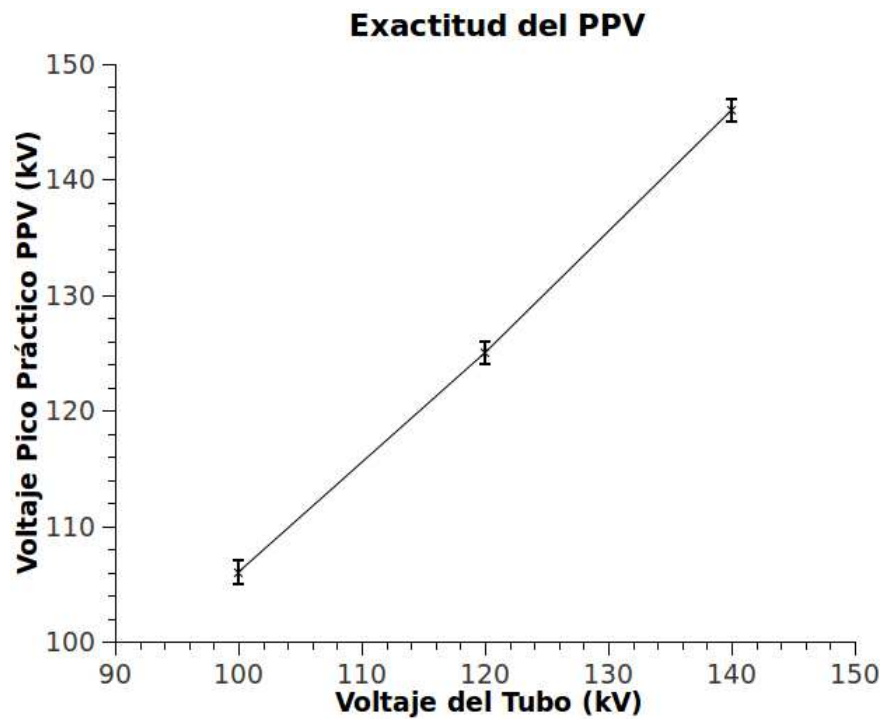


Figura A.15: CT-8:Exactitud del Voltaje

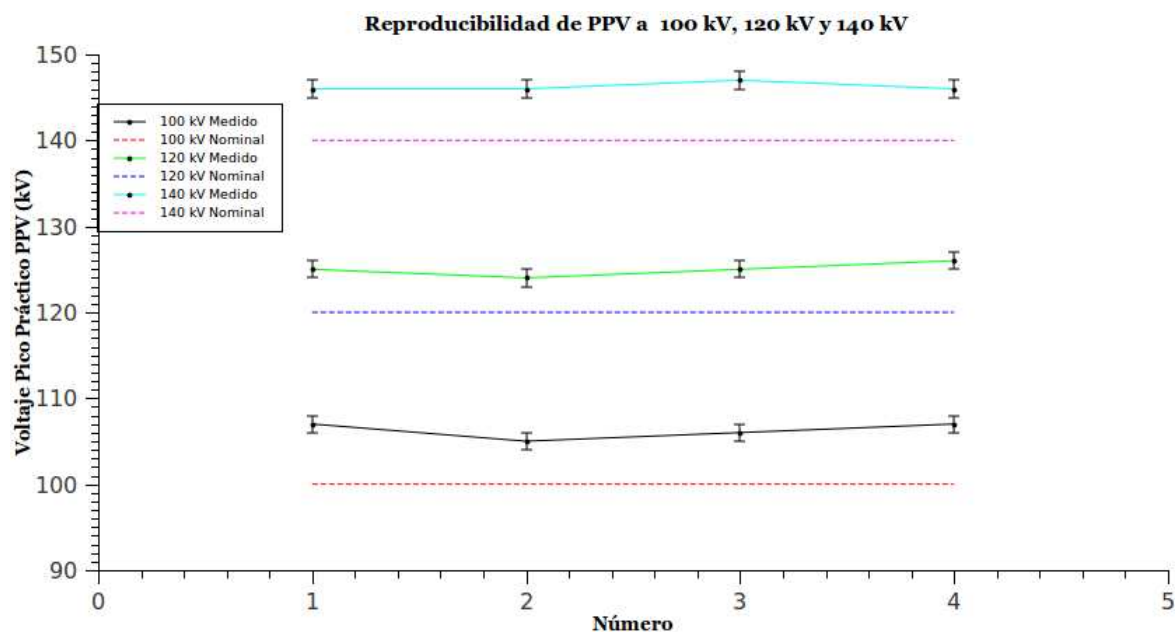


Figura A.16: CT-8: Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	82	82	82	82	82	2,5	0
100	103	103	103	103	103	3	0,29
120	122	122	122	122	122	1,67	0
140	146	146	146	146	146	4,29	0

Tabla A.9: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-9

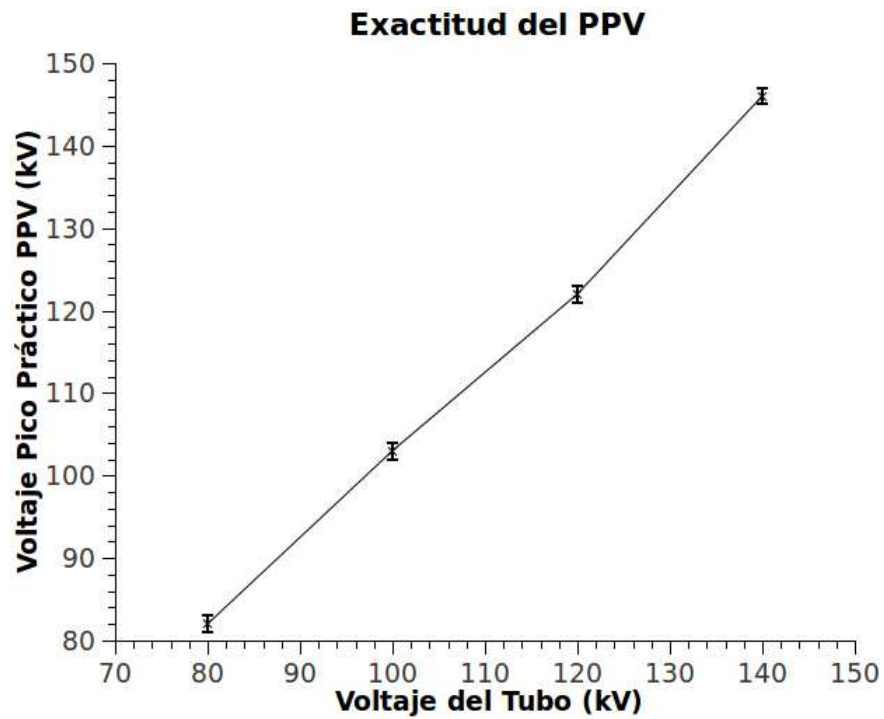


Figura A.17: CT-9:Exactitud del Voltaje

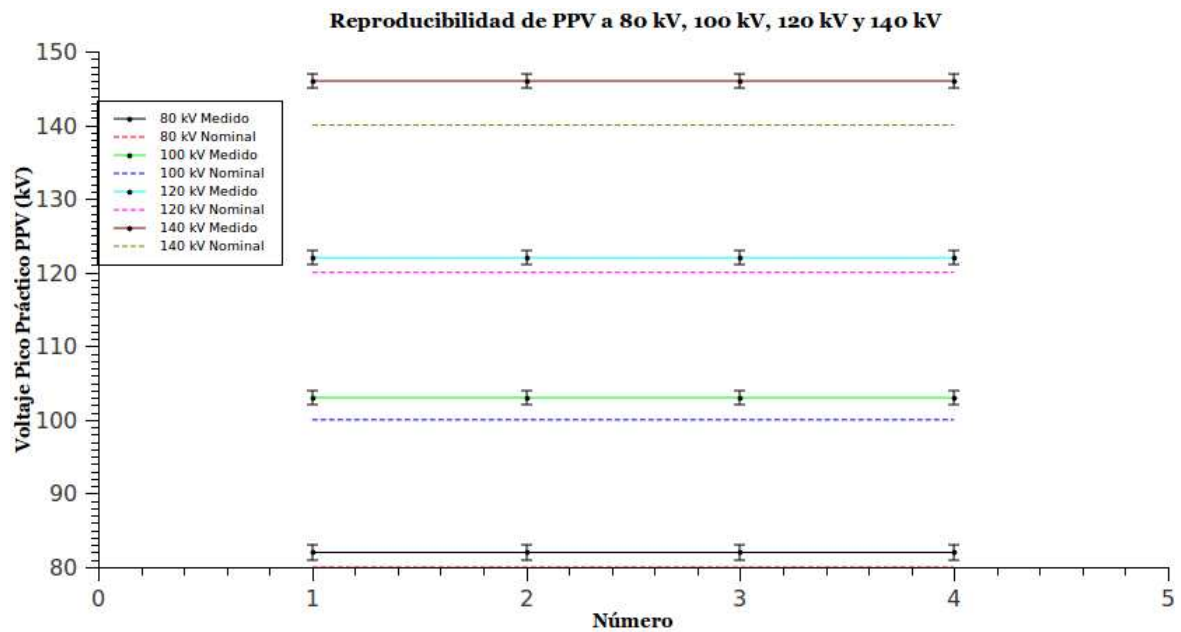


Figura A.18: CT-9:Reproducibilidad del Voltaje

Apéndice A: Exactitud y Reproducibilidad de las Estaciones de Voltajes para los CTs de estudios

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
90	94	96	97	96	96	6,67	3,14
120	127	126	127	127	127	5,83	0,79
140	153	153	152	153	153	9,29	0,66

Tabla A.10: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-10

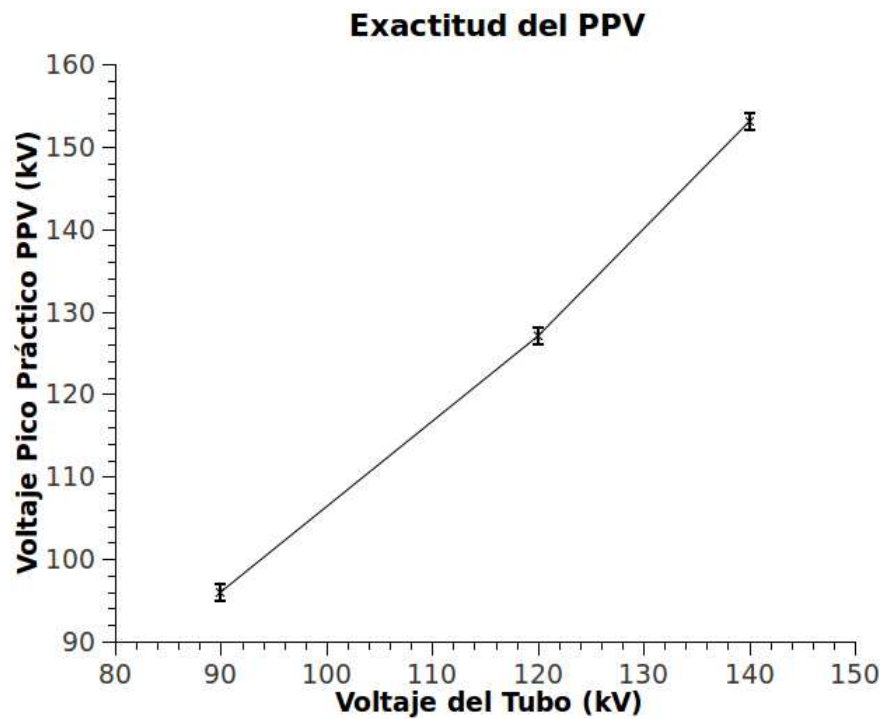


Figura A.19: CT-10:Exactitud del Voltaje

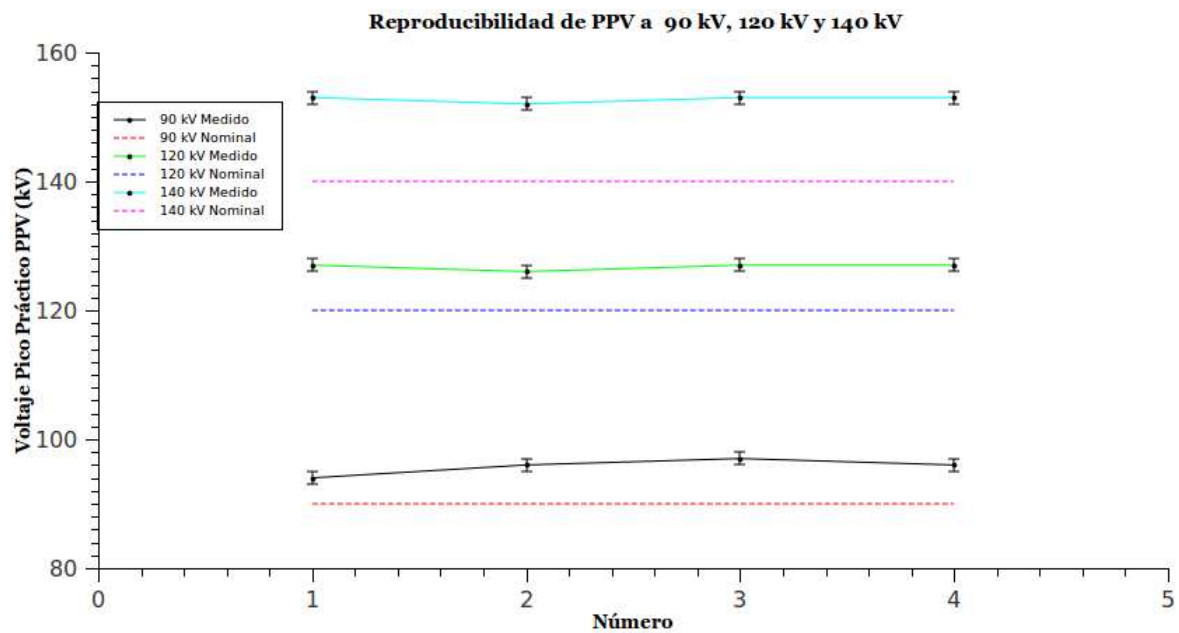


Figura A.20: CT-10:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	82	82	82	82	82	2,5	0
100	102	102	102	102	102	2	0
120	121	122	122	122	122	1,67	0,82
130	132	132	132	132	132	1,54	0
140	143	143	143	143	143	2,14	0

Tabla A.11: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-11

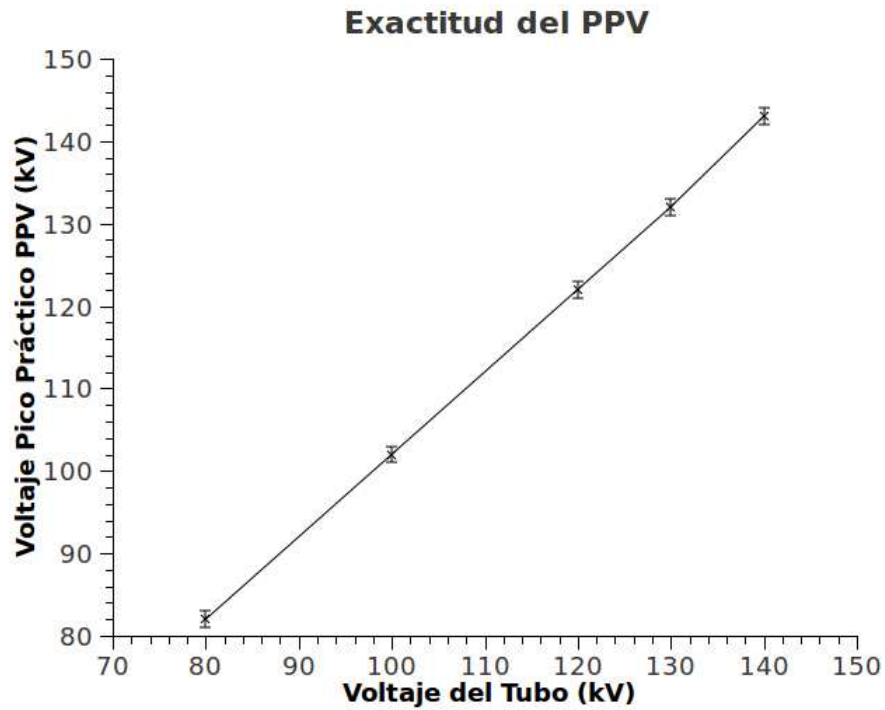


Figura A.21: CT-11:Exactitud del Voltaje

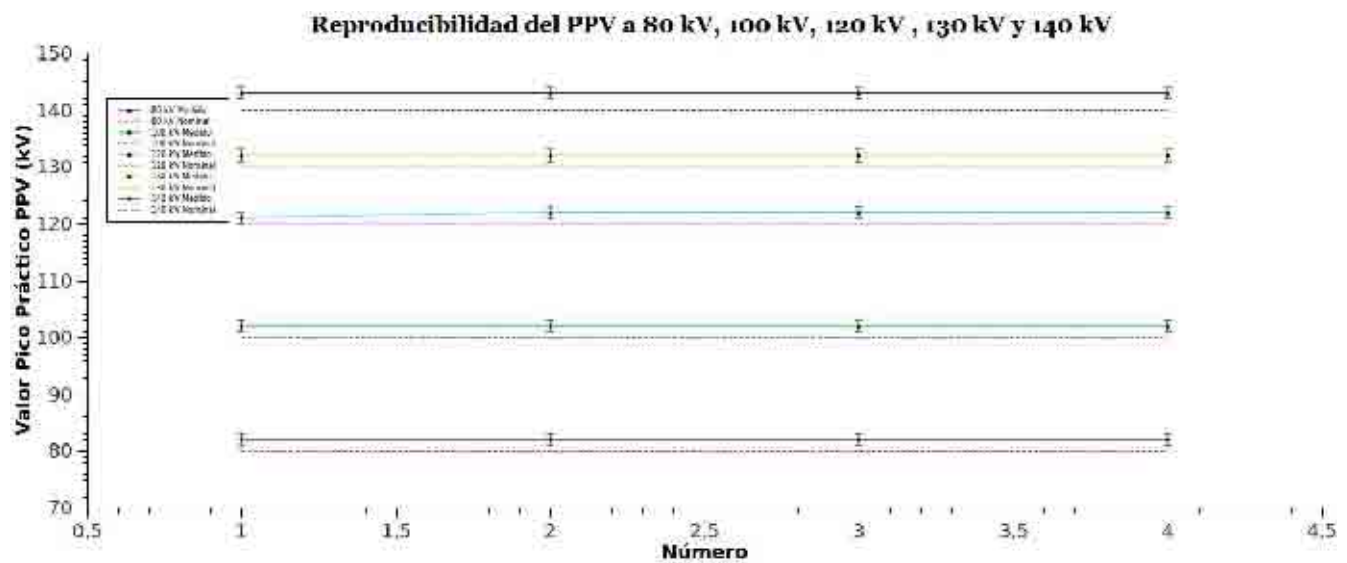


Figura A.22: CT-11:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	$L_{Media} \pm 1kV$	Exac %	Repro %
80	85	86	85	85	85	6,25	1,17
90	97	97	96	96	97	7,78	1,04
120	128	128	128	129	128	6,67	0,78
140	154	154	154	155	154	10	0,65

Tabla A.12: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-12

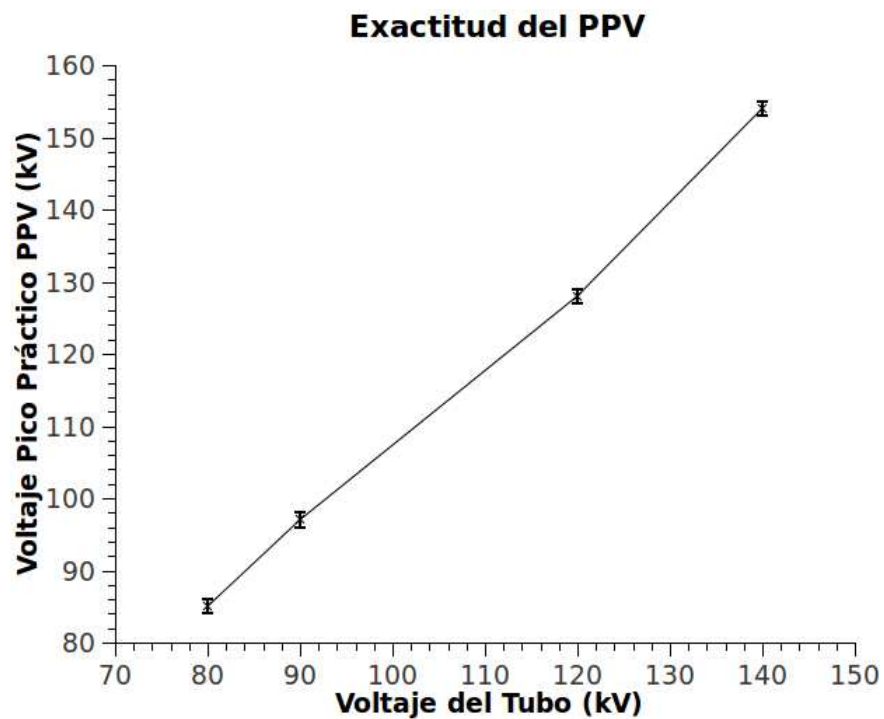


Figura A.23: CT-12:Exactitud del Voltaje

Apéndice A: Exactitud y Reproducibilidad de las Estaciones de Voltajes para los CTs de estudios

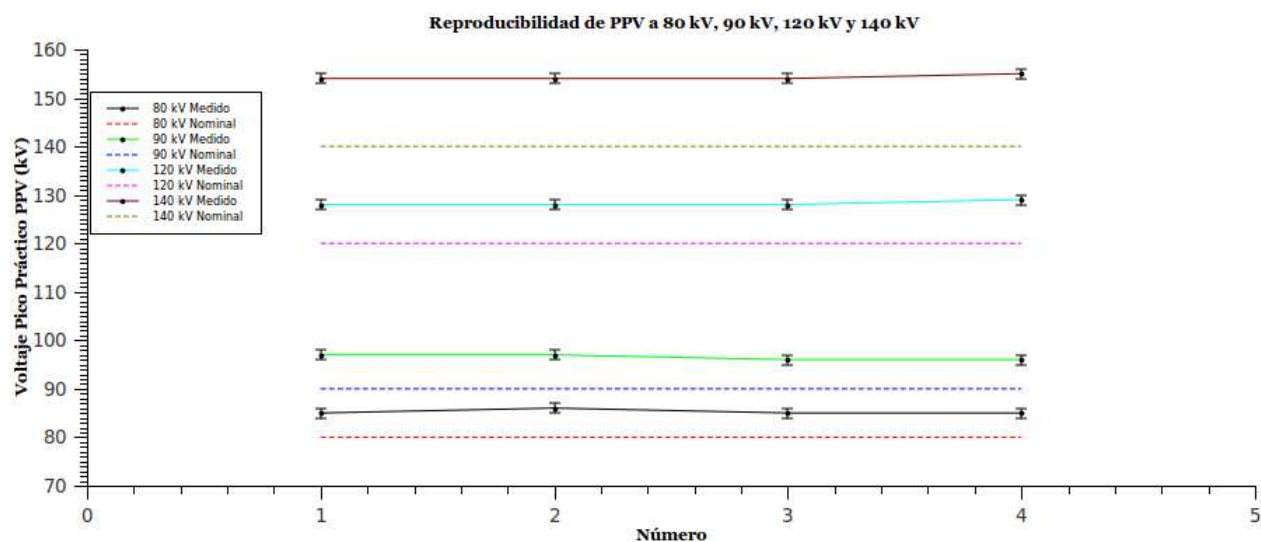


Figura A.24: CT-12:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	86	86	86	86	86	7,5	0
90	98	98	97	97	98	8,89	1,03
120	129	129	130	129	129	7,5	0,77
140	OR	OR	OR	OR	OR ¹	-	-

Tabla A.13: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-13

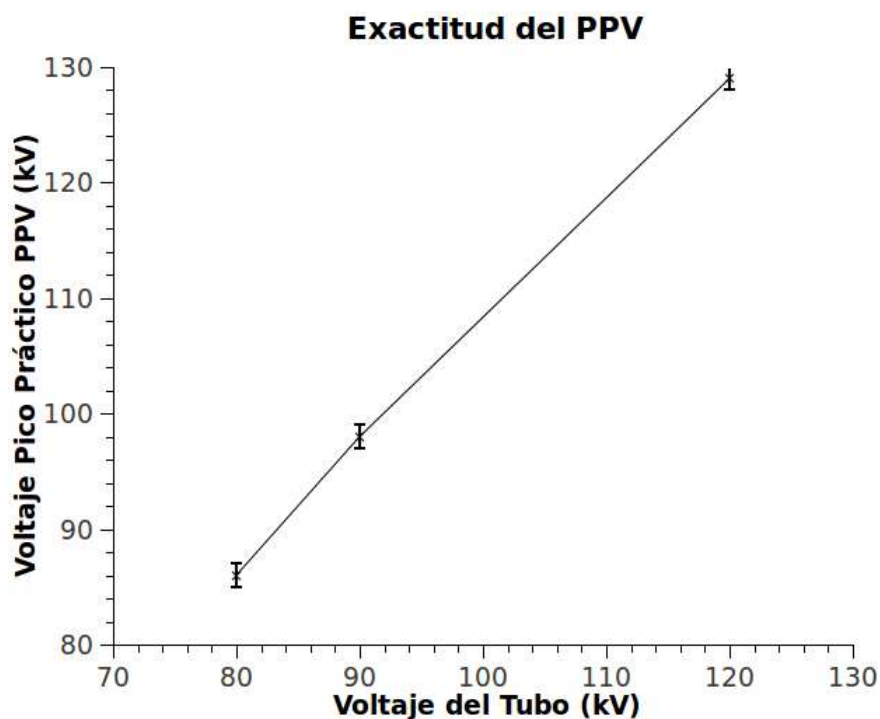


Figura A.25: CT-13:Exactitud del Voltaje

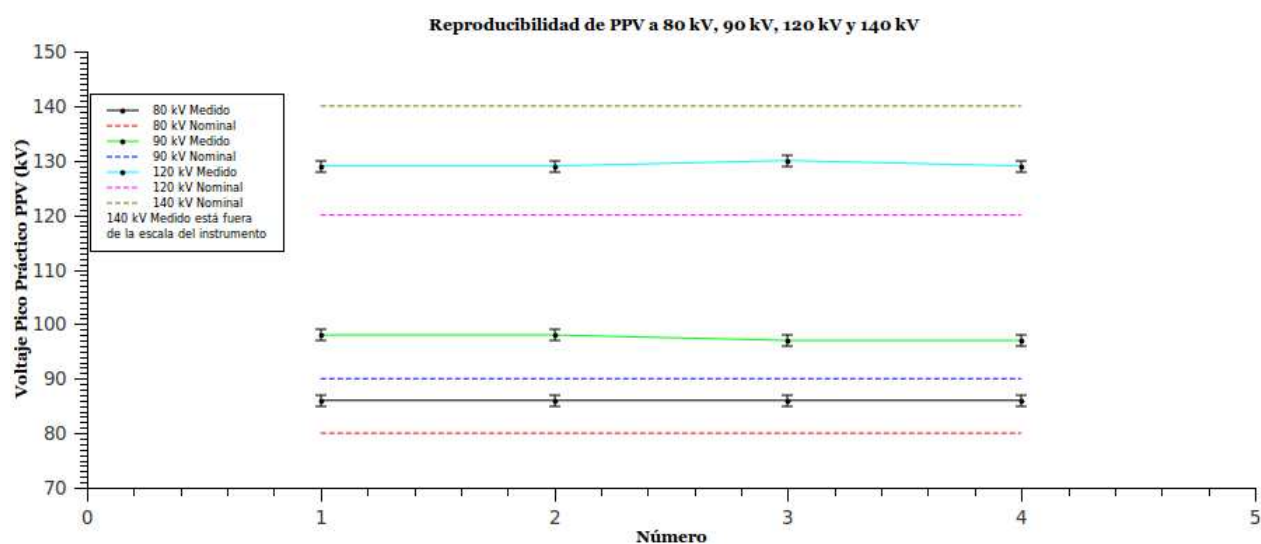


Figura A.26: CT-13:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	82	82	82	81	82	2,5	1,23
100	102	103	103	102	103	3	0,98
120	122	121	122	123	122	1,67	1,64
130	132	133	133	131	132	1,54	1,52
140	143	143	143	142	143	2,14	0,70

Tabla A.14: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-14

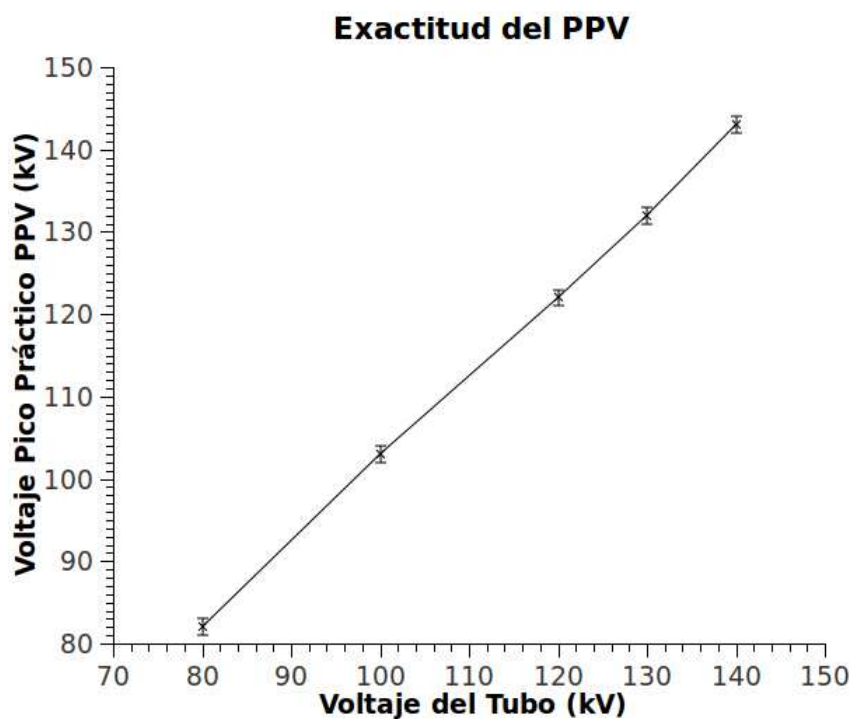


Figura A.27: CT-14:Exactitud del Voltaje

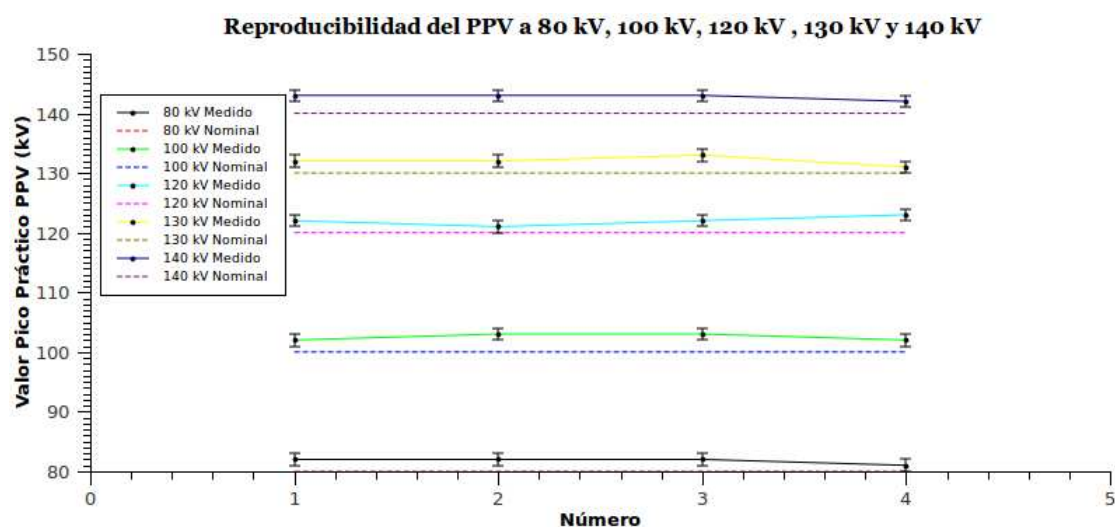


Figura A.28: CT-14:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1±1kV	L2±1kV	L3±1kV	L4±1kV	L _{Media} ±1kV	Exac %	Repro %
80	82	82	82	82	82	2,5	0
100	103	102	102	103	103	3	0,98
120	123	122	122	122	122	1,67	0,82
130	132	131	131	132	132	1,54	0,76
140	142	142	143	142	142	1,43	0,70

Tabla A.15: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-15

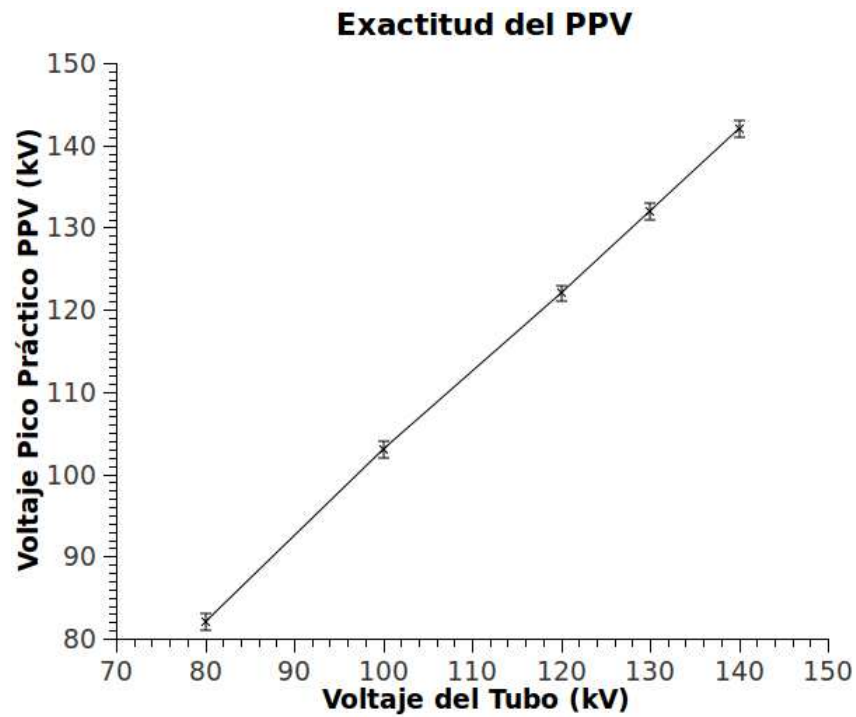


Figura A.29: CT-15:Exactitud del Voltaje

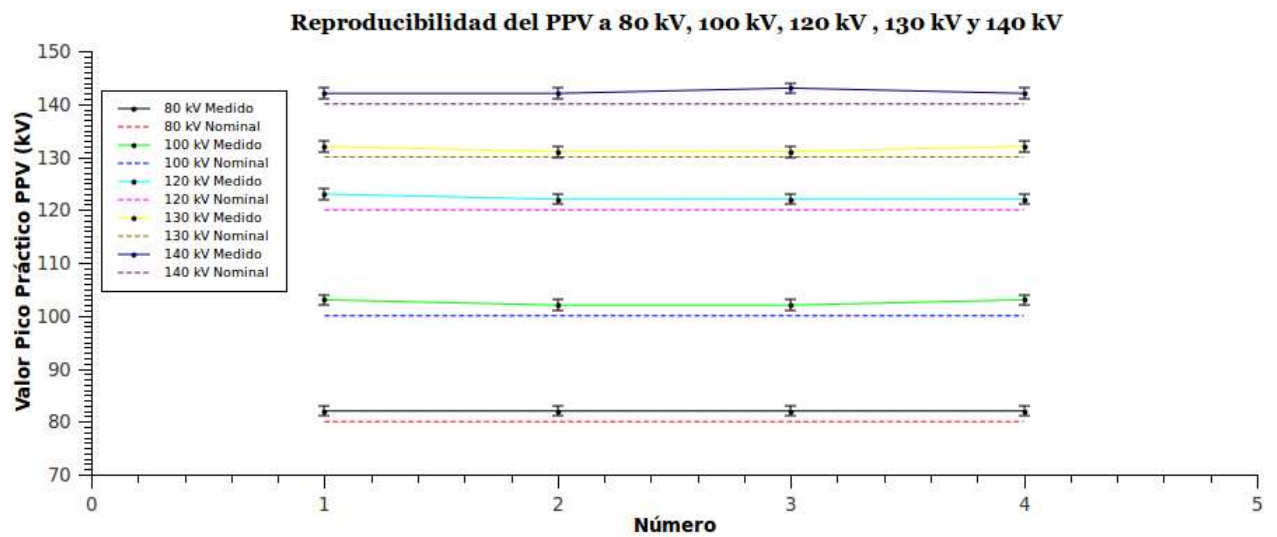


Figura A.30: CT-15:Reproducibilidad del Voltaje

Voltaje: Exactitud y Reproducibilidad							
Voltaje (kV)	L1 $\pm$ 1kV	L2 $\pm$ 1kV	L3 $\pm$ 1kV	L4 $\pm$ 1kV	L _{Media} $\pm$ 1kV	Exac %	Repro %
80	82	81	82	82	82	2,2	1,22
100	102	102	102	102	102	2	0
120	123	123	123	123	123	2,5	0
130	133	134	134	134	134	3,08	0,75
140	144	144	145	142	144	2,86	2,09

Tabla A.16: Voltaje : Exactitud y Reproducibilidad CT-16

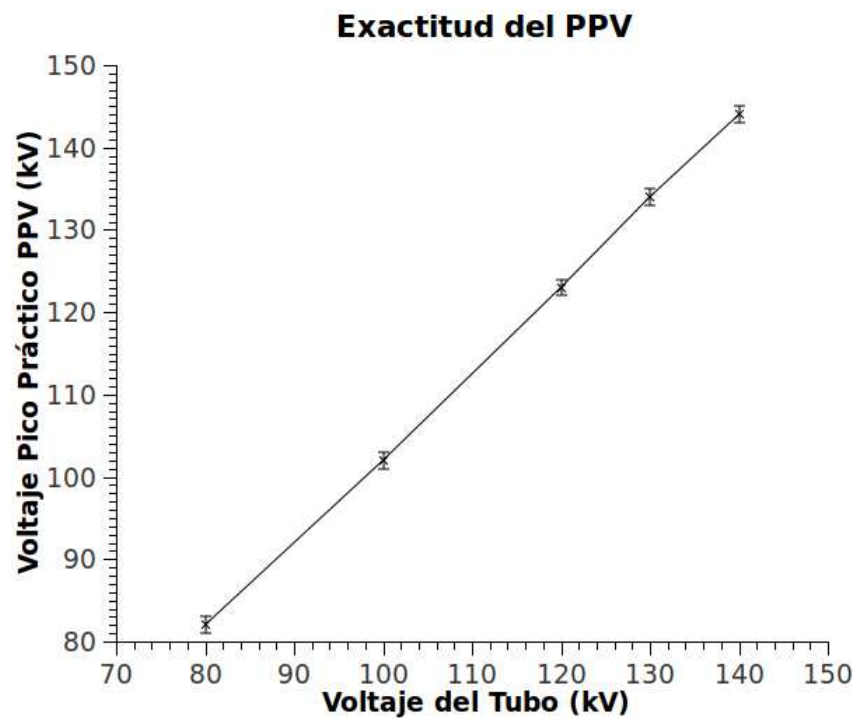


Figura A.31: CT-16:Exactitud del Voltaje

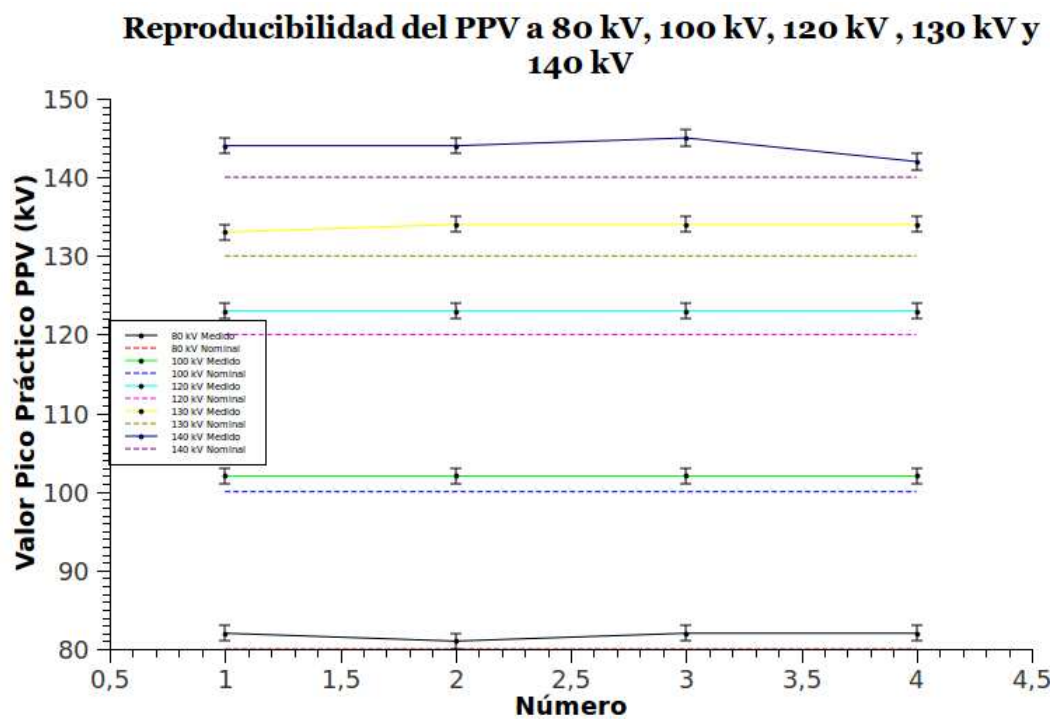


Figura A.32: CT-16:Reproducibilidad del Voltaje

APÉNDICE B

NÚMEROS DE TC DE INHOMOGENEIDADES PARA STP

Determinación de los Números de CT (HU)				
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	90 kV	120 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	2,9	3,7	9,6
Pulmón LN-300	0,28	-712,3	-711,2	-709,7
Agua Sólida	0,99	3,3	3	8,8
Hueso Interno	1,09	285,4	202,6	197,9
Agua Sólida	0,99	4,7	3	9,3
Hígado	1,07	78,7	77,2	84,7
Hueso B-200	1,11	280,1	198,3	194,3
Pulmón LN-400	0,40	-517,1	-513	-518,8
Hueso Cortical	1,69	1543	1200	1117
Cerebro	1,05	15,5	28,3	41,9
Adiposa	0,90	-99,7	-85	-74,9
CB2-50 %	1,47	1022	794,4	747,5
Agua Sólida	0,99	7	2,9	11,4
CB2-30 %	1,28	555,5	434,7	418,2
Agua Verdadera	1,00	-167,3	-36,2	72,7
Mama	0,96	-47,6	-40,7	-32,8

Tabla B.1: Determinación de los Números de CT-1 (HU) para 90kV, 120kV y 140kV

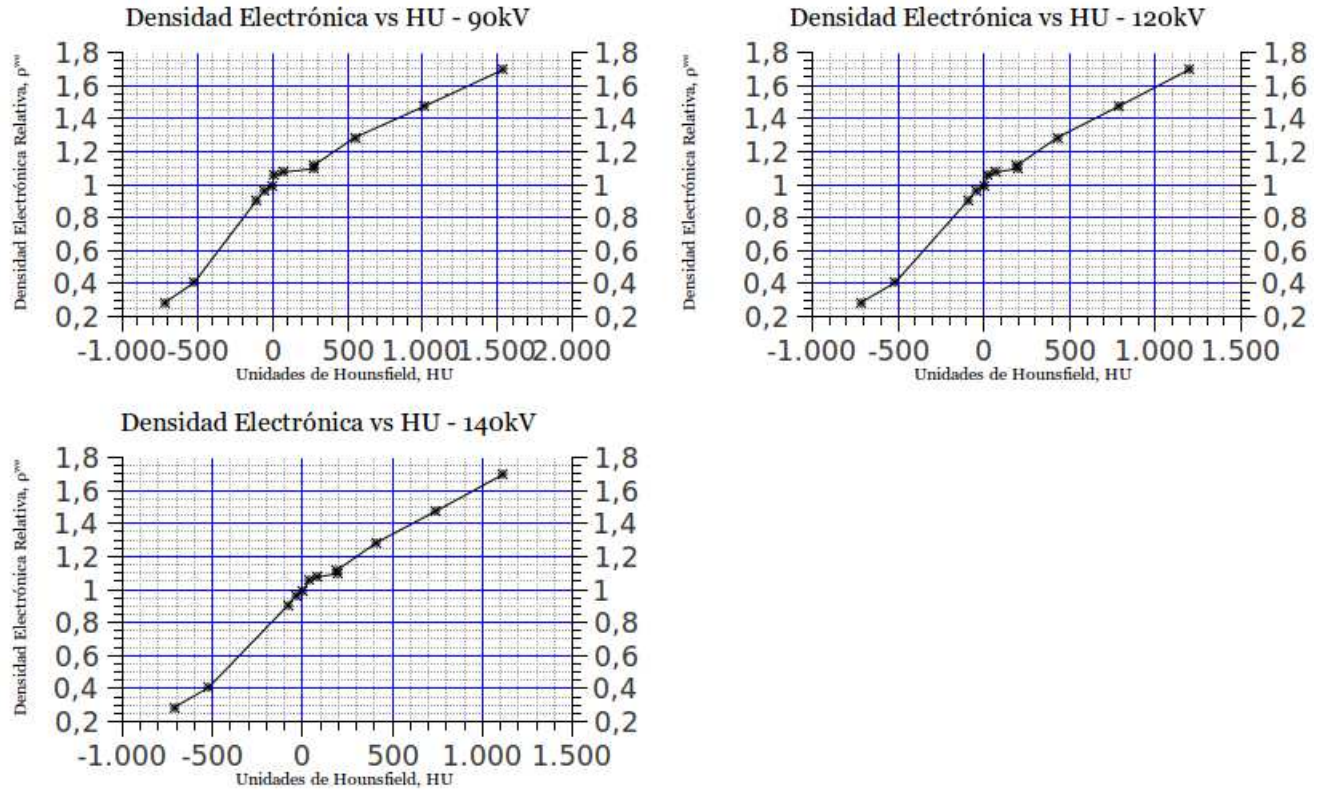


Figura B.1: Relación entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-1 medidos en unidades de Hounsfield por un tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes en tres energías.

Determinación de los Números de CT (HU)					
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	80 kV	100 kV	120 kV	130 kV
Agua Sólida	0,99	8,3	-3,5	4,2	-3,4
Pulmón LN-300	0,28	-701	-702	-709,3	-709,9
Agua Sólida	0,99	1,4	-2,1	-0,6	2
Hueso Interno	1,09	243,1	272,67	243,57	229,69
Agua Sólida	0,99	-3,2	2,1	-0,4	1,4
Hígado	1,07	82,5	82,42	75,51	76,72
Hueso B-200	1,11	249,5	270,1	243,22	229,43
Pulmón LN-400	0,40	-547,2	-513,94	-528,16	-513,49
Hueso Cortical	1,69	1617	1334	1153	1082
Cerebro	1,05	1,6	12,4	23,34	25,36
Adiposa	0,90	-103,6	-108,95	-102,44	-97,79
CB2-50 %	1,47	1034	842,17	727,02	679,95
Agua Sólida	0,99	12,5	9,47	4,58	5,56
CB2-30 %	1,28	426,5	424,73	358,18	337,88
Agua Verdadera	1,00	11,2	-3,64	-2,43	-4,25
Mama	0,96	-57,3	-48,1	-44,74	-42,36

Tabla B.2: Determinación de los Números de CT-2 (HU) para 80kV, 100kV, 120kV y 130kV

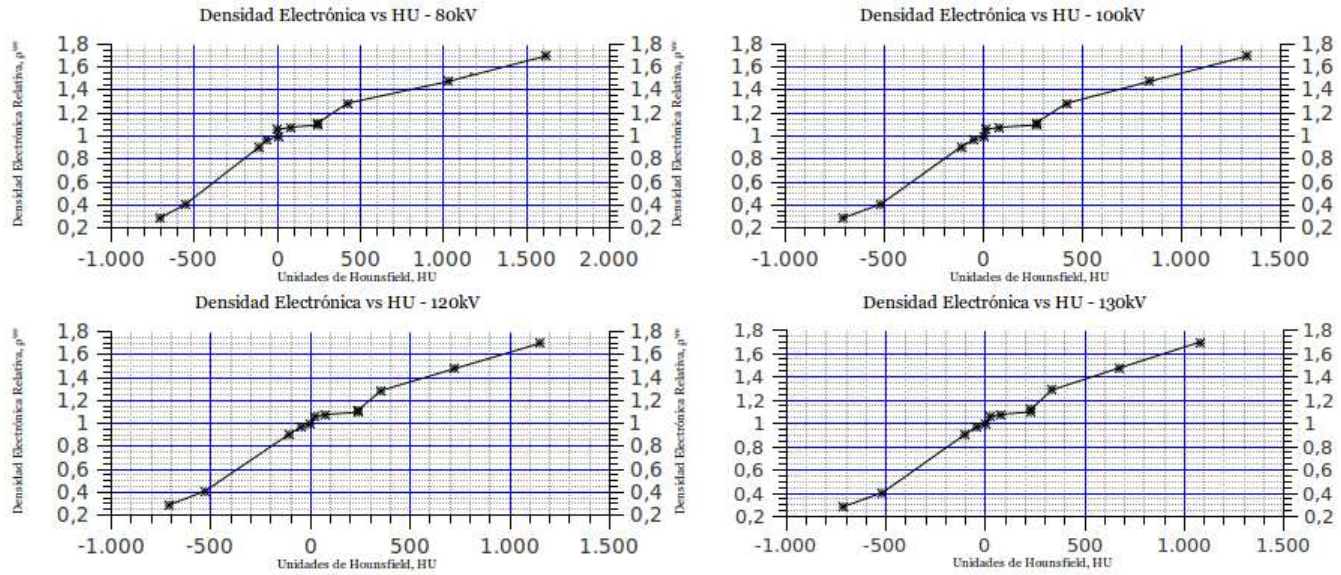


Figura B.2: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-2 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cuatro energías.

Determinación de los Números de CT (HU)				
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	90 kV	120 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	6,5	5,2	8,2
Pulmón LN-300	0,28	-721	-726,1	-727,9
Agua Sólida	0,99	1,4	-2,1	-0,6
Hueso Interno	1,09	285	202,8	196,2
Agua Sólida	0,99	5,5	4,4	8,6
Hígado	1,07	78,5	78,9	83,5
Hueso B-200	1,11	282,8	200,9	195,1
Pulmón LN-400	0,40	-524	-525	-525,6
Hueso Cortical	1,69	1543,1	1208,5	1118,3
Cerebro	1,05	15,9	27,6	40,5
Adiposa	0,90	-98,4	-86,9	-78,6
CB2-50 %	1,47	1016	794,8	744,1
Agua Sólida	0,99	8,1	0,8	6,5
CB2-30 %	1,28	552,4	434,3	414,8
Agua Verdadera	1,00	2,5	5,4	11,7
Mama	0,96	-45,6	-42,6	-31,9

Tabla B.3: Determinación de los Números de CT-3 (HU) para 90kV, 120kV y 140kV

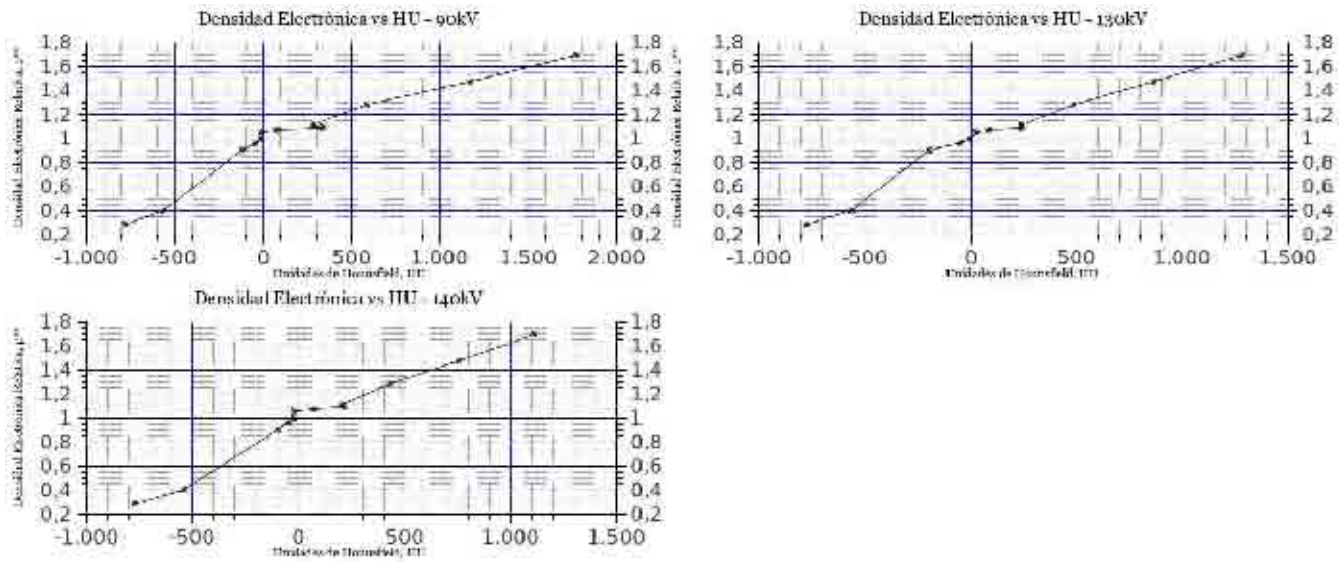


Figura B.3: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-3 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes en tres energías.

Determinación de los Números de CT (HU)						
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	80 kV	100 kV	120 kV	130 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	37,1	21,6	18,2	18,3	16,7
Pulmón LN-300	0,28	-681,7	-707,2	-703	-710,1	-711,7
Agua Sólida	0,99	19,9	8,1	4	-0,5	1,6
Hueso Interno	1,09	316,3	273,9	235,2	224,2	210,8
Agua Sólida	0,99	13,7	11,4	6,7	4	2,3
Hígado	1,07	83,1	81,2	78	75,7	74,6
Hueso B-200	1,11	323	277,3	238,9	227,5	216,7
Pulmón LN-400	0,40	-507	-522,8	-518,5	-520	-516
Hueso Cortical	1,69	1536,1	1473,3	1242,3	1181,5	1138,2
Cerebro	1,05	24,1	22,1	22,9	29,2	30,3
Adiposa	0,90	-109	-104,1	-97,2	-94,4	-93,4
CB2-50 %	1,47	1046,3	949,9	830,2	787,1	757
Agua Sólida	0,99	14,7	5,8	2,4	2	1,3
CB2-30 %	1,28	580,1	516,7	461,5	444,2	424,9
Agua Verdadera	1,00	6,4	-5,2	-1,1	-2,5	-1,6
Mama	0,96	-37,5	-43,1	-43,7	-42,2	-42,1

Tabla B.4: Determinación de los Números de CT-4 (HU) para 80kV, 100 kV, 120kV, 130kV y 140kV

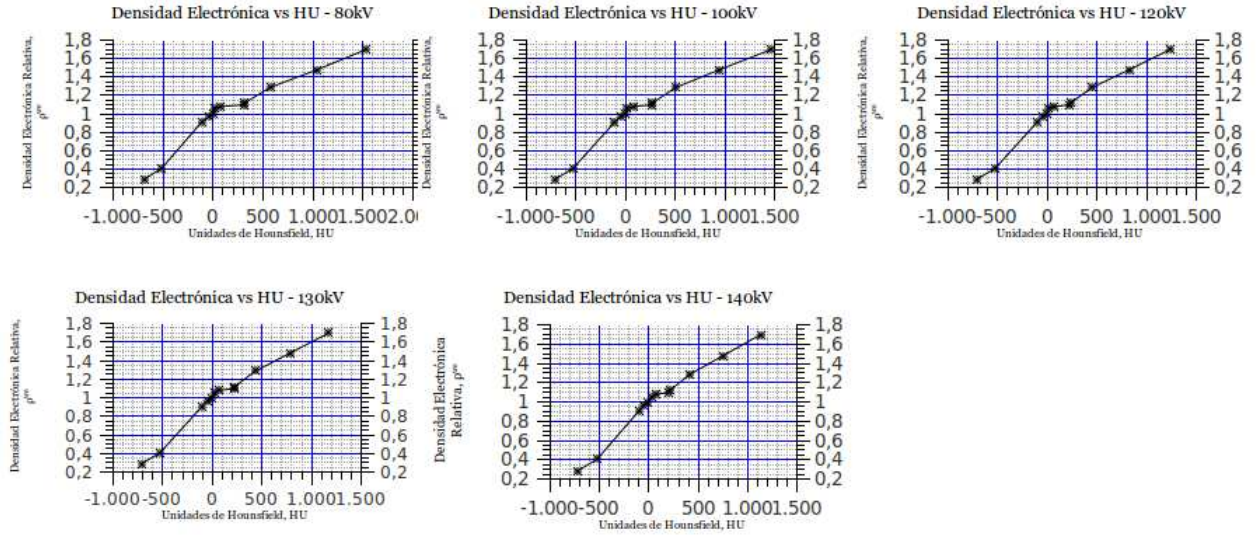


Figura B.4: Relación entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-4 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cinco energías.

Determinación de los Números de CT (HU)			
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	120 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	3,1	2,15
Pulmón LN-300	0,28	-708,4	-709,1
Agua Sólida	0,99	1,01	-1,02
Hueso Interno	1,09	226,04	204,03
Agua Sólida	0,99	3,25	2,46
Hígado	1,07	75,39	73,75
Hueso B-200	1,11	225,67	203,52
Pulmón LN-400	0,40	-527,68	-525,67
Hueso Cortical	1,69	1215,26	1110,55
Cerebro	1,05	25,91	29,97
Adiposa	0,90	-91,44	-87,55
CB2-50 %	1,47	802,89	733,7
Agua Sólida	0,99	3,92	1,32
CB2-30 %	1,28	442,96	410,03
Agua Verdadera	1,00	-3,24	-0,85
Mama	0,96	-42,16	-40,02

Tabla B.5: Determinación de los Números de CT-5 (HU) para 120kV y 140kV

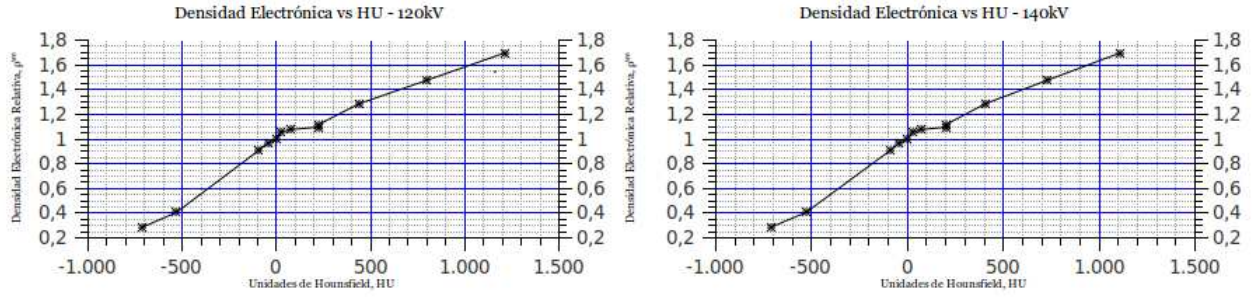


Figura B.5: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-5 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo General Electric en dos energías.

Determinación de los Números de CT (HU)						
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	80 kV	100 kV	120 kV	130 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	14	10,9	5,1	2,2	2,8
Pulmón LN-300	0,28	-701,1	-717,1	-718,8	-715,3	-717,2
Agua Sólida	0,99	14,5	7,9	5,2	2,4	1,3
Hueso Interno	1,09	331,8	284,8	243,6	227,4	215,6
Agua Sólida	0,99	14,5	7,9	5,2	2,4	1,3
Hígado	1,07	72,9	82,5	80,9	76,5	76,2
Hueso B-200	1,11	331,7	284,1	248,8	231,4	219,4
Pulmón LN-400	0,40	-506,5	-522,7	-521,4	-542	-518,1
Hueso Cortical	1,69	1569,3	1332,9	1135,3	1073,7	1016,1
Cerebro	1,05	5,7	12,5	23,5	27	26
Adiposa	0,90	-125	-111	-101,9	-101,2	-97,2
CB2-50 %	1,47	978,6	844,2	718,2	673,9	635,2
Agua Sólida	0,99	5,9	-1,3	-4,2	-7,5	-5,5
CB2-30 %	1,28	508,7	415	353,4	332,8	308,8
Agua Verdadera	1,00	-10,5	-10,4	-5,6	-7,3	-6,9
Mama	0,96	-64,7	-53	-46,6	-48,2	-44,9

Tabla B.6: Determinación de los Números de CT-6 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV, 130kV y 140kV

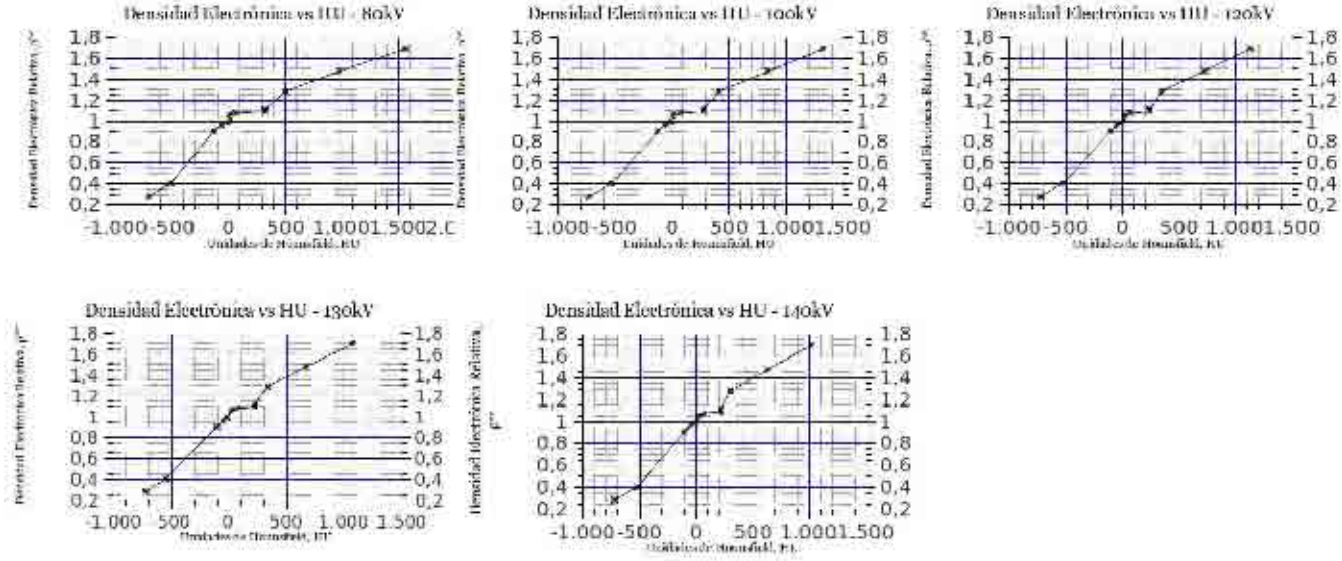


Figura B.6: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-6 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en 5 energías.

Determinación de los Números de CT (HU)				
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	90 kV	120 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	-1	-0,8	0,8
Pulmón LN-300	0,28	-709,7	-708,9	-707,7
Agua Sólida	0,99	-2,6	-3,9	-3,8
Hueso Interno	1,09	279,5	221,1	200,7
Agua Sólida	0,99	-0,6	-4,4	-4,1
Hígado	1,07	71,9	68	70,6
Hueso B-200	1,11	278,5	218,6	199,2
Pulmón LN-400	0,40	-509,5	-510,8	-514
Hueso Cortical	1,69	1224,4	1215,6	1107,1
Cerebro	1,05	8,7	21,8	28,8
Adiposa	0,90	-112,5	-98,6	-90,1
CB2-50 %	1,47	1002,6	805,4	738,5
Agua Sólida	0,99	5	-1,3	0,7
CB2-30 %	1,28	539,9	446,5	413,5
Agua Verdadera	1,00	-5,6	-5,7	-1,5
Mama	0,96	-53	-45,2	-40,2

Tabla B.7: Determinación de los Números de CT-7 (HU) para 90, 120kV y 140kV

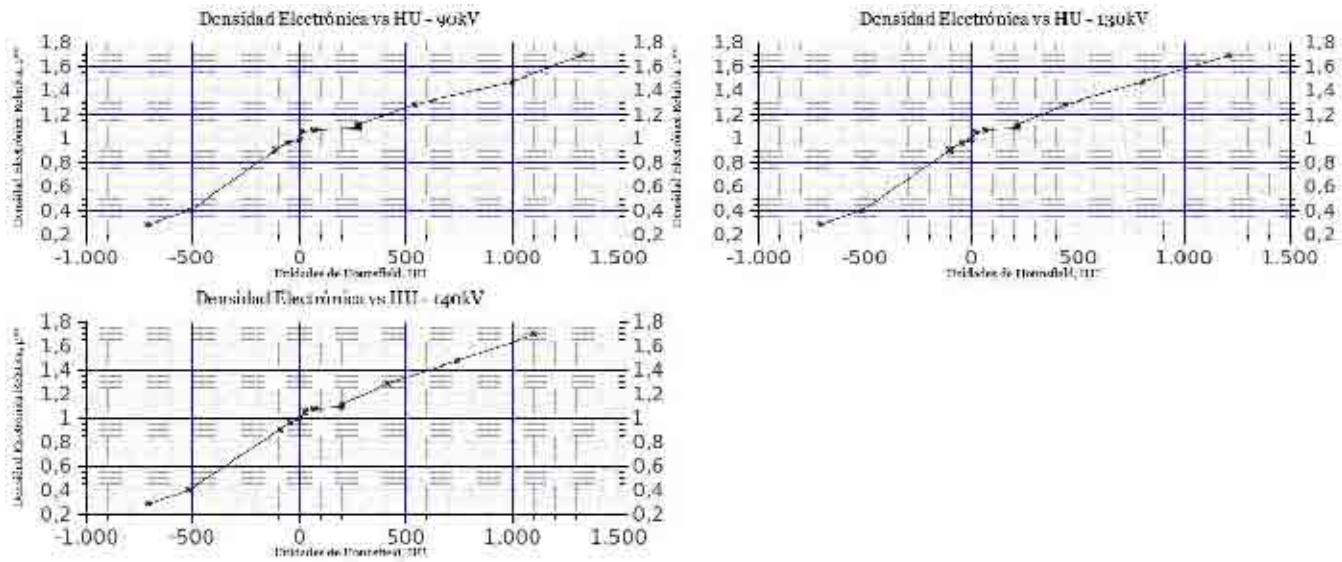


Figura B.7: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-7 medidas en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes en tres energías.

Determinación de los Números de CT (HU)				
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	90 kV	120 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	-1,4	-2,8	3,8
Pulmón LN-300	0,28	-731	-736,1	-727,9
Agua Sólida	0,99	-1,6	-1,9	-2,8
Hueso Interno	1,09	285	202,8	196,2
Agua Sólida	0,99	-1,6	-2,4	-1,1
Hígado	1,07	79,4	79	81,4
Hueso B-200	1,11	270,4	203,2	196,3
Pulmón LN-400	0,40	-520	-525	-515,3
Hueso Cortical	1,69	1522	1209	1118
Cerebro	1,05	23,4	27,6	40,5
Adiposa	0,90	-99,1	-87,7	-79,1
CB2-50 %	1,47	1016	775	834
Agua Sólida	0,99	3	-1,1	1,3
CB2-30 %	1,28	552,3	434,3	414,8
Agua Verdadera	1,00	-2,6	-1,7	-3,5
Mama	0,96	-44,6	-41,7	-31,4

Tabla B.8: Determinación de los Números de CT-8 (HU) para 90kV, 120kV y 140kV

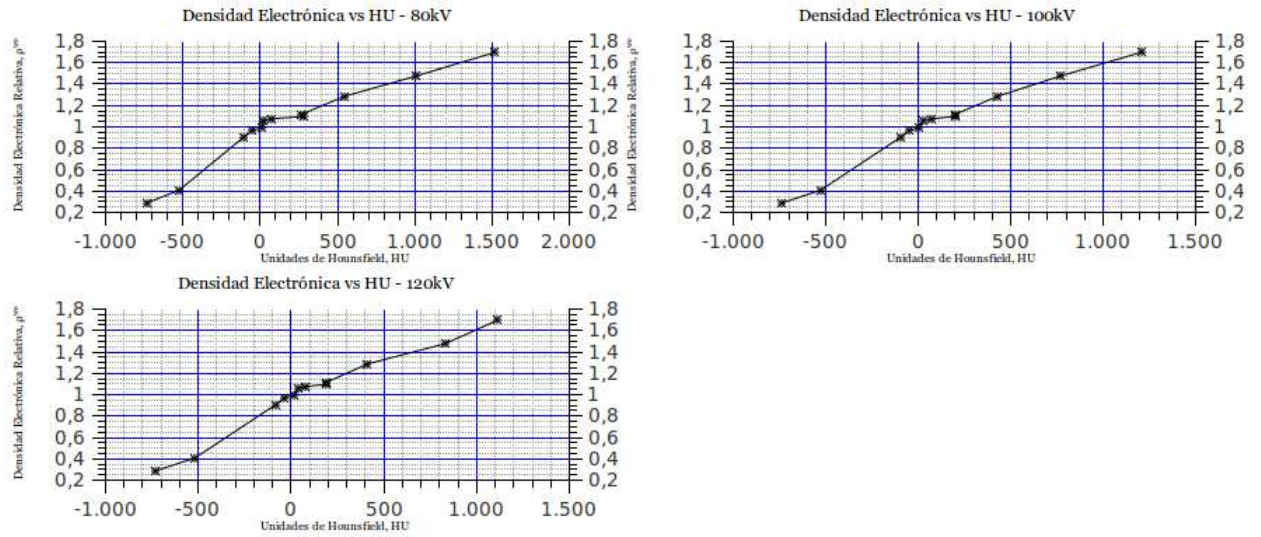


Figura B.8: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-8 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo TOMOSCAN AV en tres energías.

Determinación de los Números de CT (HU)				
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	90 kV	120 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	-1,4	-2,8	3,8
Pulmón LN-300	0,28	-729	-727,4	-731,2
Agua Sólida	0,99	-1,6	-1,9	-2,8
Hueso Interno	1,09	285	202,8	196,2
Agua Sólida	0,99	-1,6	-2,4	-1,1
Hígado	1,07	78,2	78,5	83,5
Hueso B-200	1,11	298	201	195,1
Pulmón LN-400	0,40	-519,6	-522,5	-528,4
Hueso Cortical	1,69	1487	1209	1118
Cerebro	1,05	15,9	27,6	40,5
Adiposa	0,90	-97,2	-91,5	-84,2
CB2-50 %	1,47	1016	794,8	745
Agua Sólida	0,99	2,3	-1,1	1,3
CB2-30 %	1,28	552,4	444,3	414,8
Agua Verdadera	1,00	-2,6	-1,7	-2,5
Mama	0,96	-44,4	-41,6	-39,4

Tabla B.9: Determinación de los Números de CT-9 (HU) para 90kV, 120kV y 140kV

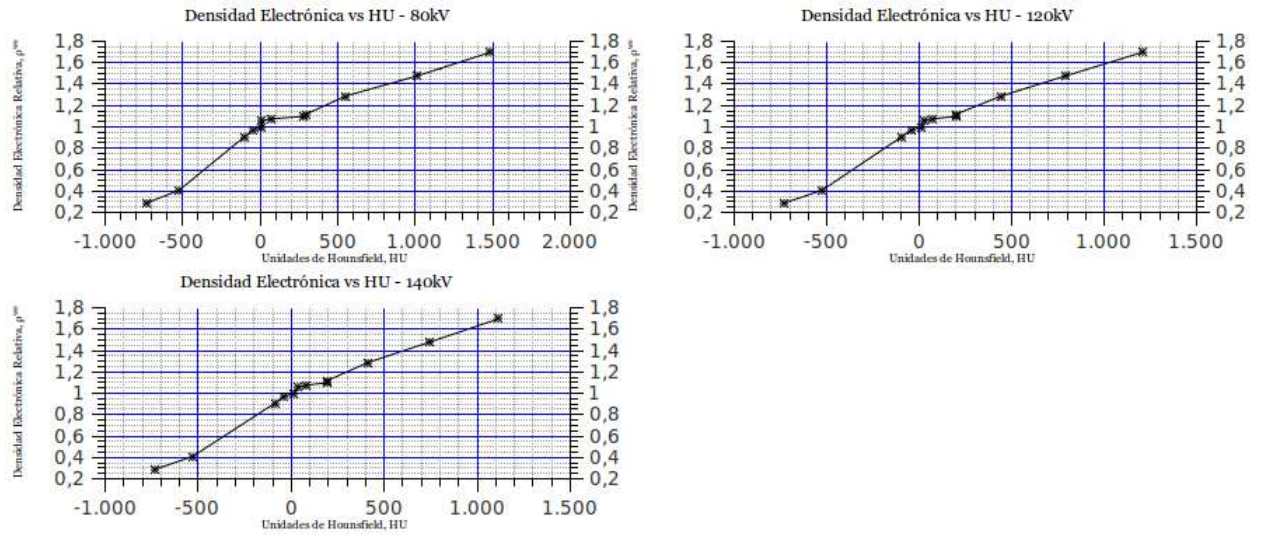


Figura B.9: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-9 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo General Electric Modelo Bright-Speed.

Determinación de los Números de CT (HU)				
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	90 kV	130 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	-1,1	-1,4	1,8
Pulmón LN-300	0,28	-714	-715	-720,3
Agua Sólida	0,99	-0,6	-0,9	-1,8
Hueso Interno	1,09	291,4	207	196,4
Agua Sólida	0,99	-0,6	-1,4	-0,1
Hígado	1,07	75,4	76,1	78,8
Hueso B-200	1,11	267,2	206,6	197,3
Pulmón LN-400	0,40	-537	-535,6	-519,5
Hueso Cortical	1,69	1543,9	1213,4	1113,8
Cerebro	1,05	12	22,6	31,2
Adiposa	0,90	-106	-91,6	-86,4
CB2-50 %	1,47	1022,2	802,2	745,9
Agua Sólida	0,99	1,3	-0,1	1,1
CB2-30 %	1,28	559,3	441,1	417,6
Agua Verdadera	1,00	-1,6	-0,7	-1,5
Mama	0,96	-51	-42,7	-38,7

Tabla B.10: Determinación de los Números de CT-10 (HU) para 90kV, 130kV y 140kV

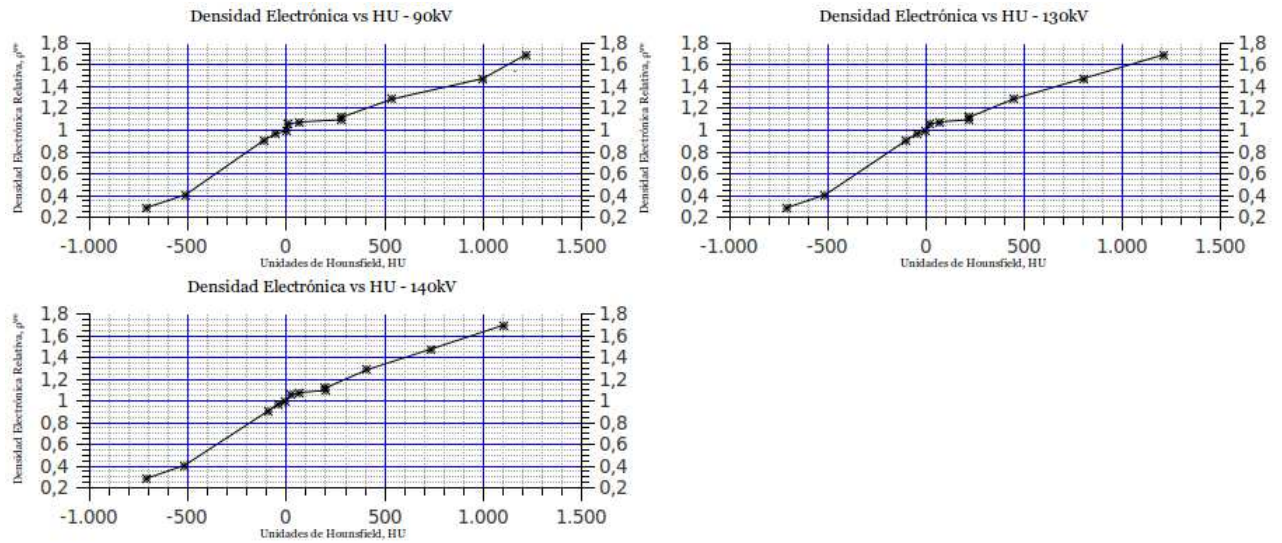


Figura B.10: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-10 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 6 Cortes.

Determinación de los Números de CT (HU)					
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	80 kV	100 kV	120 kV	130 kV
Agua Sólida	0,99	-2,1	-1,1	-4	-3,4
Pulmón LN-300	0,28	-649,9	-703,2	-698,8	-708,2
Agua Sólida	0,99	1,1	-1,3	-1,6	1
Hueso Interno	1,09	314,2	273,2	242,6	228,5
Agua Sólida	0,99	-1,2	1,1	-0,4	1,1
Hígado	1,07	85,6	88,5	81,1	81
Hueso B-200	1,11	333,2	286,1	239,2	227
Pulmón LN-400	0,40	-526,6	-536	-502,4	-534,2
Hueso Cortical	1,69	1546	1414,6	1221,2	1180
Cerebro	1,05	-16,5	21,8	23,5	33,5
Adiposa	0,90	-100	-92,4	-89,5	-88
CB2-50 %	1,47	1037,1	948,2	822,1	784,8
Agua Sólida	0,99	1,5	3,47	2,58	5,56
CB2-30 %	1,28	602,9	532,6	463,3	449,7
Agua Verdadera	1,00	1,2	-3,64	-2,43	-4,25
Mama	0,96	-9,9	-42,6	-39,7	-38

Tabla B.11: Determinación de los Números de CT-11 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV y 130kV

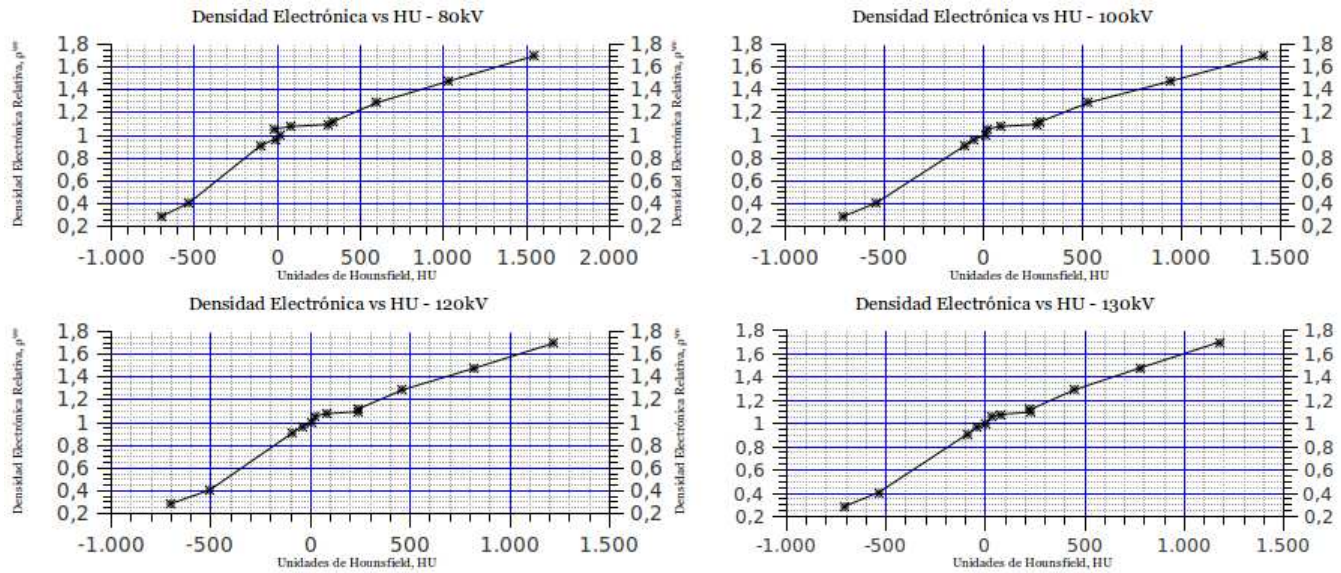


Figura B.11: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-11 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance 6 Cortes en cuatro energías.

Determinación de los Números de CT (HU)				
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	90 kV	130 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	26,3	28,6	25,3
Pulmón LN-300	0,28	-782,1	-779,8	-778
Agua Sólida	0,99	11,5	15,8	12
Hueso Interno	1,09	358,1	267,4	235,9
Agua Sólida	0,99	8,8	15,9	9,7
Hígado	1,07	93,9	97,8	93
Hueso B-200	1,11	355,3	265,5	234,3
Pulmón LN-400	0,40	-559,2	-562,9	-560,8
Hueso Cortical	1,69	1904,7	1394,3	1248,8
Cerebro	1,05	15,8	49,6	49,6
Adiposa	0,90	-124,6	-91,7	-88,4
CB2-50 %	1,47	1247,6	924,9	828
Agua Sólida	0,99	2,1	0,8	1,5
CB2-30 %	1,28	673	522	470,2
Agua Verdadera	1,00	7,6	11,5	10,5
Mama	0,96	-43,9	-32,2	-31,9

Tabla B.12: Determinación de los Números de CT-12 (HU) para 90kV, 130kV y 140kV

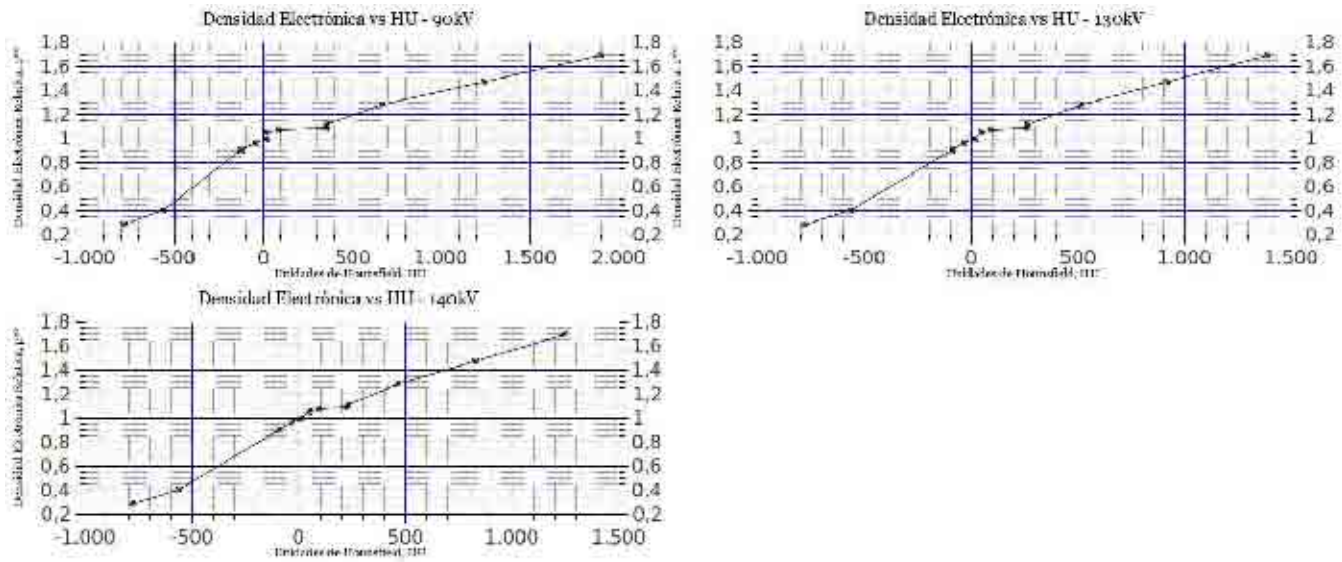


Figura B.12: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-12 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 64 Cortes.

Determinación de los Números de CT (HU)				
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	90 kV	130 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	14,3	28,6	25,3
Pulmón LN-300	0,28	-778	-774,7	-772,8
Agua Sólida	0,99	1,5	5,8	1
Hueso Interno	1,09	341,1	244,9	211,5
Agua Sólida	0,99	0,8	1,9	2,7
Hígado	1,07	75,4	86	69,1
Hueso B-200	1,11	283,2	244,5	207,8
Pulmón LN-400	0,40	-559,2	-562,1	-538,7
Hueso Cortical	1,69	1773,4	1283,7	1113,1
Cerebro	1,05	-9,7	25	-17,8
Adiposa	0,90	-115,7	-195,1	-95,5
CB2-50 %	1,47	1173,7	864,7	753,5
Agua Sólida	0,99	2,3	4,8	1,5
CB2-30 %	1,28	587,6	490	431,9
Agua Verdadera	1,00	2,1	4,9	-1,3
Mama	0,96	-40,4	-46,2	-49,5

Tabla B.13: Determinación de los Números de CT-13 (HU) para 90kV, 130kV y 140kV

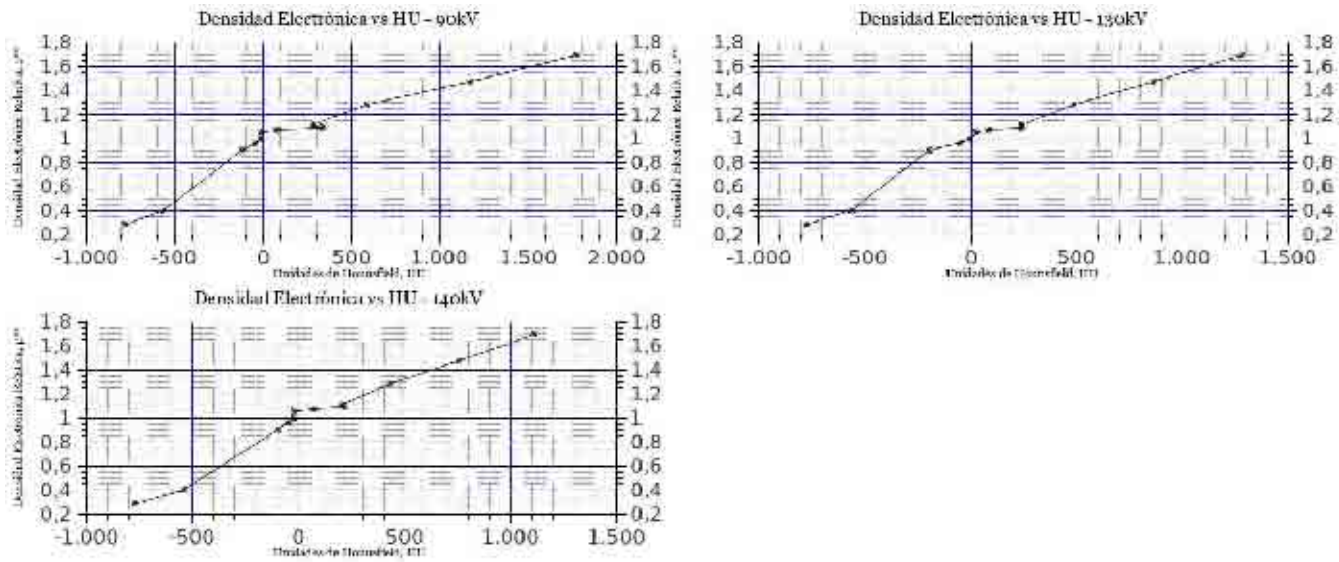


Figura B.13: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-13 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo Brilliance de 64 Cortes en tres energías

Determinación de los Números de CT (HU)						
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	80 kV	100 kV	120 kV	130 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	-2,1	-1,1	-4	-3,4	-1,1
Pulmón LN-400	0,40	-535,42	-536,06	-517,45	-527,8	553,9
Agua Sólida	0,99	1,1	-1,3	-1,6	1	-2
Hueso Interno	1,09	339,34	277,25	240,54	226,7	216
Agua Sólida	0,99	-1,2	1,1	-0,4	1,1	1,3
Hígado	1,07	84,53	85,32	79	79,1	78,7
Hueso B-200	1,11	345,48	280,02	239,95	226,4	215,5
Pulmón LN-300	0,28	-702,49	-709,82	-708,38	-709,8	-708,8
Hueso Cortical	1,69	1674	1430	1245	1188	1144
Cerebro	1,05	6,62	14,95	20,18	24,2	26,9
Adiposa	0,90	-118	-100,71	-95,81	-92,9	-89
CB2-50 %	1,47	1128	924,59	833,89	794,5	762,3
Agua Sólida	0,99	1,5	3,47	2,58	5,56	3,3
CB2-30 %	1,28	623,79	526,41	475,26	454,4	434,7
Agua Verdadera	1,00	1,2	-3,64	-2,43	-4,25	-0,8
Mama	0,96	-49,69	-46,18	-44,05	-43,5	-41,3

Tabla B.14: Determinación de los Números de CT-14 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV, 130kV y 140kV

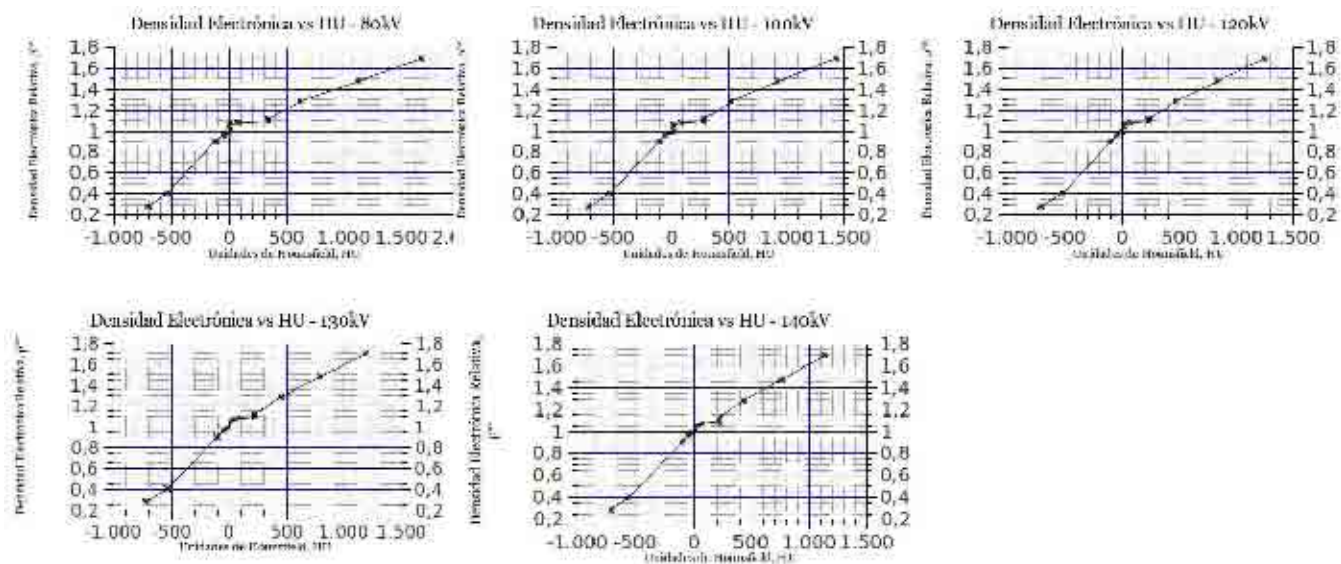


Figura B.14: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-14 medidos en unidades de Hounsfield en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cinco energías.

Determinación de los Números de CT (HU)						
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	80 kV	100 kV	120 kV	130 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	-2,1	-1,1	-4	-3,4	-1,1
Pulmón LN-400	0,40	-689,19	-706,71	-703,73	-703,91	713,27
Agua Sólida	0,99	1,1	-1,3	-1,6	1	-2
Hueso Interno	1,09	250,25	247,49	239,52	222,32	216,1
Agua Sólida	0,99	-1,2	1,1	-0,4	1,1	1,3
Hígado	1,07	82,72	84,63	76,96	77,76	76,93
Hueso B-200	1,11	251,34	246,81	235,25	219,6	204,47
Pulmón LN-300	0,28	-495,57	-524,79	-515,61	-512,24	-524,33
Hueso Cortical	1,69	1537,44	1295,24	1116,64	1063,29	1008,87
Cerebro	1,05	3,37	18,86	23,69	26,42	29,79
Adiposa	0,90	-109,39	-96,64	-90,21	-87,67	-84,89
CB2-50 %	1,47	1005,94	837,06	719,84	676,28	644,47
Agua Sólida	0,99	1,5	3,47	2,58	5,56	3,3
CB2-30 %	1,28	507,33	424,3	359,76	337,08	317,95
Agua Verdadera	1,10	1,12	-2,64	-0,43	3,25	-0,8
Mama	0,96	-47,62	-45,89	-40,97	-40,87	-41,16

Tabla B.15: Determinación de los Números de CT-15 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV, 130kV y 140kV

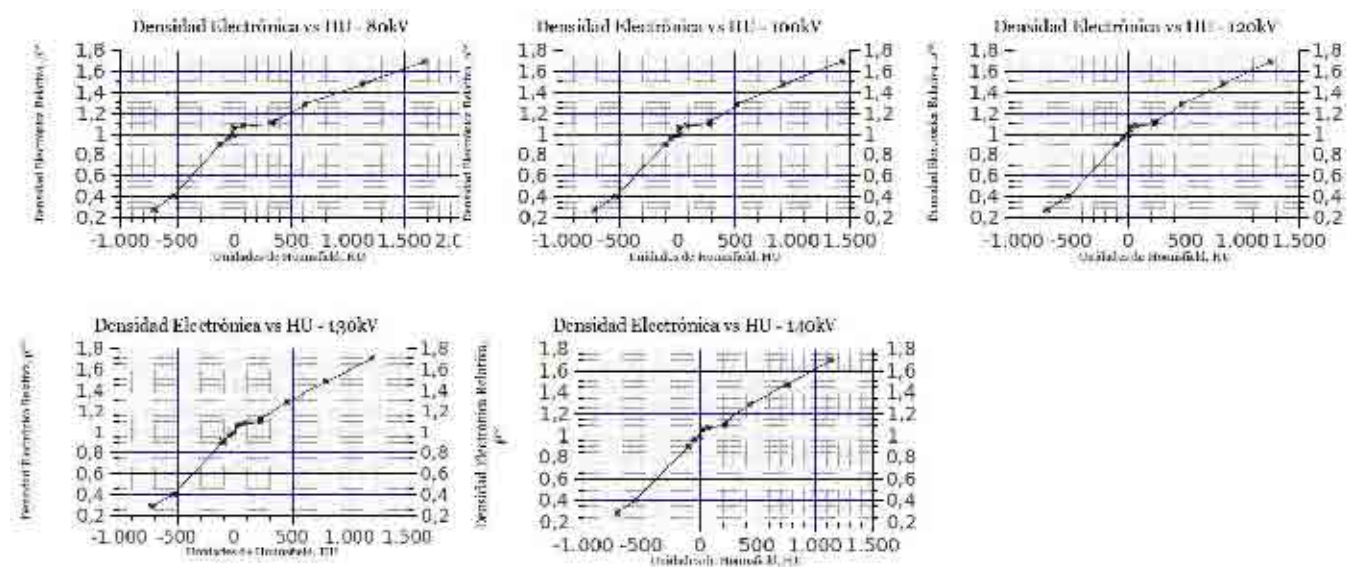


Figura B.15: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-15 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cinco energías.

Determinación de los Números de CT (HU)						
Material	Densidad Electronica (ρ_w^e)	80 kV	100 kV	120 kV	130 kV	140 kV
Agua Sólida	0,99	13,2	10,2	7,1	6,2	5,3
Pulmón LN-400	0,40	-514	-516	-524	-532	-513
Agua Sólida	0,99	13,5	0	2,7	1,4	2
Hueso Interno	1,09	325	268	236	222	207
Agua Sólida	0,99	14,4	7,4	5,4	3,7	2
Hígado	1,07	82	81	80	77	77
Hueso B-200	1,11	328	267	234	219	206
Pulmón LN-300	0,28	-702	-713	-713	-713	-711
Hueso Cortical	1,69	1692	1428	1269	1191	1135
Cerebro	1,05	7	20	30	30	31
Adiposa	0,90	-111	-105	-97	-92	-93
CB2-50 %	1,47	1121	947	833	793	754
Agua Sólida	0,99	5,2	6,9	3,2	2,4	1,1
CB2-30 %	1,28	598	523	465	445	426
Agua Verdadera	1	-3,8	-3,2	-0,1	0,3	-0,8
Mama	0,96	-55	-37	-43	-43	-40

Tabla B.16: Determinación de los Números de CT-16 (HU) para 80kV, 100kv, 120kV, 130kV y 140kV

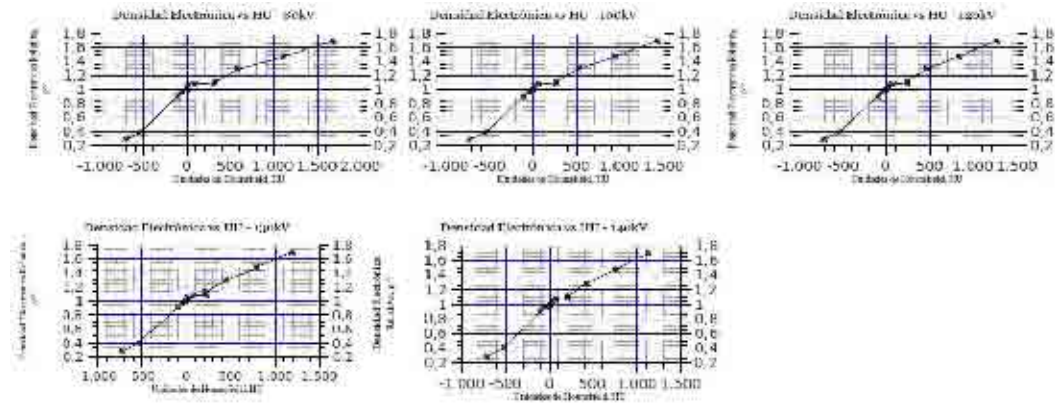


Figura B.16: Relacion entre la densidad electrónica relativa y el número de CT-16 medidos en unidades de Hounsfield medidas en un Tomógrafo Philips, Modelo AcQSIM en cinco energías.

APÉNDICE C

CALIDAD DEL HAZ DE RADIACIÓN

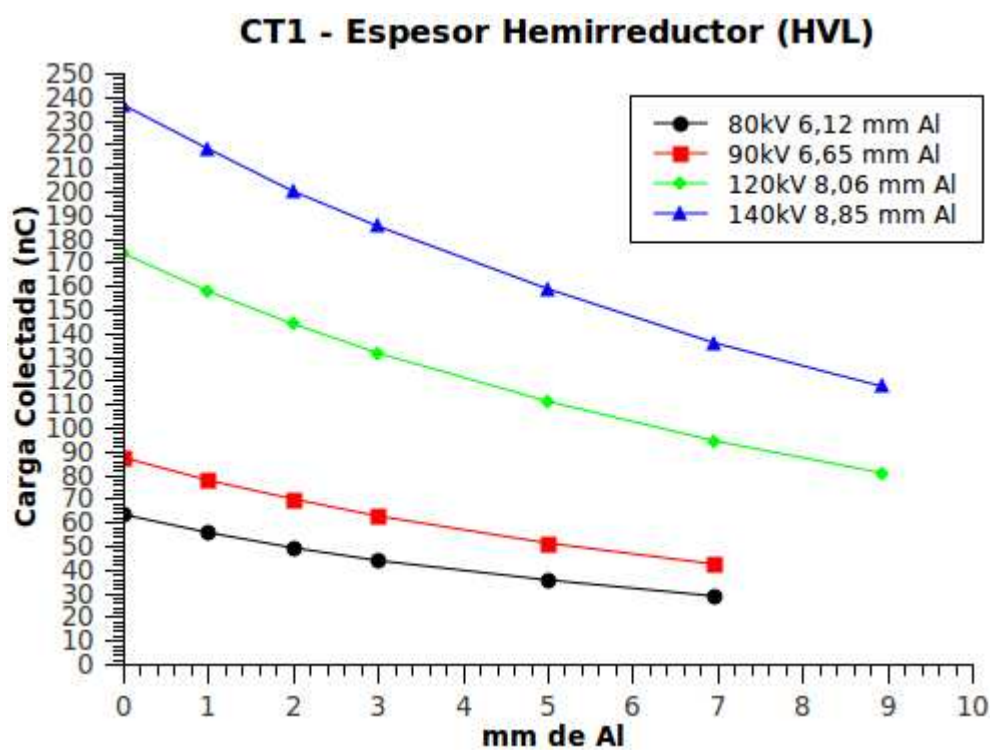


Figura C.1: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías.

CT-1

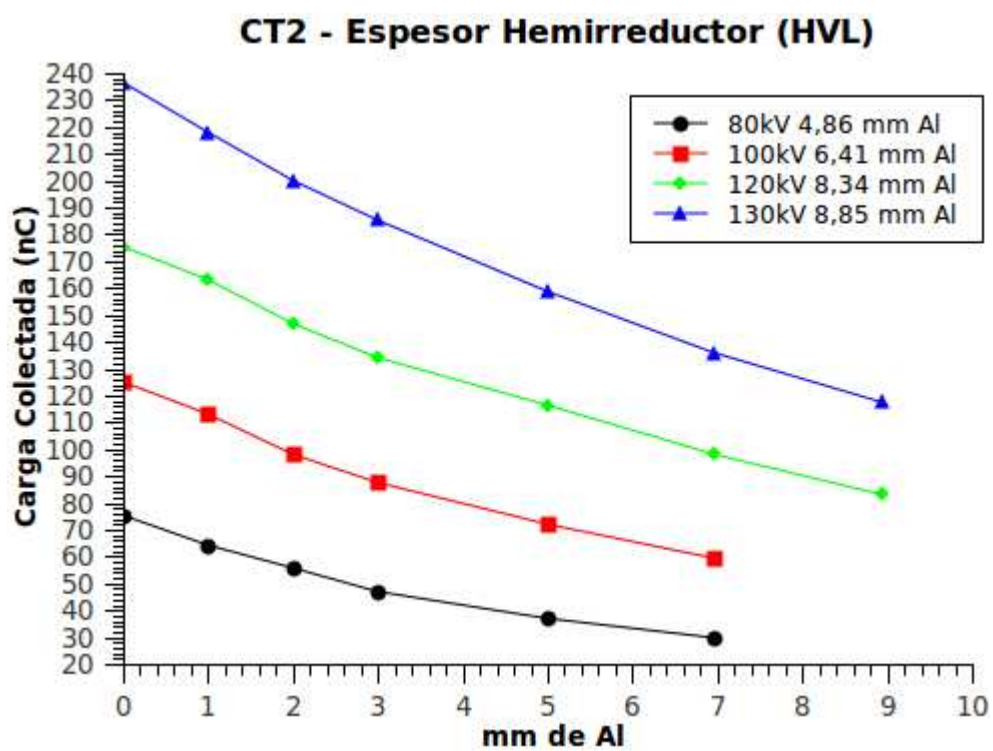


Figura C.2: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías.
CT-2

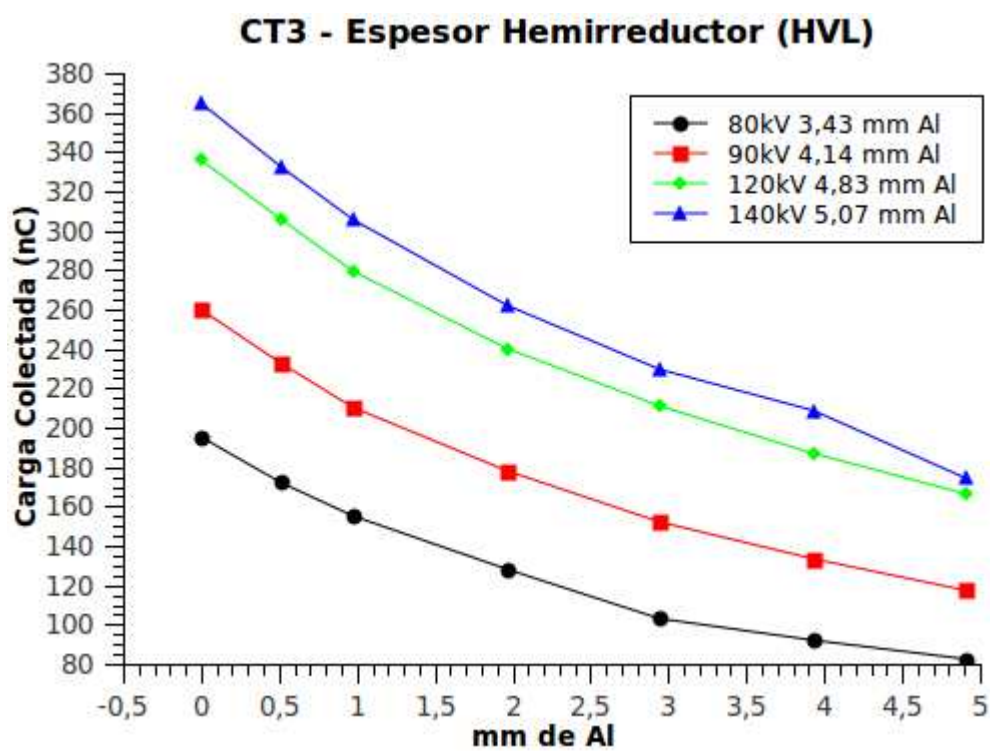


Figura C.3: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías.
CT-3

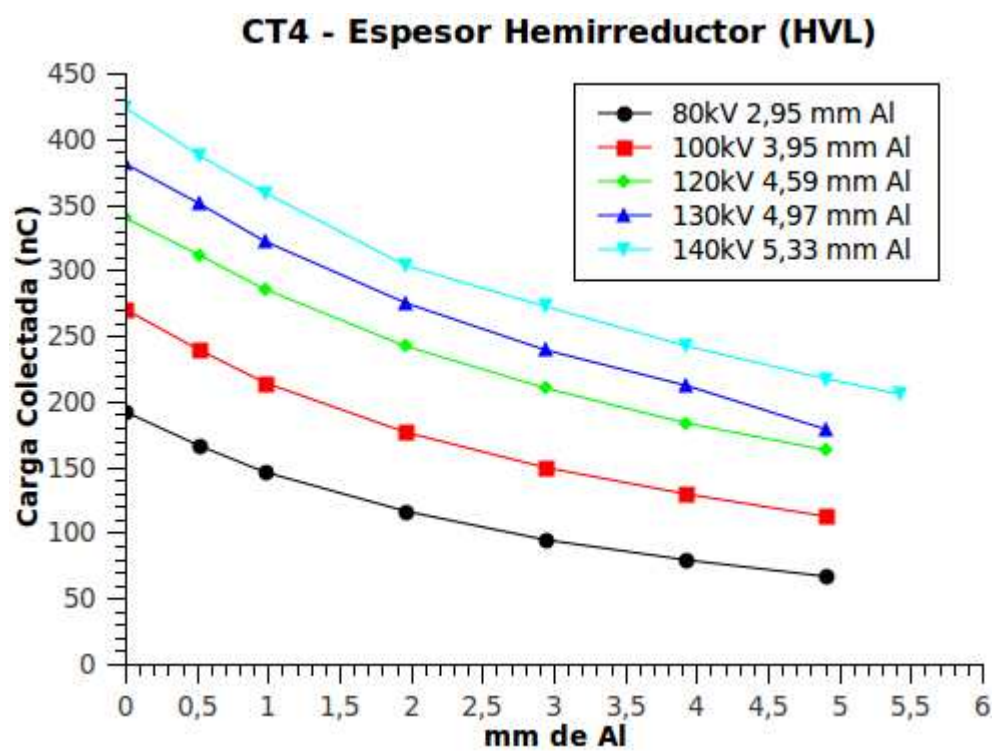


Figura C.4: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías.
CT-4

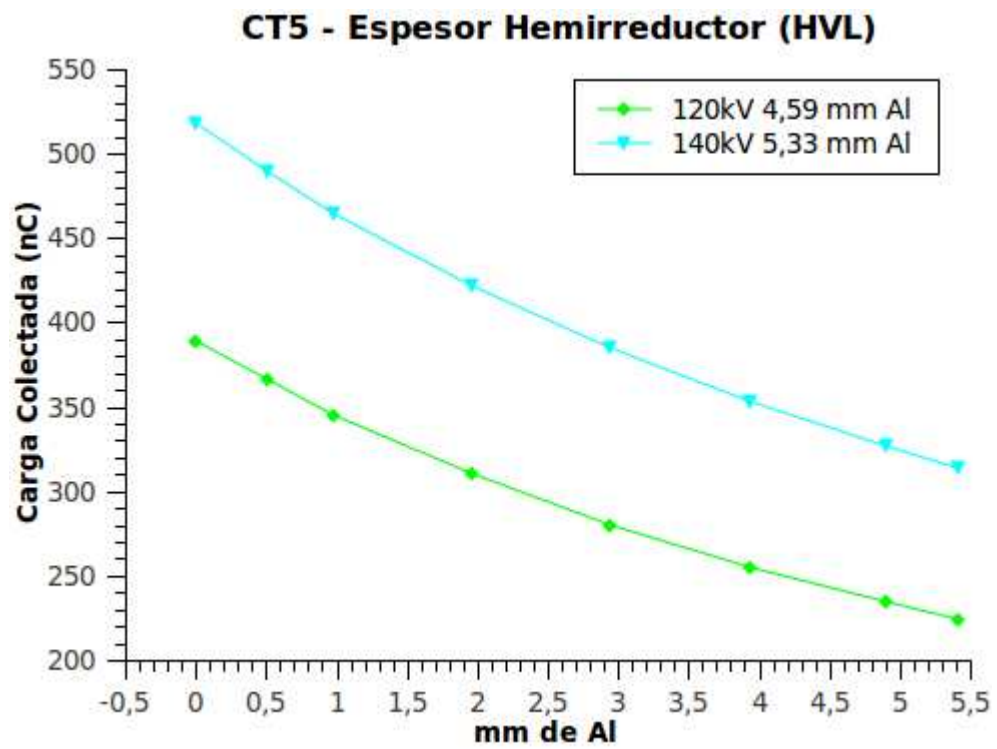


Figura C.5: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 2 energías.
CT-5

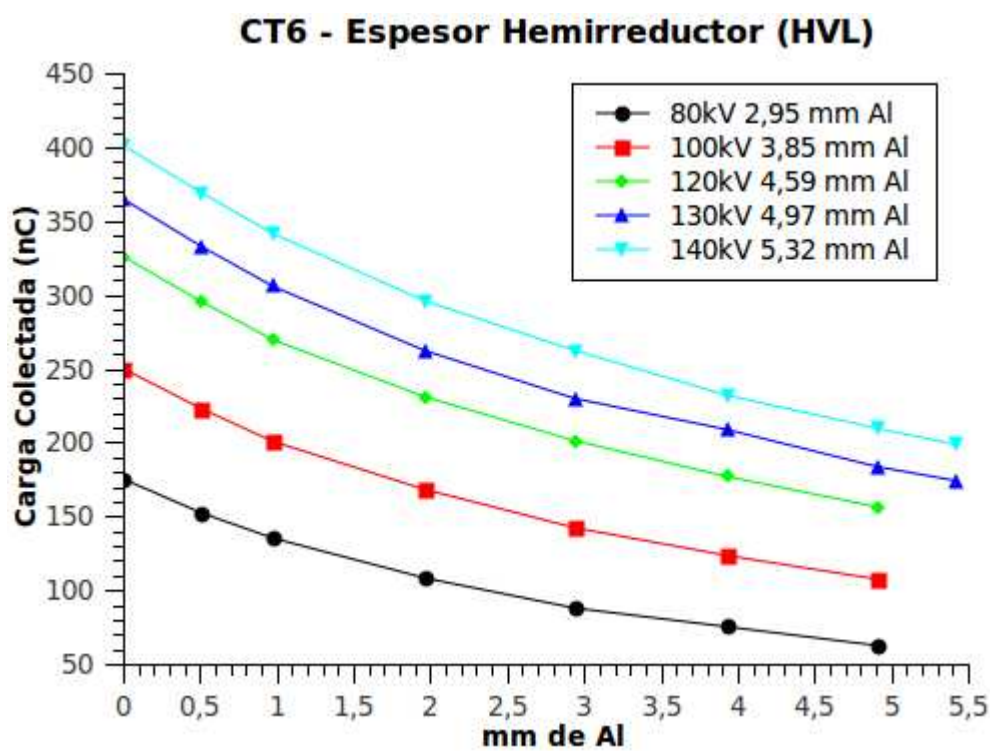


Figura C.6: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías.
CT-6

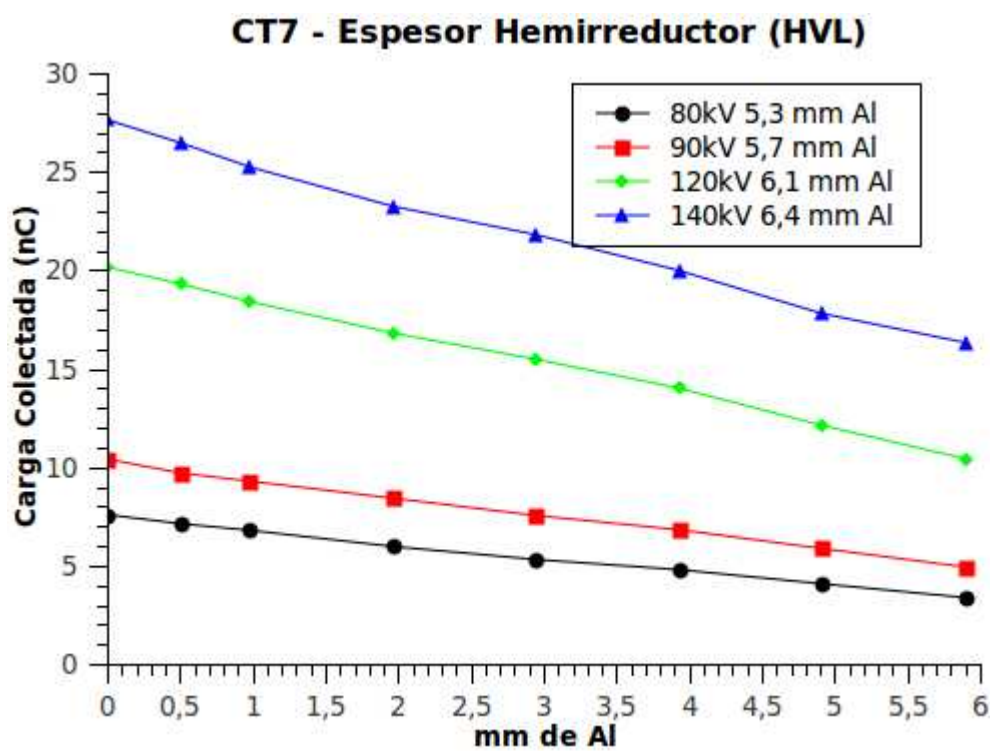


Figura C.7: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías.
CT-7

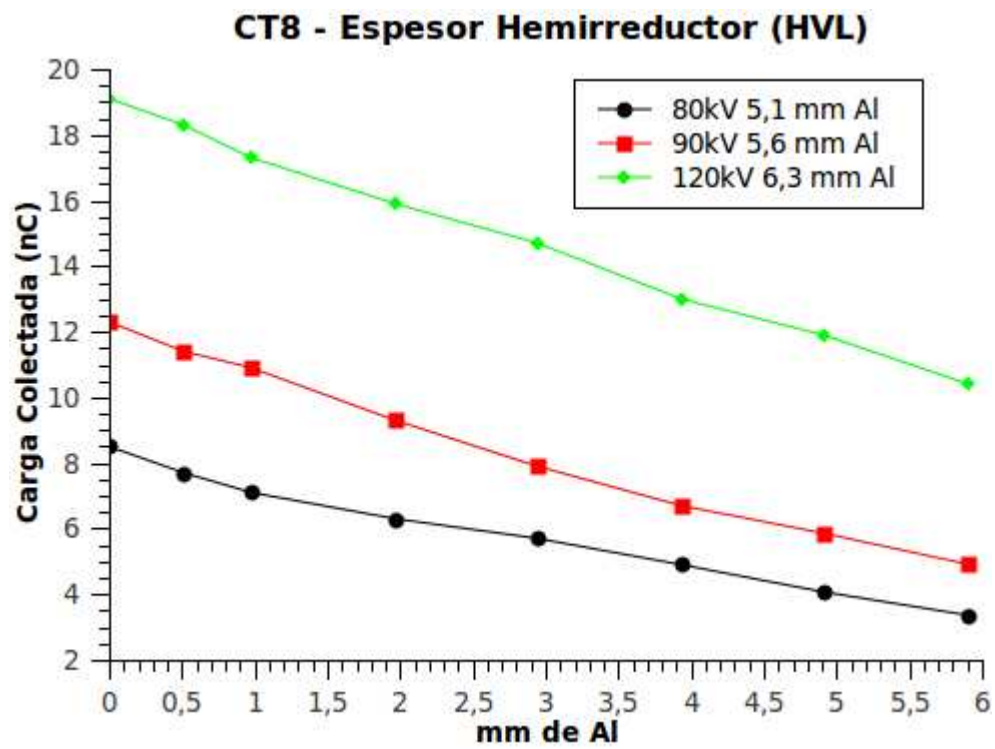


Figura C.8: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 3 energías.
CT-8

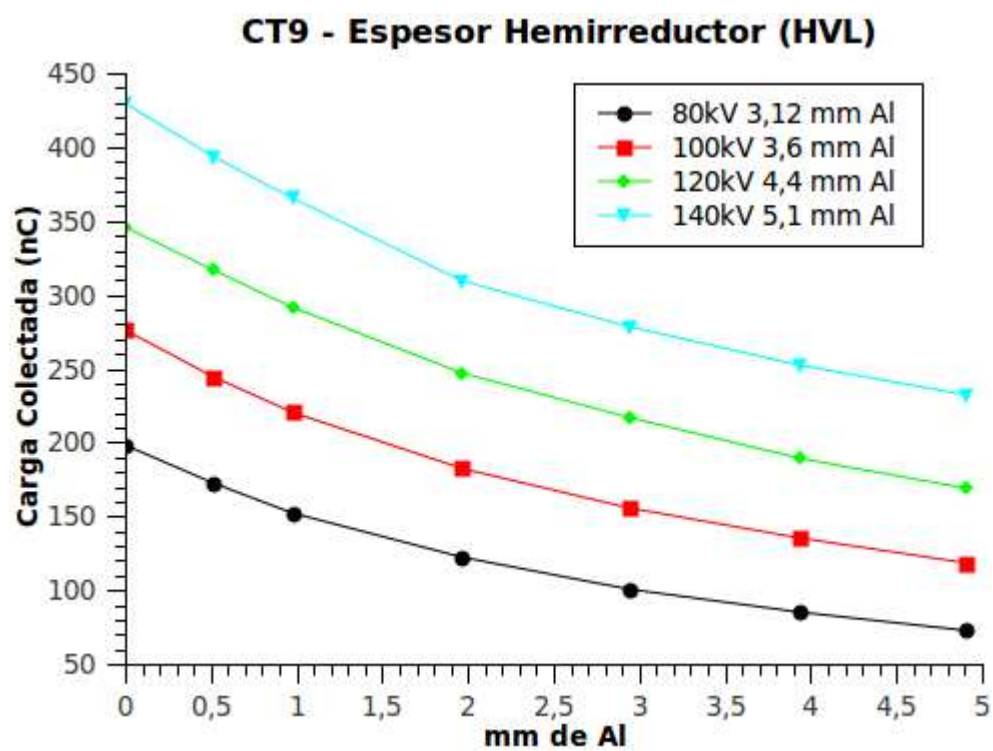


Figura C.9: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 4 energías.
CT-9

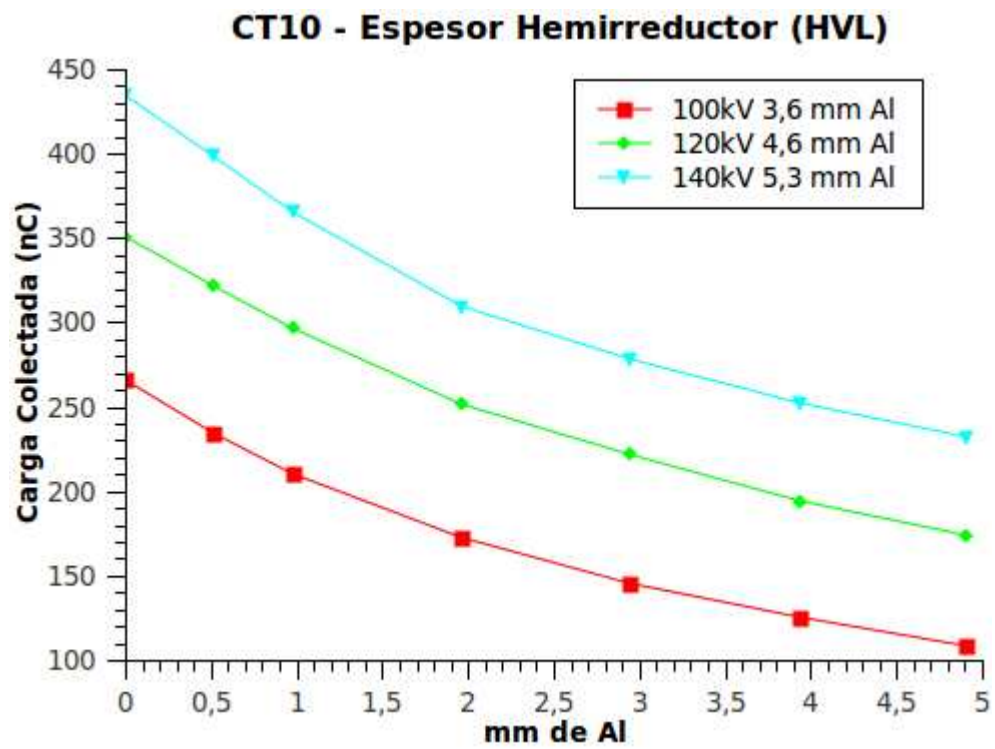


Figura C.10: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 3 energías. CT-10

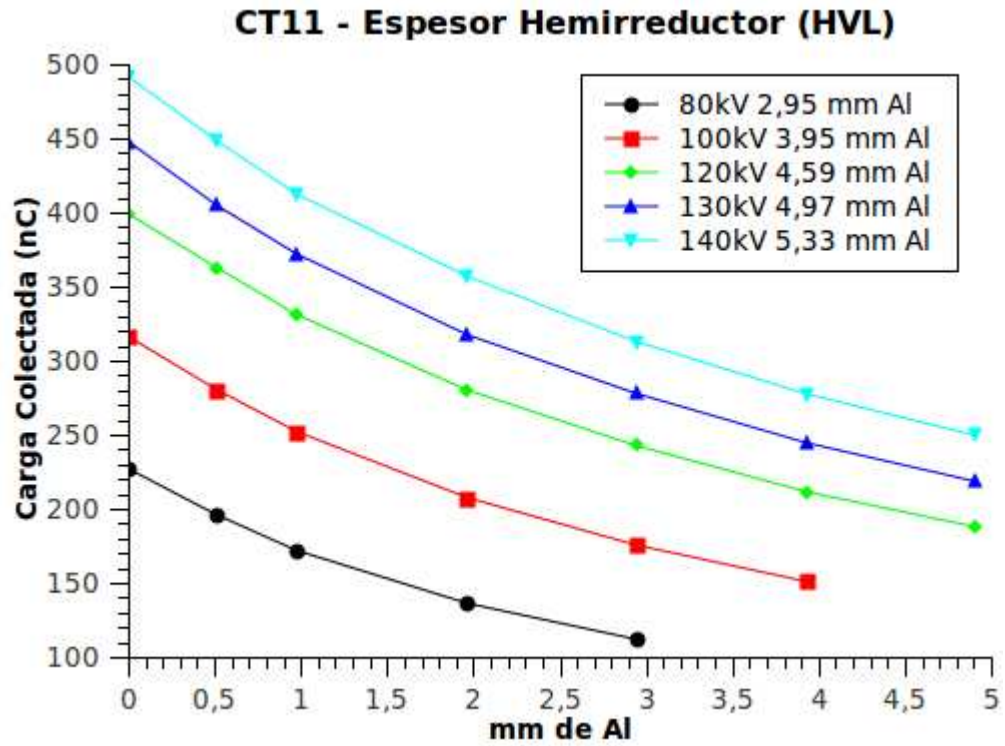


Figura C.11: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-11

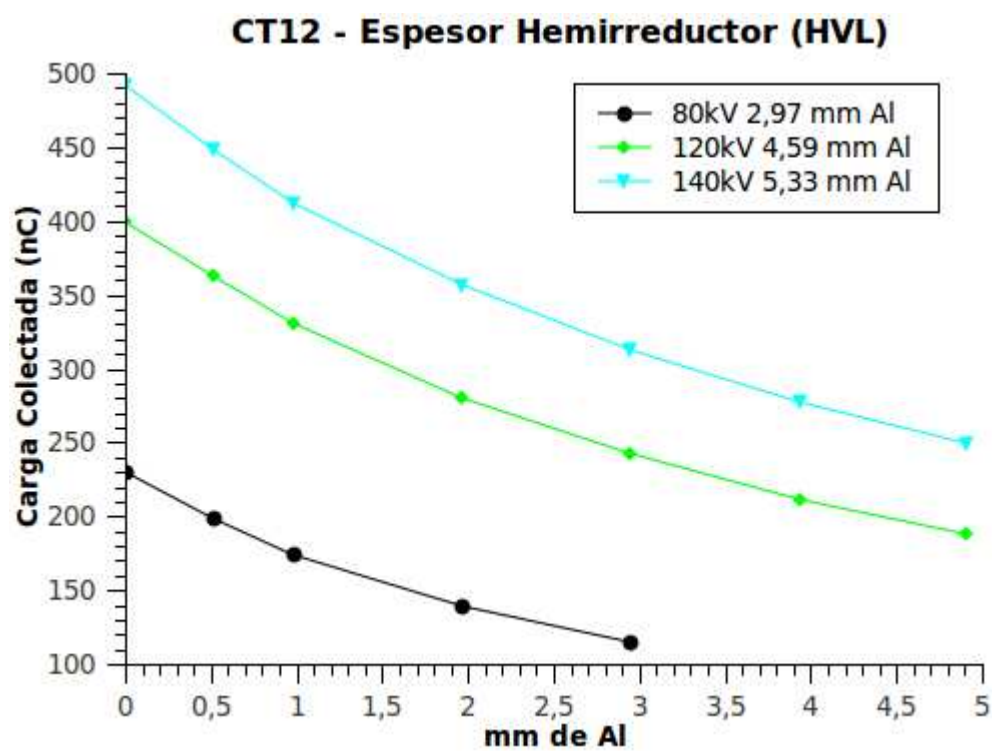


Figura C.12: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 3 energías. CT-12

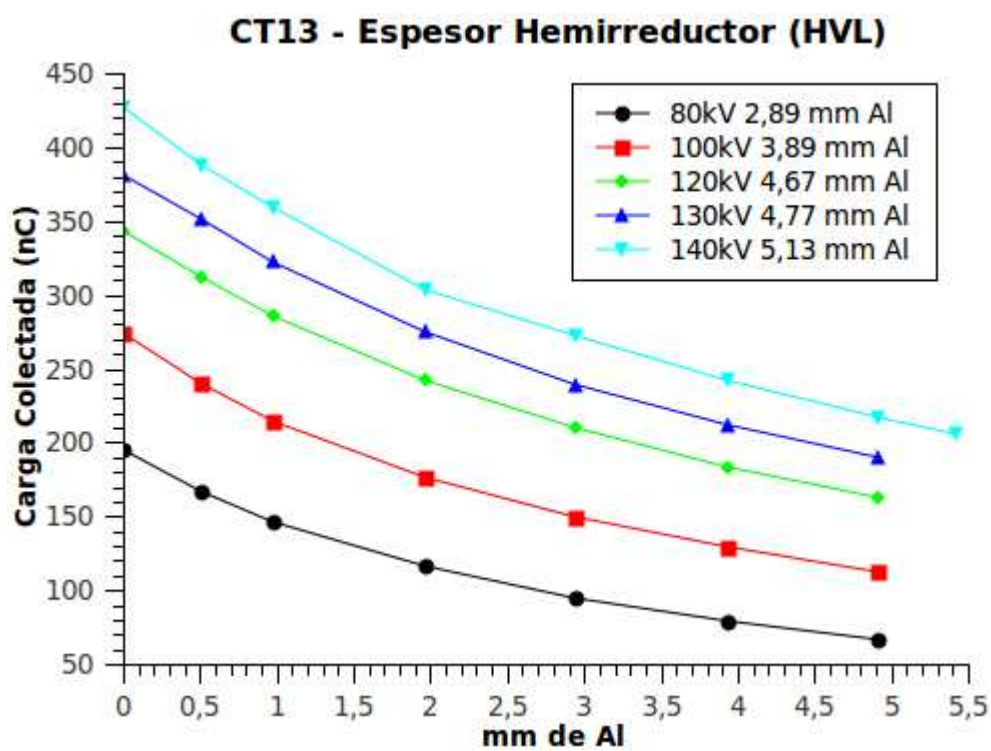


Figura C.13: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-13

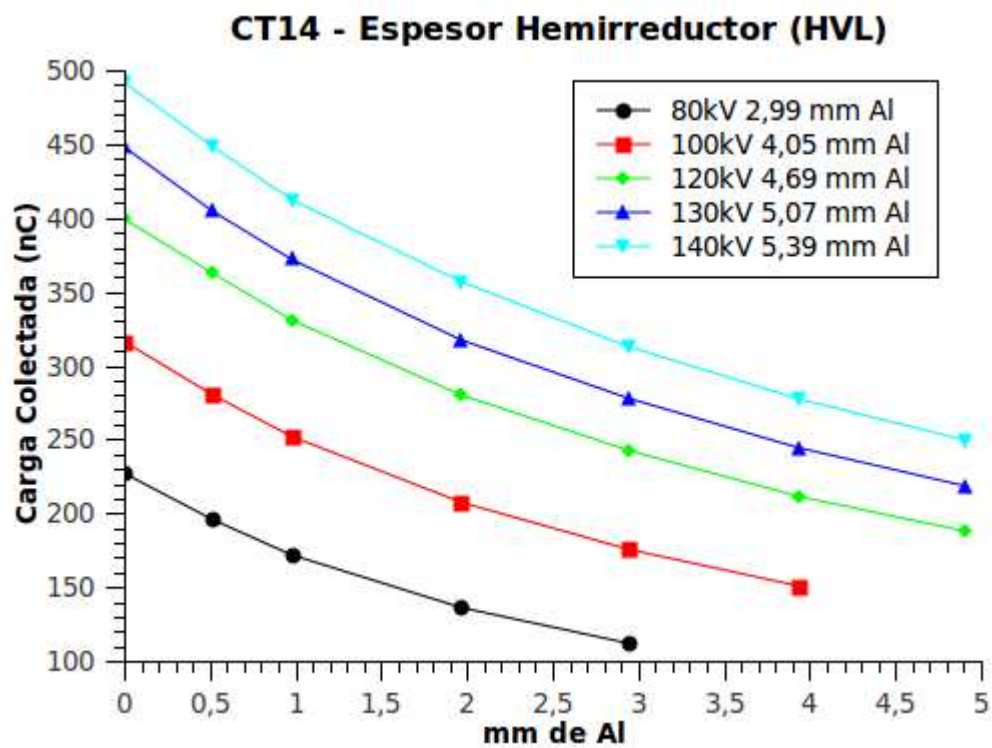


Figura C.14: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-14

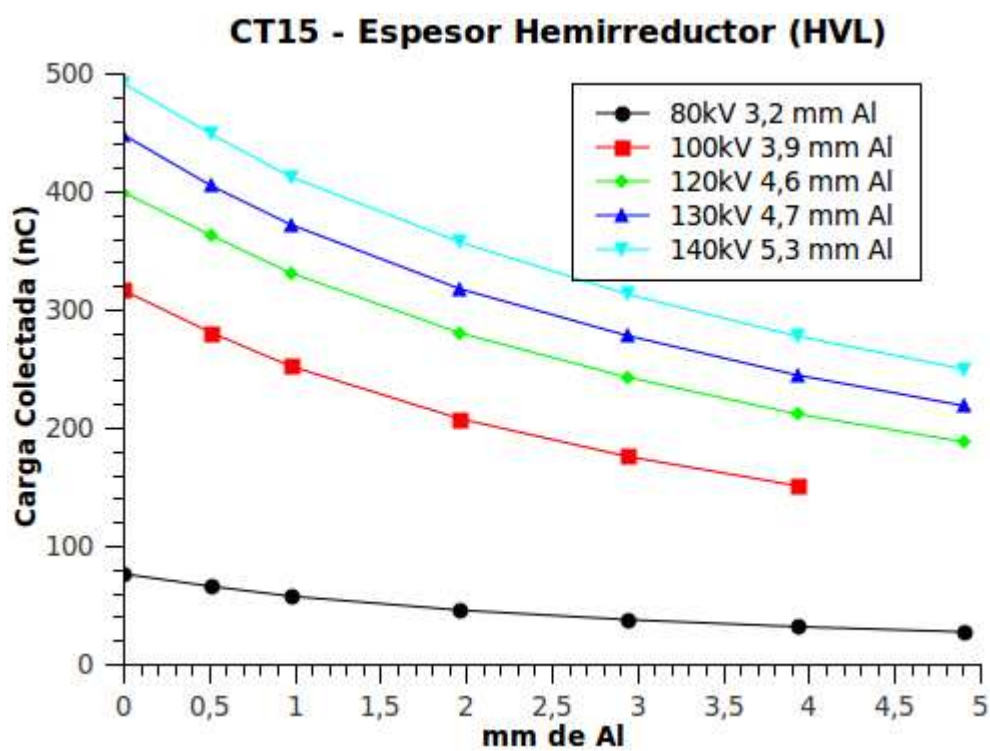


Figura C.15: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-15

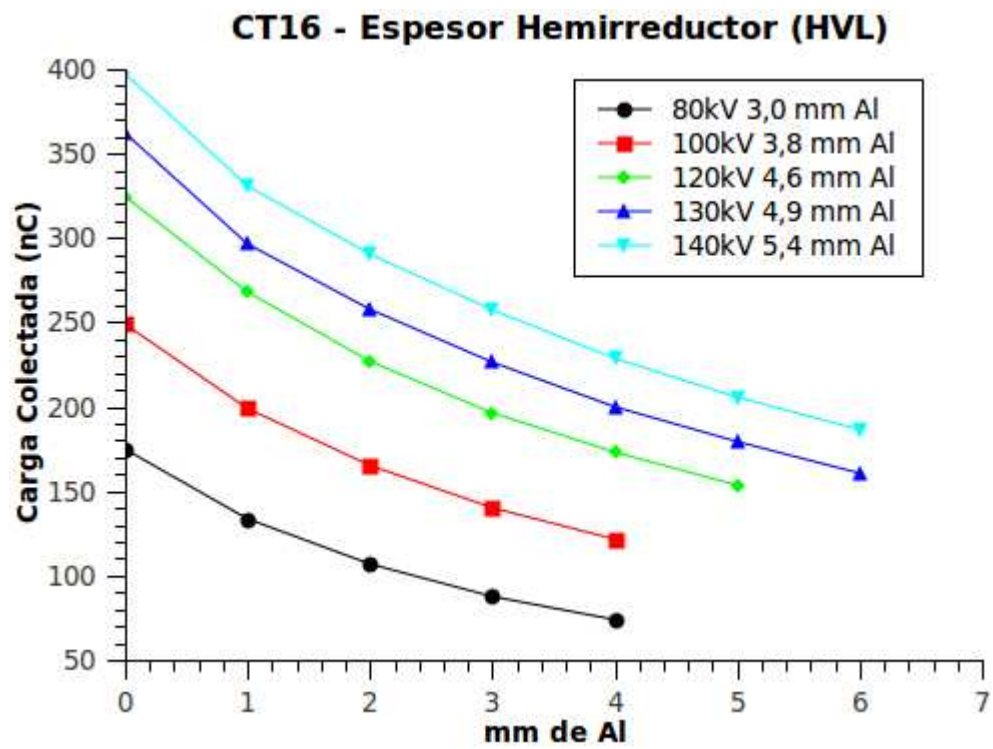


Figura C.16: Curva de atenuación para determinación de la calidad del haz en 5 energías. CT-16

APÉNDICE D

DETERMINACIÓN DE LOS NÚMEROS DE TC PARA AIRE Y AGUA

CT-1 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	3 mm	4,5 mm	3 mm	4,5 mm
90 kV	2,13	2,66	-1002,5	-1002,97
120 kV	1,87	1,47	-1002,8	-1002,8
140 kV	1,03	5,17	-1003,07	-1003,7

Tabla D.1: Determinación de los Números de CT-1 (HU) : Agua y Aire

CT-2 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	4 mm	8 mm	4 mm	8 mm
90 kV	2,29	1,23	-997	-999,5
100 kV	-0,65	3	-996	-999,1
120 kV	1,47	0,4	-999	-999
130 kV	1,17	3,3	-999	-998,2

Tabla D.2: Determinación de los Números de CT-2 (HU) : Agua y Aire

CT-3 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	3 mm	5 mm	3 mm	5 mm
90 kV	0,067	0,1	-1007,9	-1005,3
120 kV	-0,733	-0,467	-1005,3	-1004,4
140 kV	-3,533	-0,067	-1004,1	-1002,9

Tabla D.3: Determinación de los Números de CT-3 (HU) : Agua y Aire

CT-4 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	2 mm	8 mm	2 mm	8 mm
80 kV	0,767	0,600	-996,23	-997,2
100 kV	-3,467	-3,767	-997,98	-997,6
120 kV	-1,733	-1,933	-996,97	-998,3
130 kV	-0,933	-1,133	-996,93	-997,9
140 kV	-0,567	-0,967	-995,57	-998,7

Tabla D.4: Determinación de los Números de CT-4 (HU) : Agua y Aire

CT-5 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	2 mm	7 mm	2 mm	7 mm
120 kV	-1,830	-2,557	-999,77	-998,32
140 kV	-2,800	-3,223	-998,88	-998,73

Tabla D.5: Determinación de los Números de CT-5 (HU) : Agua y Aire

CT-6 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	2 mm	8 mm	2 mm	8 mm
80 kV	-1,683	-2,007	-990,303	-994,2
100 kV	-5,510	-4,490	-994,853	-995,6
120 kV	-1,497	-2,380	-994,347	-995,3
130 kV	-1,990	-1,910	-993,970	-994,9
140 kV	-0,743	-0,403	-992,460	-994,7

Tabla D.6: Determinación de los Números de CT-6 (HU) : Agua y Aire

CT-7 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	1,5 mm	4,5 mm	1,5 mm	4,5 mm
90 kV	1,67	1,27	-1006,9	-1007
120 kV	1,43	1,47	-1007,2	-1008,7
140 kV	3,27	3,47	-1006,8	-1012,3

Tabla D.7: Determinación de los Números de CT-7 (HU) : Agua y Aire

CT-8 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	2 mm	8 mm	2 mm	8 mm
80 kV	3,22	4,01	-996	-1007
100 kV	2,8	-2,67	-996	-1008,7
120 kV	2,47	0,64	-999	-1007

Tabla D.8: Determinación de los Números de CT-8 (HU) : Agua y Aire

CT-9 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	2,5 mm	7,5 mm	2,5 mm	7,5 mm
100 kV	-2,5	1,01	-997	-1003,2
120 kV	-1	-3,67	-997,4	-1003,4

Tabla D.9: Determinación de los Números de CT-9 (HU) : Agua y Aire

CT-10 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	3 mm	9 mm	3 mm	9 mm
90 kV	1,6	2,8	-1004	-1003,2
120 kV	1,1	1,8	-1003,2	-1003,8
140 kV	2,6	2,6	-1003	-1004,1

Tabla D.10: Determinación de los Números de CT-10 (HU) : Agua y Aire

CT-11 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	4 mm	8 mm	4 mm	8 mm
80 kV	0,56	1,26	-1000	-999
100 kV	1,3	0,4	-999	-1000,6
120 kV	1,05	0,5	-1000,2	-1000,1
130 kV	1,4	0,9	-1000	-1000,3

Tabla D.11: Determinación de los Números de CT-11 (HU) : Agua y Aire

CT-12 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	2,5 mm	10 mm	2,5 mm	10 mm
80 kV	2,2	1,03	-1012,5	-1006,3
120 kV	2,7	0,13	-1011,2	-1006,5
140 kV	0,8	0,87	-1009,97	-1006

Tabla D.12: Determinación de los Números de CT-12 (HU) : Agua y Aire

CT-13 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	7,5 mm	15 mm	7,5 mm	15 mm
80 kV	-2,27	-0,83	-1013,13	-1007,4
120 kV	-2,73	-2,33	-1010,4	-1005,5
140 kV	-0,57	-0,77	-1011,1	-1006,3

Tabla D.13: Determinación de los Números de CT-13 (HU) : Agua y Aire

CT-14 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	3 mm	8 mm	3 mm	8 mm
80 kV	0,54	1,28	-999,21	-994,2
100 kV	1,60	0,63	-998,43	-999,63
120 kV	-1,43	0,53	-999,53	-999,3
130 kV	0,53	1,2	-998,08	-998,9
140 kV	1,50	0,63	-999,4	-998,7

Tabla D.14: Determinación de los Números de CT-14 (HU) : Agua y Aire

CT-15 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	3 mm	8 mm	3 mm	8 mm
80 kV	3,51	4,01	-996	-994,2
100 kV	-1,49	-2,67	-996	-998,3
120 kV	2,08	0,64	-999	-997,5
130 kV	0,86	1,72	-999	-997,9
140 kV	2,70	2,2	-1004	-999,7

Tabla D.15: Determinación de los Números de CT-15 (HU) : Agua y Aire

CT-16 HU (Agua y Aire)				
Medio	Agua	Agua	Aire	Aire
Corte	2 mm	8 mm	2 mm	8 mm
80 kV	1,4	2,69	-996,7	-997,1
100 kV	3,12	3,96	-999,8	-999,7
120 kV	0,6	0,22	-998,4	-997,6
130 kV	0,27	1,33	-999,3	-999,5
140 kV	1,31	1,59	-998,4	-1000,5

Tabla D.16: Determinación de los Números de CT-16 (HU) : Agua y Aire

APÉNDICE E

RUIDO EN LA IMAGEN

Ruido CT-1		
Corte	3 mm	4,5 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
90 kV	0,213	0,263
120 kV	0,187	0,147
140 kV	0,103	0,517

Tabla E.1: Determinación del ruido en la imagen para CT-1

Ruido CT-2		
Corte	3 mm	8 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	0,08	0,03
100 kV	0,13	0,15
120 kV	0,12	0,03
140 kV	0,06	0,04

Tabla E.2: Determinación del ruido en la imagen para CT-2

Ruido CT-3		
Corte	3 mm	5 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
90 kV	0,007	0,010
120 kV	-0,073	-0,047
140 kV	-0,353	-0,007

Tabla E.3: Determinación del ruido en la imagen para CT-3

Ruido CT-4		
Corte	2 mm	8 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	0,077	0,060
100 kV	-0,347	-0,377
120 kV	-0,173	-0,193
130 kV	-0,093	-0,113
140 kV	-0,057	-0,097

Tabla E.4: Determinación del ruido en la imagen para CT-4

Ruido CT-5		
Corte	2 mm	7 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
120 kV	-0,183	-0,256
140 kV	-0,280	-0,322

Tabla E.5: Determinación del ruido en la imagen para CT-5

Ruido CT-6		
Corte	2 mm	8 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	-0,168	-0,201
100 kV	-0,551	-0,449
120 kV	-0,150	-0,238
130 kV	-0,199	-0,191
140 kV	-0,074	-0,040

Tabla E.6: Determinación del ruido en la imagen para CT-8

Ruido CT-7		
Corte	0,75 mm	4,5 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
90 kV	0,3	0,38
120 kV	0,53	0,44
140 kV	0,98	1,04

Tabla E.7: Determinación del ruido en la imagen para CT-7

Ruido CT-8		
Corte	3 mm	10 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	1,95	1,77
100 kV	1,91	2,04
120 kV	1,70	1,44

Tabla E.8: Determinación del ruido en la imagen para CT-8

Ruido CT-9		
Corte	2,5 mm	10 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
100 kV	0,25	1,04
120 kV	0,03	1,2

Tabla E.9: Determinación del ruido en la imagen para CT-9

Ruido CT-10		
Corte	2,5 mm	10 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
90 kV	0,48	0,54
120 kV	0,33	0,48
140 kV	0,79	0,79

Tabla E.10: Determinación del ruido en la imagen para CT-10

Ruido CT-11		
Corte	4 mm	8 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	0,12	0,04
100 kV	0,14	0,03
120 kV	0,06	0,05
140 kV	0,09	0,07

Tabla E.11: Determinación del ruido en la imagen para CT-11

Ruido CT-12		
Corte	2,5 mm	10 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	0,66	0,31
120 kV	0,81	0,04
140 kV	0,24	0,26

Tabla E.12: Determinación del ruido en la imagen para CT-12

Ruido CT-13		
Corte	7,5 mm	15 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	-0,68	-0,25
120 kV	-0,82	-0,7
140 kV	-0,17	-0,23

Tabla E.13: Determinación del ruido en la imagen para CT-13

Ruido CT-14		
Corte	3 mm	8 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	0,12	0,06
100 kV	0,14	0,07
120 kV	0,01	0,03
130 kV	0,05	0,08
140 kV	0,03	0,04

Tabla E.14: Determinación del ruido en la imagen para CT-14

Ruido CT-15		
Corte	3 mm	8 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	0,041	0,005
100 kV	0,557	0,044
120 kV	0,093	0,027
130 kV	0,071	0,095
140 kV	0,051	0,104

Tabla E.15: Determinación del ruido en la imagen para CT-15

Ruido CT-16		
Corte	2 mm	8 mm
Voltaje	% Ruido	% Ruido
80 kV	0,14	0,27
100 kV	0,51	0,39
120 kV	0,06	0,02
130 kV	0,03	0,13
140 kV	0,13	0,16

Tabla E.16: Determinación del ruido en la imagen para CT-16

BIBLIOGRAFÍA

- [1] IAEA, Dosimetry in Diagnostic Radiology. An International Code of Practice, IAEA Technical Report Series No.457 (Viena:International Atomic Energy Agency)(2006).
- [2] European Commission. European Guidelines for Quality Criteria for Computed Tomography, Report EUR 16262. Brussels: EC, 1999.
- [3] J.R.Holroyd. Recommendations for the Design of X-ray Facilities and the Quality Assurance of Dental Cone Beam CT Systems". Health Protection Agency. Great Britain, 2010.
- [4] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos Técnicos. Edicomplet. Madrid,2000.
- [5] NORMA VENEZOLANA COVENIN. Protección contra las radiaciones ionizantes provenientes de las fuentes externas usadas en medicina. parte 1: radiodiagnóstico médico y odontológico. Venezuela. FONDONORMA, 2000.

- [6] Jeannilet C. Giménez. Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Equipos de Tomografía Computarizada y Rayos X Convencionales"(Tesis de Licenciatura, Universidad de Los Andes, Venezuela, 2008).
- [7] Castillo Y. Rita. "Desarrollo de un Protocolo de Control de Calidad para Tomografía Computarizada Helicoidal"(Tesis de Licenciatura, Universidad de los Andes, Venezuela, 2008).
- [8] ICRU Report No.51, "Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry,"(Washington,DC: International Commission on Radiation Units and measurements)(1993).
- [9] ICRP Publication No.60, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP Volume 21/1-3.
- [10] International Electrotechnical Commission.Medical diagnostic X-ray equipment radiation conditions for use in the determination of characteristics, IEC 61267. Geneva: IEC, 1994.
- [11] International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging, IEC 61674. Geneva: IEC, 1997.
- [12] IAEA/ARCAL XLIX. Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología en América Latina y el Caribe.Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.2001.
- [13] Archer B R, Thornby J I and Bushong S C:"Diagnostic x-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation
Health Phys. 44 507-17, 1983.
- [14] Constantinou C., Harrington J.C, Cadieux R.A, Choi S., Vasa M.A: "Dosimetry at lung-muscle and lung-bone interfaces using 6MV and 10MV X-rays and 12-18

- MeV electrons", (Abstract). Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 15, Supplement 1, 244 (1988).
- [15] Mackie T.R, El-khatib E., Battista J., Scriver J., Van Dyk J and J.R Cunningham. "Lung dose corrections for 6 and 15 MV X-rays", Med.Phys. 12(3), 327 (1985).
- [16] IAEA. Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography. International Atomic Energy Agency TEC-DOC 1423, December 2004.
- [17] CIPR 73: Radiological Protection and Safety in Medicine, Pergamon Press, Oxford, 1996.
- [18] Jones, D G and Shrimpton, P C (1991). "Survey of CT practice in the UK. Part 3: Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques", NRPB-R250, Chilton / Shrimpton, P C, Jones, D G, Hillier, M C, Wall, B F, Le Heron, J C and Faulkner, K (1991). Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects. NRPB-R249, Chilton.
- [19] ICRP Publication 103. "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", Annals of the ICRP 37 (2-4), 2007.
- [20] G. Bongartz, S.J. Golding, A.G. Jurik, M. Leonardi, E. van Persijn van Meerten, R. Rodríguez, K. Schneider, A. Calzado, J. Geleijns, K.A. Jessen, W. Panzer, P. C. Shrimpton, G. Tosi: European Guidelines for Multislice Computed Tomography . European Commission. March 2004.