

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



**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MANIQUÍ Y  
PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA  
PANORÁMICAS DE MIEMBROS INFERIORES  
DESTINADAS A PROCEDIMIENTOS DE OSTEOTOMIA  
CORRECTIVA.”**

**Trabajo de Grado de Maestría presentado ante la  
ilustre Universidad Central de Venezuela por el Licenciado  
en Educación Mención Física José Eduardo Laya  
Marquez, para optar**

**al título de Magister en Física Médica.**

**Tutor : Dr. Miguel Martin Landrove.**

**Caracas – Venezuela  
04 de Abril de 2018**

## RESUMEN

El proyecto inicia con la necesidad existen en los centros de salud de efectuar estudios radiológicos panorámicos de miembros inferiores ya que pocos centros contaban con los sistemas necesarios y los que lo tenían presentaban problemas de obsolescencia, en este sentido se realizó un análisis de los elementos existentes en los Servicios de Radiología y con esta información generar una solución a esta necesidad del personal de médicos traumatólogos, en cuanto a disponer de imágenes panorámicas de Miembros Inferiores con fines diagnósticos o para la realización de procedimientos invasivos, en especial las osteotomías correctivas que requieren de una serie de mediciones con un grado de exactitud y precisión muy alto, en este sentido se identifica que en la gran mayoría de los centros de salud se cuenta con equipos emisores de radiaciones ionizantes equipos de Rayos X.

Se identificó que una de las necesidades para lograr realizar este tipo de estudios era contar con un soporte o Bucky que permitiera el uso varios chasis a los fines de obtener imágenes que pudiesen integrarse en una panorámica de miembros inferiores, en este sentido se diseñó un bucky capaz de contener tres chasis 14X17.

Luego se diseñó un maniquie antropomorfo que simulara las extremidades inferiores de un paciente, para lo que se efectuaron pruebas de materiales determinándose que el más idóneo de los materiales estudiados es el yeso. Los maniqués simulan las patologías existentes (Genus Valgus y Genus Varus) se elaboraron 6 maniqués que representan adultos y niños, sanos y con patología.

Usando los maniqués antropomorfos se adquirieron las imágenes de panorámicas de miembros inferiores y se adquirió los datos de donde se obtuvo las medidas de distancia y los ángulos de los ejes Mecánicos y ejes Anatómicos de cada miembro inferior.

Se analizó los resultados de las medidas adquiridas y se observó que no existía una variación en los ángulos medidos. Se observó una diferencia entre las medidas de distancia tomadas sobre los maniqués y las imágenes radiológica, por lo que se calculó de un factor de corrección de 0.904 muy cercano a uno pero significativo ya que se requiere una gran exactitud para fines diagnóstico y en especial para el abordaje correctivo por parte de profesional Traumatólogo.

**Palabras Clave: Maniqui, Maniquí antropomorfo, Bucky, Rx Panorámica de miembros inferiores, Control de Calidad, Diseño, Osteotomía, Genus varus, Genus valgus.**





VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el **Trabajo de Grado** presentado por: **JOSÉ EDUARDO LAYA MÁRQUEZ**, Cédula de identidad N° **10616973**, bajo el **título** titulada **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MANIQUÍ Y PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA PANORÁMICAS DE MIEMBROS INFERIORES DESTINADAS A PROCEDIMIENTOS DE OSTEOTOMIA CORRECTIVA.”**, a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de **MAGÍSTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA**, dejan constancia de lo siguiente:

1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día **04 de ABRIL de 2018** a las **09:00 A.M.**, para que el **autor** lo defendiera en forma pública, lo que **éste** hizo en **Sala de Seminario Guillermo Ruggeri**, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual **respondió satisfactoriamente** a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió **aprobarlo**, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por el **autor**, que se **ajusta** a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado representa un aporte en la determinación de un protocolo de medición de miembros inferiores en patologías *genus varus* y *genus valgus*.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los **04** días del mes de **Abril** del año **2018**, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como **Coordinador** del jurado el Dr. Miguel Martín Landrove (UCV)

Dr. Esteban Álvarez  
C.I. 9525744  
UCV

M.Sc. Jesús Romero  
C.I. 13309305  
GURVE

Dr. Miguel Martín Landrove  
C.I. 3982506  
UCV  
Tutor





UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
CENTRO DE ESTUDIOS DE POSTGRADO  
MAESTRIA EN FÍSICA MÉDICA

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MANIQUÍ Y PROTOCOLO DE  
CONTROL DE CALIDAD PARA PANORÁMICAS DE MIEMBROS  
INFERIORES DESTINADAS A PROCEDIMIENTOS DE  
OSTEOTOMIA CORRECTIVA.**

**LIC. JOSE EDUARDO LAYA MÁRQUEZ**

**CARACAS, MARZO 2018**



## RESUMEN

El presente trabajo se inicia con la necesidad, que existe en los centros de salud de efectuar estudios radiológicos panorámicos de miembros inferiores ya que en el momento comenzar la investigación, muy pocos centros cuentan con los sistemas necesarios y los que lo tienen presentan problemas de obsolescencia, por ser sistemas de películas radiográficas; lo que representa un problema; ya que las mismas están dejando de ser fabricadas o sus costos son muy elevados, en este sentido se realizó un análisis teórico de los elementos existentes en los Servicios de Radiología y con esta información generar una solución a esta necesidad del personal de médicos traumatólogos, en cuanto a disponer de imágenes panorámicas de Miembros Inferiores con fines diagnósticos o para la realización de procedimientos invasivos, en especial las osteotomías correctivas que requieren de una serie de mediciones con un grado de exactitud y precisión muy alto; en este sentido se identifica que en la gran mayoría de los centros de salud, se cuenta con equipos emisores de radiaciones ionizantes como por ejemplo equipos de Rx Convencionales Equipos Portátiles, equipos Telecomandados y otros.

Se identificó que una de las necesidades para lograr realizar este tipo de estudios es contar con un soporte o Bucky que admita el uso varios chasis a los fines de obtener imágenes que puedan integrarse en una panorámica de miembros inferiores, en este sentido se diseñó un bucky, capaz de contener tres chasis 14X17 solapándose parte de sus bordes para luego lograr una unión con el uso de marcadores radio opacos que garantizan una unión en el lugar exacto en el que coinciden ambas imágenes.

Una vez obtenidas las imágenes se procedió a diseñar un maniquí antropomorfo que simulara las extremidades inferiores de un paciente, para lo que se efectuaron pruebas de materiales determinándose que el más idóneo de los materiales estudiados es el yeso con una proporción de cola plástica y para lograr una mayor atenuación de la radiación se añadió bario a la solución con la que se elaboró el

yeso. Cada maniquí está compuesto de un soporte elaborado en madera que abarca el área del bucky y al que se pegó una maya plástica radio lucida, sobre la que se ubica cada artefacto que representa una estructura ósea que simula los huesos de un paciente, a los fines de evaluar un paciente normal y las patologías existentes (Genus Valgus y Genus Varus) se elaboraron seis maniqués que representan adultos y niños, sanos y con patología.

Usando los maniqués antropomorfos se adquirieron las imágenes de panorámicas de miembros inferiores y se obtuvieron los datos, de donde se registraron las medidas de distancia y los ángulos característicos de correspondientes a los ejes Mecánicos y ejes Anatómicos de cada miembro inferior.

Se analizó los resultados de las medidas adquiridas y se observó que no existía una variación en la correspondencia entre los ángulos medidos sobre los maniqués y las medidas adquiridas en las imágenes radiológicas de miembros inferiores luego de la fusión de las imágenes. En este mismo sentido se analizó la medidas de distancia tomadas sobre los maniqués y las imágenes radiológicas, encontrándose una pequeña variación que dio origen al cálculo de un factor de corrección de 0.904 muy cercano a uno, pero significativo ya que se requiere una gran exactitud para fines diagnósticos y en especial para el abordaje correctivo por parte de profesional Traumatólogo.

## Agradecimientos

Quiero expresar mi agradecimiento a Dios y todas las personas e instituciones que directa o indirectamente me han ayudado en la realización de este trabajo. En especial a:

- A Dios por darme la fortaleza, el apoyo y la fe para lograr culminar este trabajo, brindándome la ayuda necesaria en todo momento.
- Al Hospital militar Dr. “Vicente Salías Sajonas” y sus autoridades por la ayuda prestada y sus autoridades por el apoyo y colaboración prestada para la realización de este trabajo.
- Clínica Materno Infantil Leopoldo Aguerrevere, por facilitar los equipos, casos clínicos e información necesaria para el cosecusion de este trabajo.
- A la Dra Norma Ramirez y Al Dr. Adolfo Santana, por el apoyo incondicional, consejos, guías, enseñanzas y conocimiento impartidos que me permitieron la ejecución de esta investigación.

Y en el plano personal tengo que expresar mi agradecimiento a:

- Mis padres Carlos y Olide por estar siempre apoyándome, prestos a colaborar y ayudarme a lo largo de toda mi vida.
- A mi querida esposa Olinda y mis hijos Rafael y Carlos por su ayuda y comprensión.

# Índice general

1. Introducción	1
1.1. Objetivos	4
2. Principios Básicos	5
2.1. La Producción de Rayos X	5
2.2. Interacción de los Rayos X con la materia.	6
2.3. Detección de los Rayos X	10
2.3.1 Película radiográfica.	11
2.3.2 Radiología Digital	12
2.4. Colimación del haz de rayos X	13
2.5. Equipos de Rayos X	14
2.5.1 Equipo de Rx Convencional	15
2.5.2 Equipo de Rx Portatil	17
2.5.3 Equipo de Rx Telecomandado	19
2.5.4 Tomografos	21
3. Parámetros Físicos en Radiología diagnostica	24
3.1. Programa de Protección Radiológica.	25
3.2. Parámetros Eléctricos y Mecánicos.	26
3.3. Parametros fisicos.	27
3.3.1. Campo luminoso.	27
3.3.2. Haz de radiación.	28
3.3.3. Distancia tubo - película.	28

3.3.4. foco de tubo de Rayos X . . . . .	28
3.3.5. filtro del haz de radiación . . . . .	29
3.3.6. Rejilla antidifusora. . . . .	29
4. Protocolo de Control de Calidad en radiología diagnostica	31
4.1. Parámetros de control de calidad. . . . .	35
4.1.1. Controles de seguridad mecánicos y eléctricos . . . . .	35
4.1.2. Alarmas sonoras, interruptores de radiación Y emergencia, barras anticolidión . . . . .	36
4.1.3. Exactitud de las escala . . . . .	37
4.1.4. comprobación de todos los movimientos del equipo y sus componentes . . . . .	38
4.1.5. Integridad de los accesorios . . . . .	39
4.1.6. Controles visuales . . . . .	40
4.1.7. Determinacion del tamaño del punto focal . . . . .	41
4.1.8. Desviacion de la imagen de rayos X con el cambio del tamaño despunto focal . . . . .	42
4.1.9. Proteccion de sobrecarga . . . . .	43
4.1.10. Cronometros de exposición . . . . .	44
4.1.11. mR/mAs . . . . .	45
4.1.12. Linealidad, reproductibilidad y consistencia de la exposición . . . . .	46
4.1.13. Calibracion del kVp . . . . .	47
4.1.14. Espesor hemireductor y filtración total . . . . .	47
4.1.15. Simetria, paralelismo y ortogonalidad del campo luminoso . . . . .	49

4.1.16. Simetria, paralelismo y ortogonalidad del campo de radiación. ....	49
4.1.17. Congruencia del reticulo con el centro luminoso y el centro del campo de radiación. ....	51
4.1.18. Congruencia entre el tamaño de campo luminoso y de radiación. ....	52
4.1.19. Alineacion del haz luminoso y de radiación. ....	53
4.1.20. Colimacion automatica y exactitud de las escalas x-y	54
4.1.21. Perpendicularidad del haz de rayos X y exactitud del indicador de DFS. ....	54
4.2. Diseño y ejecución del protocolo de control de calidad básico	56
5. Metodologia a implementar para la recolección de datos .....	62
5.1. Elaboración del bucky para panorámicas de miembros inferiores	62
5.1.1. Materiales y diseño de bucky para adquirir imágenes de panorámicas de miembros inferiores. . .	63
5.1.2. Materiales necesarios. ....	63
5.1.3. Diseño del Bucky para panorámicas de miembros inferiores. ....	64
5.2. Diseño y elaboración de maniquí antropomórfico. ....	68
5.2.1. Antecedentes. ....	70
5.2.2. Parámetros geométricos a evaluar. . . ....	73
5.2.3. Parámetros de control de calidad de la imagen. ....	73
5.3. Materiales estudiados para el diseño del maniquí antropomorfo.	75
5.3.1. Iodo (contraste endovenoso). ....	75
5.3.2. Iodo (contraste endovenoso) en gelatina. ....	78

5.3.3. Yeso . . . . .	81
5.3.4. Analisis de materiales propuestos para el maniquí antropomorfo. . . . .	83
5.3.5. Pruebas realizadas para la selección del material. . . . .	84
5.4. Materiales seleccionados. . . . .	95
6. Recolección y análisis de datos. . . . .	98
6.1. Materiales. . . . .	98
6.1.1. Soporte. . . . .	99
6.1.2. Artefactos. . . . .	103
6.1.3. Guías visuales de los ejes mecánicos y ejes anatómicos. . . . .	110
6.2 Imágenes radiológicas del maniquí. . . . .	112
6.2.1 Maniqui de adulto en sus tres versiones. . . . .	112
6.3 medidas de distancia y ángulos sobre los maniquís. . . . .	120
6.4 Análisis de los resultado de las medidas de distancia. . . . .	129
6.5 Análisis de los datos obtenidos al medir los ángulos . . . . .	137
6.5.1 Análisis de las medidas de los ángulos característicos sobre las proyecciones y maniqués que simulan adultos. . . . .	139
6.5.2 Análisis de las medidas de los ángulos característicos sobre las proyecciones y maniqués que simulan niños. . . . .	142
7. Conclusiones. . . . .	146
Referencias bibliográficas . . . . .	148



# Capítulo 1

## Introducción

La investigación del presente tema surge por el interés de conocer si es posible que en un Servicio Radiología convencional, que cuente con un sistema de imágenes digitalizadas se pueda desarrollar e implementar todos los elementos necesarios para obtener imágenes panorámicas de miembros inferiores conducentes a un diagnóstico médico apropiado o acciones correctivas como por ejemplo: Las osteotomías correctivas, y validar estas imágenes con mediciones comparativas para la verificación de su exactitud y precisión, en este sentido se elaboró un bucky para medición de miembros inferiores. La medición de miembros inferiores es una de las aplicaciones de los Rx que constituye un estudio especial solicitado por los médicos traumatólogos. Por medio de este estudio diagnóstico es posible determinar la diferencia de distancia existente entre los miembros inferiores, desviación de los ejes mecánicos y eje anatómico del paciente y con estos valores determinar una conducta apropiada para abordar la patología que presente el paciente según los recursos disponibles.

En la actualidad este es un estudio diagnóstico solicitado por los profesionales en la especialidad de traumatología para determinar la conducta a seguir cuando existen diferencias entre los miembros inferiores que pueden generar la aparición de lesiones y requieran la intervención médica o procedimientos invasivos.

Debido a esta necesidad de generar el apoyo técnico científico al profesional de traumatología se inicia una evaluación de las herramientas necesarias para satisfacer esta carencia, ya que uno de los grandes problemas actuales es que no existe un número suficiente de servicios de Radiología que cuenten con la capacidad de realizar adquisiciones de imágenes panorámicas de miembros inferiores.

Las causas de esta situación son muy variadas, entre ellas podemos mencionar, la obsolescencia de los equipos o desincorporación por fallas mayores, aunado a los altos costos de los mismos, deficiencias en mantenimientos apropiados para los equipos existentes y la falta de dotación de éstos, por su alto costo. Por esta razón resulta necesario como primer paso diseñar e implementar un sistema de adquisición de imágenes de panorámicas de miembros inferiores.

La investigación se realizó por el interés de proporcionar al personal médico las imágenes necesarias para lograr un diagnóstico oportuno o llevar a cabo las acciones correctivas que requiere el paciente, y en las instituciones de salud que no poseen sistemas de adquisición de imágenes panorámicas de miembros inferiores; ya que permite elaborar los elementos necesarios para adquirirlas, en el ámbito profesional.

El trabajo aportó gran cantidad de herramientas, ya que durante todo el proceso de diseño del bucky para la adquisición de imágenes de miembros inferiores se logra un entendimiento de los procesos y sistemas, tanto, emisores como detectores, así como en los procedimientos de control de calidad de los equipos emisores de radiación. En cuanto al diseño del maniquí, representa un aporte a la validación de las imágenes procesadas y para el personal médico, genera la confianza en las medidas tanto de distancias como de ángulos requeridos por estos profesionales de la salud.

En el marco del método científico, una vez identificado el problema se procedió a seguir la siguiente metodología, durante la investigación observo mediante la inspección a los centros de salud, en específico a los servicios de Radiología las condiciones y equipos emisores de radiación existentes, con los que es posible adquirir panorámicas de miembros inferiores, entre los cuales destacan los equipos de Rx convencionales, Equipos Telecomandados y los Equipos de Rx portátiles.

Una vez obtenida esta información se procedió al diseño de un bucky para la adquisición de imágenes de miembros inferiores, para la validación de las

imágenes obtenidas, se diseñó un maniquí que simula los miembros inferiores de pacientes con patología y normal, de diferentes edades (niños y adultos).

La investigación se desarrolló dentro del marco de las normas COVENIN 218-1, que son las normas que rigen el uso de las radiaciones ionizantes; en este sentido las normas establecen los controles de calidad sobre los equipos emisores de radiaciones ionizantes y en dos casos particulares (tomografía y mamografía) son específicos en cuanto a los controles de calidad de la imagen obtenida por estos equipos, por lo que es importante destacar que el presente trabajo representa un aporte a los controles de calidad de imagen de miembros inferiores.

El presente trabajo de investigación se desarrolla en forma progresiva, los fundamentos y los procesos seguidos para el logro de los resultados se desarrollaron en una forma sencilla estructurada en siete (07) Capítulos :

**Capítulo 1:** Introducción, en este capítulo se muestra al lector un breve recorrido por los procesos y el desarrollo de la investigación, dejándose ver los resultados.

**Capítulo 2:** Principios básicos, el lector es introducido en los fundamentos teóricos que serán el fundamento para comprender el desarrollo de la investigación.

**Capítulo 3:** Parámetros físicos de los equipos emisores de Rayos X, el lector es introducido en los parámetros característicos de los equipos emisores y por ende de aquellos parámetros que serán evaluados en los controles de calidad.

**Capítulo 4:** Protocolo de control de Calidad: en este capítulo se analizan los protocolos que el marco legal establece para el uso de equipos emisores de radiaciones ionizantes con fines diagnósticos en seres humanos.

**Capítulo 5:** Metodología a implementar para la recolección de datos, en este capítulo se abordan los procedimientos y pasos requeridos para obtener las imágenes de panorámicas de miembros inferiores, entre los que destaca el diseño del bucky, pruebas sobre los materiales, elaboración de los artefactos del maniquí.

**Capítulo 6:** Recolección y análisis de resultados, en este capítulo se analizan los datos obtenidos y se muestran los procedimientos de ensamblaje del maniquí.

**Capítulo 7:** Conclusiones, en él se muestra al lector los resultados y conclusiones del trabajo de investigación.

## 1.1 Objetivos

### **Objetivo principal.**

Determinar la factibilidad de diseñar un maniquí antropomórfico (2D) con el que se pueda efectuar el control de calidad de un sistema de adquisición de imágenes de panorámicas de miembros inferiores.

### **Objetivos específicos**

- Seleccionar el material que brinde la mayor confianza y el margen de error acorde con las normas que rigen el control de calidad en radiodiagnóstico.
- Diseñar la configuración apropiada para obtener los resultados cuantitativos y cualitativos necesarios para evaluar los equipos que se desean estudiar, y en función de estos generar un informe de los resultados.
- Hacer pruebas de campo adquiriendo datos de los diferentes equipos donde se realizan adquisiciones de imágenes de panorámicas de miembros inferiores, existentes en la región capital; siempre y cuando las instituciones así lo permitan.
- Diseñar un maniquí que permita efectuar controles de calidad sobre los parámetros de distancia, ángulos, alto contraste y bajo contraste.
- Implementar un soporte para los chasis 14X17 que permita un arreglo del que se pueda generar una imagen panorámica de miembros inferiores estableciendo un protocolo para la manipulación de las imágenes y efectuar la comparación de este método con los métodos comerciales.
- Determinar la factibilidad de determinar el CORA con software existente con licencia libre o de bajo costo y generar un protocolo que regule estos procedimientos.
- Usando un detector de estado sólido, Marca SoliDose, determinar las dosis de entrada y evaluar las dosis en paciente, de modo que el médico tratante pueda considerar las dosis acumuladas del paciente en todo el proceso, ya que un paciente típico puede requerir un gran número de estudios radiológicos.

# Capítulo 2

El presente capítulo, se redactó pensando en proporcionar al lector las herramientas teóricas necesarias para entender la producción de las radiaciones ionizantes, su interacción con la materia y los equipos que se encuentran por lo general presentes en un servicio de radiología típico, introduciendo de esta forma al lector en los conocimientos que fundamentan la investigación y que posteriormente serán el fundamento para los diseños tanto del bucky como del maniquí antropomorfo.

## Principios Básicos

### 2.1. La producción de Rayos X

Los rayos X tienen longitud de onda en el intervalo de aproximadamente  $10^{-8}$  m a  $10^{-12}$  m dentro de lo que se conoce como espectro electromagnético, este espectro está dividido en regiones caracterizadas por la longitud de onda que nos indica la energía en la que estamos ubicados. La forma más común de rayos X es la desaceleración de electrones de alta energía que bombardean a un blanco metálico, desde su descubrimiento a los rayos X han tenido múltiples aplicaciones en medicina, industria y otros.

Un tubo generador de Rayos X convencional está constituido básicamente de un cátodo y un ánodo colocados dentro de un envase de vidrio una ampolla al vacío (Fig. 2.1). El cátodo consiste en un filamento de wolframio, a través del cual se hace pasar una corriente que produce una nube de electrones a su alrededor, emisión termoiónica generando un haz de electrones, el cual es acelerado por una diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo, hacia un blanco denominado ánodo de wolframio el cual actualmente es rotatorio lo que permite una mayor eficiencia generadora. Los electrones al ser frenados bruscamente en el blanco, emiten radiación electromagnética conocido como espectro continuo o (bressthahlung) [3].

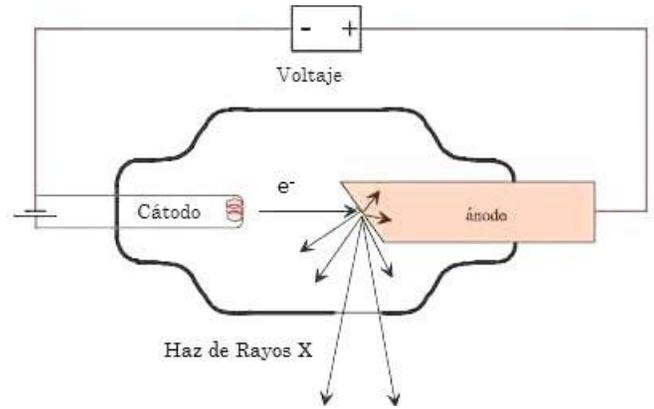


Figura 2.1: El tubo de rayos X funciona básicamente mediante un filamento de wolframio (cátodo), al aplicar una corriente eléctrica, se calienta a grandes temperaturas, generando así un flujo de electrones que son acelerados hacia el ánodo de wolframio por medio de un voltaje, de lo cual se desprende radiación infrarroja y rayos X.

El número atómico del material del que está construido el blanco y la velocidad del haz de electrones determina la energía máxima y la forma del espectro (Fig. 2.2), otro componente del espectro de rayos X, es la radiación característica, la cual se debe a transiciones electrónicas entre estados excitados en los átomos del blanco que se producen cuando un electrón de muy alta energía interactúa con un electrón ubicado en la capa interna de un átomo del blanco, este último recibe suficiente energía como para salir de su estado fundamental y escapar del átomo originando un hueco en dicha capa donde los electrones de energía más alta pasan a llenar el hueco, las transiciones electrónicas consiguientes se acompañan de las emisiones de rayos X. La constante excitación y recuperación de su nivel fundamental por parte de los electrones de la capa interna es responsable de la generación de calor en el ánodo de los tubos de rayos X, por lo general, más del 99% de la energía cinética del proyectil se convierte en energía térmica, lo que deja menos de 1% disponible para producir rayos X.

## 2.2. Interacción de los Rayos X con la materia

En radiología convencional, en los equipos fijos la energía aplicada se encuentra entre 40KV y 150KV y los equipos portátiles entre 50KV y 100KV, por ello las

interacciones más importantes en el intervalo de energía aplicada son el efecto fotoeléctrico (Fig. 2.2) y la dispersión Compto (Fig.2.3).

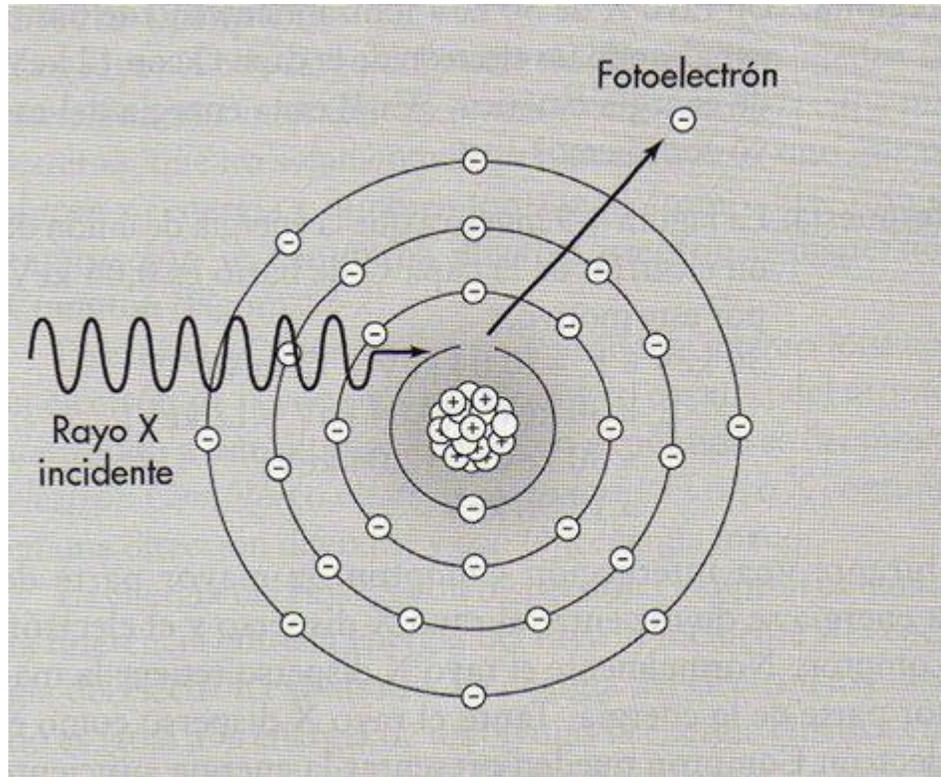


Figura 2.2: En la imagen se observa un haz de rayos X que incide sobre un átomo, el mismo suministra a un electrón interno la energía suficiente para ser expulsado del átomo y está vacante posteriormente es llenada por un electrón externo del átomo liberando energía en forma de radiación característica.

Efecto fotoeléctrico, este fenómeno físico en el que una radiación electromagnética incidente interacciona con la materia transfiriéndole energía a un electrón que es arrancado del átomo con una energía cinética determinada igual a la energía transferida por la radiación incidente menos la energía de ligadura del electrón.

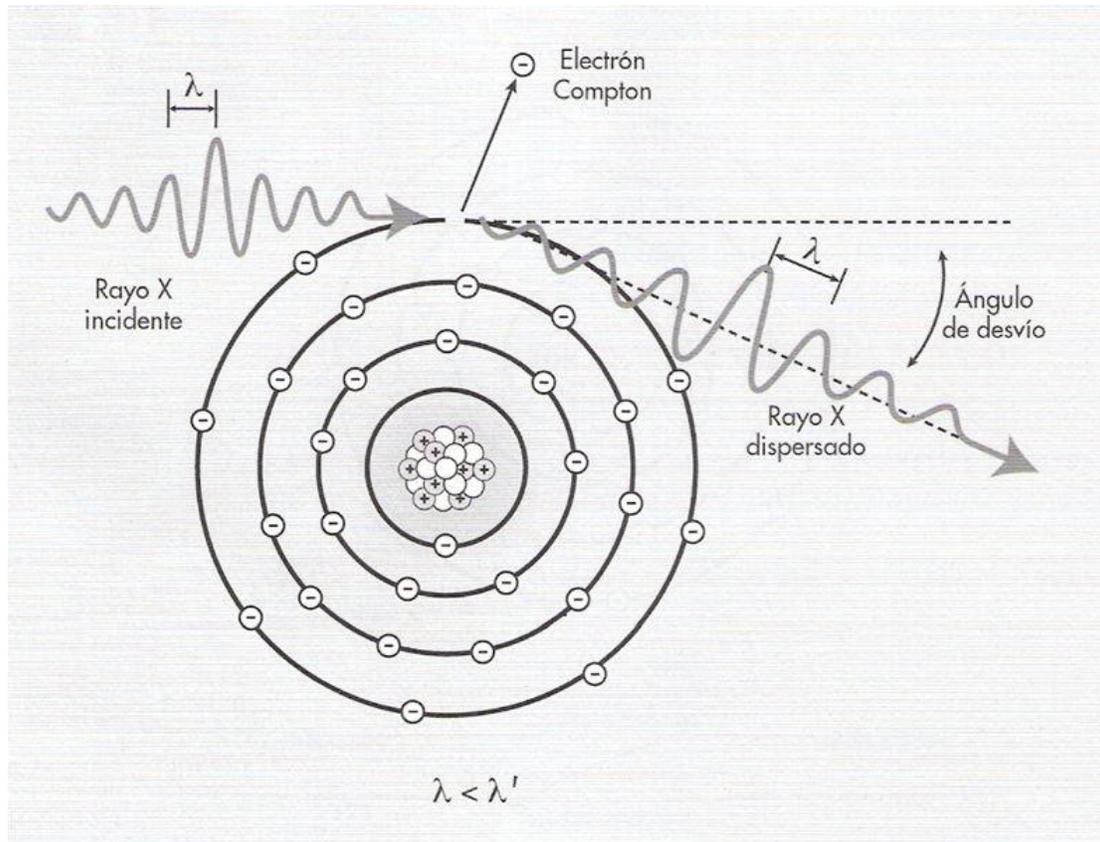


Fig 2.3: en la figura se observa como un haz incide sobre un átomo y extrae del átomo un electrón de las capas externas desviándose un ángulo y cambiando su longitud de onda inicial.

Efecto Compton o dispersión Compton, es una de los mecanismos de interacción de la radiación electromagnética con la materia que se produce cuando un fotón interactúa con un electrón libre o débilmente ligado al átomo, transfiriéndole parte de su energía y resultando a su vez dispersado con menor energía que la inicial y por lo tanto con una frecuencia menor que la inicial.

Existen otros efectos presentes pero la probabilidad de observarlos, con esta energía es muy baja y no es significativo su frecuencia de aparición si la hubiere, desintegración fotónica, formación de pares y dispersión coherente, estos tres últimos ocurren con energías inferiores a los rayos X o superiores; por lo que no son relevantes en este trabajo ya que trabajaremos con rayos X para la obtención de las imágenes diagnósticas necesarias.

Los rayos X que interactúan con la materia pueden experimentar una interacción foto eléctrica la cual se traduce para efectos prácticos en un aporte a la información recopilada por el detector detrás del paciente (película o detectores digitales) ya que un número proporcional a la densidad de la materia que interactúe con el haz de rayos X será detenido generando zonas donde la cantidad de fotones de alta energía detectados será menor que otras permitiendo la formación de una imagen en el detector correspondiente a la forma del objeto interpuesto entre el haz de radiación y el detector, proporcionando información muy importante y si se quiere la mayor contribución a la imagen diagnóstica, en este mismo sentido estará también presente el efecto Compton cuya contribución a la imagen se produce por la desviación de los rayos X al interactuar con la materia, generando que se originen áreas de superposición de fotones Compton sobre áreas de contribución fotoeléctrica, lo que podemos observar sobre la imagen es una difusión de la imagen que deberíamos obtener, por lo que estos fotones harían que la imagen sea borrosa, a los fines de eliminar esta contribución que está presente en mayor grado, cuanto mayor sea la materia con la que interactúe para fines prácticos se utiliza rejillas antidifusoras que eliminan estos fotones mejorando la calidad de la imagen. El uso de estas rejillas es muy importante cuando se trata de ver estructuras donde se superpone mucha materia como por ejemplo abdomen, tórax, etc. En los casos donde no existe una interacción tan acentuada se puede prescindir de las rejillas, ejemplo Rx de Mano, codo etc.

Es necesario tomar en cuenta que el uso de las mismas aumenta la cantidad de fotones requeridos para formar una imagen diagnóstica, por lo que se requiere una dosis mayor, aun cuando los principios del uso de las radiaciones ionizantes nos dicen que si la solicitud está justificada, no se debe sacrificar calidad de imagen para disminuir las dosis, es decir, se debe usar la dosis que se requiera para obtener la mejor calidad de imagen que sea razonablemente posible, tomando en cuenta todos los factores de protección radiológica aplicables al caso.

Este proceso de formación de la imagen de rayos X se puede ver más claramente (Fig. 2.4) si entendemos que toda imagen se forma de la diferencia entre rayos X absorbidos fotoeléctricamente y los no absorbidos esta característica se denomina absorción diferencial; y son la base fundamental para los procesos de atenuación del haz de rayos X.

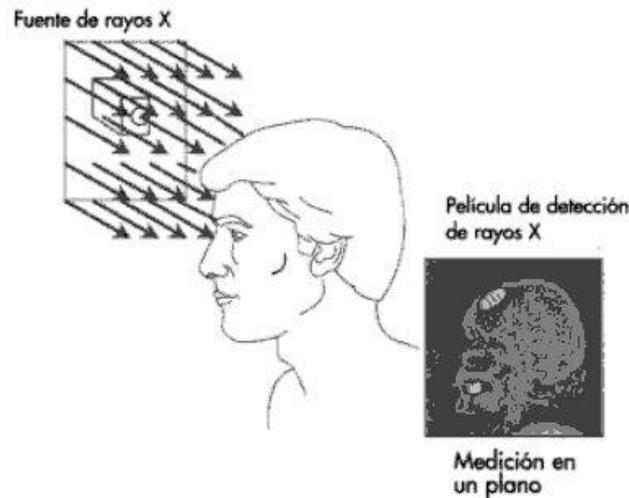


Figura 2.4: Los rayos X que inciden sobre el cuerpo, puede ser: absorbidos, dando lugar a zonas brillantes en la imagen; dispersados, generando distorsiones; o no interactuando con la materia produciendo las zonas oscuras en la imagen.

### 2.3. Detección de los rayos X

La radiología convencional hoy en día cuenta con una gamma de detectores que permiten adquirir las imágenes radiológicas provenientes del conjunto, tubo de rayos X, paciente (materia) con el que interactúa el haz de radiación y el medio detector que permite la formación de la imagen diagnóstica, su procesamiento y almacenamiento para su conservación.

En la actualidad existe en general dos tipos de detectores que permiten la formación de imágenes diagnósticas, uno de ellos es la película radiográfica que hoy en día tiende al desuso con el advenimiento de otros tipos de detectores del

que hablaremos, los detectores digitales que permiten adquirir la imagen radiográfica como una imagen digital.

### **2.3.1 Película radiográfica**

La película radiográfica es uno de los medios más usados hasta hace algunos años para detectar y fijar una imagen formada por radiaciones ionizantes con fines diagnósticos, es usada no solo en radiodiagnóstico, también es usada en radioterapia para realizar la ubicación y planificación de los tratamientos, en controles de calidad de los diferentes equipos tanto de diagnóstico como de tratamiento que generan radiaciones ionizantes y en otros campos como la industria.

Las películas radiográficas son en esencia similares a las películas fotográficas usadas comercialmente, variando el formato y por lo general su calidad es superior al de las películas fotográficas ya que las mismas son sometidas a estrictos controles de calidad, las películas radiográficas están compuestas por capas que cumplen funciones específicas para la protección y formación de la imagen radiográfica, en forma general son la base y la emulsión, entre la base y la emulsión encontramos una capa de adhesión que las une uniformemente y una capa externa, generalmente llamada recubrimiento que brinda protección a los componentes químicos de la película garantizando su funcionamiento correcto al momento de su uso.

La base tiene un espesor que varía entre 150 y 300  $\mu\text{m}$ , provee la estructura sobre la cual el revestimiento químico formará la imagen, es semirrígida, transparente y por lo general el fabricante agrega un grado de colorante azul a la base para disminuir el cansancio visual causado al Médico Radiólogo en la constante actividad diagnóstica.

La emulsión, podemos decir que es la capa donde se forma la imagen al interactuar con los rayos X y los fotones generados en las pantallas intensificadoras, es por lo general de un espesor de 3 a 5  $\mu\text{m}$ , la cual está

compuesta por cristales haluro de plata que es el componente activo de la emulsión por su alta reactividad que al interactuar con los fotones generan la imagen latente que al ser procesada con reacciones químicas en un proceso llamado revelado que consiste en una reacción química en la que se forma la imagen y luego se fija la imagen con otro proceso químico, este proceso es llevado a cabo hoy en día en procesadoras automáticas donde la película expuesta es transportada a través del líquido revelador, luego lavada con agua y posteriormente tratada con el fijador dando origen a una imagen radiográfica.

### **2.3.2 Radiología digital**

El inicio de este tipo de detectores tiene su origen en los años 70, cuando como complemento de los tomógrafos computarizados se desarrollo los primeros sistemas de imagen digital, en general existen dos formas de capturar imágenes radiográficas digitales, mediante pantallas fotodetectoras o usando sistemas transistorizados de detección directa, los dos sistemas son usados en la actualidad presentando ventajas que permiten el manejo digital y una calidad de imagen de muy alta calidad.

Pantallas fotodetectoras, es llamado radiografía computarizada (CR), y usa una pantalla fosforescente fotoestimulable como el receptor de la imagen y un haz de área. Se han introducido sistemas de imagen más nuevos basados en los dispositivos de captura directa transistorizados, como selenio, silicio y transistores de película delgada (TIT, thin-film transistors) como receptor de la imagen.

**Las pantallas fosforescentes fotoestimuladas** funcionan usando la propiedad que tiene algunos materiales de fosforescentes de almacenar la energía del haz de radiación incidente al excitar un electrón el cual permanece en una órbita superior o en un estado de energía superior hasta que es estimulado por un haz de luz de una longitud de onda predefinida, en ese momento esos electrones vuelven a su estado de equilibrio liberando un fotón característico el cual es detectado por un scanner calibrado para captar ese nivel de energía y adquiere los datos necesarios para formar la imagen, el funcionamiento de estos equipos es

muy parecido al de los sistemas de revelado convencional ya que se sigue el mismo esquema, el chasis contiene una pantalla fosforescente fotoestimulada en lugar de la película, se expone a la radiación ionizante que atraviesa al paciente y esta información queda almacenada en forma de electrones excitados que serán liberados al ser estimulados por un haz de luz intensa, el scanner los detectará y siguiendo un sistema de matriz los convertirá en una imagen digital que podrá ser manipulada y almacenada en formato digital.

### **Sistemas de captura directa**

Los sistemas de captura directa consisten en cristales fotoestimulables que generan fotones de luz al incidir radiación ionizante sobre ellos, esta luz es transformada en una señal y un sistema electrónico transforma esta señal amplificándola y mejorándola, ubicando cada pixel según la matriz de la imagen hasta formar una imagen digital final.

En la actualidad ambos sistemas conviven y es difícil saber cual prevalecerá al final o si ambos coexistirán complementándose.

### **2.4. Colimación del haz de Rayos X**

En radiología convencional uno de los sistemas más importantes es el del colimador cuya función principal es restringir el haz de radiación que emite el tubo a un área requerida impidiendo que llegue radiación a regiones no deseadas, su utilidad práctica es de gran importancia para la elección del área de interés de la que se desea obtener la imagen radiológica solicitada y en este mismo sentido como elemento principal de protección radiológica al paciente permitiendo que solo el área de interés sea expuesta, garantizando la protección del resto del cuerpo.

El sistema de colimación se encuentra entre el tubo de rayos X y el paciente consta de un soporte, en forma general son conocidos como dispositivos de

restricción del haz de radiación, los equipos de radiología convencional, telecomandados y portátiles están provistos de colimadores de abertura variable, este sistema es llamado en forma general colimador y esta acoplado al tubo de rayos X, el cual esta encapsulado en una carcasa metálica que le brinda protección y a su vez evita la salida de la radiación que puede dispersarse restringiendo la salida de radiación únicamente hacia el colimador, la radiación pasa inicialmente por el obturador de entrada que está rodeado por una barrera fija que atenúa la radiación hasta valores no significativos, la caja o revestimiento del colimador contiene los sistemas eléctricos y mecánicos que permiten la restricción del haz, dentro de esta caja se encuentra un sistema de luz (bombillo de alta intensidad) y espejo que permite iluminar simulando el haz de radiación el mismo se puede hacer coincidir con el haz de radiación ajustando las distancias y ángulos del espejo y el bombillo, de hecho es uno de los controles de calidad principales realizados a los equipos de radiología diagnóstica, luego se encuentran los obturadores transversales y longitudinales que se mueven en parejas simétricamente al centro del haz de radiación permitiendo que la combinación de movimientos de los obturadores permitan el paso de un haz de forma cuadrada o rectangular según lo deseado.

## **2.5 Equipos de Rayos X**

Los equipos de rayos X se convirtieron en un instrumento de uso indispensable para la práctica médica, debido a que son la forma más rápida, confiable de obtener una gran cantidad de información con un estudio no invasivo generando imágenes que permiten evaluar estructuras internas con un riesgo mínimo para el paciente podemos decir que todo equipo que para generar una imagen diagnóstica genera radiación ionizante en general es un equipo de rayos X, pero con el aumento de la tecnología informática, la especialización de los estudios radiológicos y otros factores, podemos encontrar que en la actualidad los equipos de radiología o equipos de rayos x se subdividen según el estudio especial para el cual estén diseñados en densitómetros óseos, mamógrafos, tomógrafos, etc.

En forma general podemos decir que todos están formados básicamente por los mismos sistemas, sistema eléctrico (transformador y circuitos de alta tensión) sistema generador de radiaciones ionizantes (tubo de Rayos X), sistema de colimación o restricción del haz de radiaciones, sistemas de soporte del pacientes (mesa o camilla), bucky con rejillas anti difusoras y sistemas de formación de imágenes que pueden ser chasis películas, pantallas digitales o sistemas de captura de imágenes directas. En este sentido, revisaremos con mayor detalle los equipos en los que se pueden realizar estudios de panorámicas de miembros inferiores.

### **2.5.1 Equipos de rayos X convencionales**

Los equipos de Rx convencionales están conformados por un tubo de rx, una mesa o camilla de paciente, una consola de mandos y un transformador de voltaje, el tubo esta soportado por una torre móvil que permite posicionarlo a la distancia y dirección del paciente deseada por el operador, es un equipo fijo ubicado en una sala diseñada para mantenerlo protegido y a la vez proteger a los usuarios y publico de las radiaciones ionizantes, mediante un grupo de barreras que atenúan las radiaciones ionizantes hasta alcanzar valores muy bajos o por debajo de los valores legalmente permitidos para el personal y el público.

Por lo general los equipos convencionales también poseen un Bucky de pared para obtener imágenes de tórax, columna y otras partes de la anatomía que así lo requieran, el mismo está compuesto por una columna que permite su desplazamiento arriba y abajo, lo que facilita el posicionamiento del paciente, otro de los componentes del Bucky es una rejilla anti difusora que contribuye con la calidad de la imagen evitando que los rayos dispersos contribuyan en la formación de la imagen, por lo que las imágenes son de mejor calidad aún cuando las dosis aumentan motivado a que es necesario una mayor técnica.



Figura 2.5: Equipo de Rayos x convencional, formado por la mesa, bucky de pared, tubo de rayos x y transformador



Figura 2.6: Tubo de Rayos X y colimador del haz de radiación.



Figura 2.7: transformador de alto voltaje.



Figura 2.8: bucky de pared.

### 2.5.2 Equipos de rayos X portátil

El equipo de Rx portátil es un equipo muy versátil y muy simple, no es un equipo fijo, el mismo está provisto de ruedas que le permiten desplazarse a diferentes salas, cuenta con un brazo que sostiene el tubo y el conjunto de colimación, la consola y el transformador están ubicados en el cuerpo del equipo y actúan como un contrapeso que garantiza la estabilidad cuando el brazo se mueve para direccionar el rayo a un paciente.



Figura 2.9: en la figura de muestra un equipo portátil, el cual cuenta con un sistema de ruedas direccionables con una palanca y un transformador de alto voltaje que alimenta al tubo de Rayos X, con un colimador y un disparador con cable extensible, y sistema de control remoto opcional.

### 2.5.3 Equipos de rayos X telecomandado

Los telecomandados son equipos fijo de gran tamaño y una mayor potencia pudiendo manejar técnicas radiológicas más altas que las que se obtienen con un equipo convencional, la distancia fuente paciente es menor ya que la configuración de la torre – mesa permite una distancia máxima de 1.50 mts, operativamente las imágenes diagnosticas que se obtienen pueden tener una ampliación motivado al efecto de dispersión de los rayos generados y la distancia, por lo que no es utilizado para estudios como Rx de tórax pulmonar y otros donde la ampliación generada, pueda producir una duda en el diagnóstico, habitualmente estos equipos cuentan con un sistema de fluoroscopia con cámaras de video que permiten ubicar regiones anatómicas y ver procedimientos en el momento en que los mismos se efectúan pudiendo ver imágenes dinámicas, por lo que corrientemente se utilizan para estudios especiales, como tránsitos intestinales, enemas de bario y otros.



Figura 2.10: en la figura de observa un equipo telecomandado, observándose la camilla, el tubo de Rayos X con el colimador, el porta chasis y transformador, estos equipos cuentan con una consola que permite mover la camilla, y torre del tubo a voluntad del usuario.



Figura 2.11: consola de mando de un equipo telecomandado, en la misma se puede observar los mandos de movimiento de la camilla, de la torre del tubo de Rayos X, los controles de apertura del colimador y los pedales de cine y fluoroscopio.

#### **2.5.4 Tomógrafos**

Los tomógrafos son equipos que utilizando los principios físicos de la radiología convencional generan radiaciones ionizantes para la obtención de imágenes diagnósticas, el tubo de Rx está en contraposición a un grupo de detectores los cuales giran alrededor de un punto, denominado isocentro, este conjunto de tubo detectores se encuentra en un complejo se denomina Gantry, perpendicular al plano de giro del sistema tubo detectores, está ubicada la camilla del paciente que avanza en sincronía con la velocidad de giro del conjunto tubo – detectores, estos movimientos son controlados por la consola de mandos donde el operador puede controlar los movimientos del Gantri, el paso de la camilla y la emisión de radiación, entre otros parámetros, la consola está compuesta de dos CPU uno que permite la visualización de las imágenes y otro que procesa la data de reconstrucción, ambos están conectados y trabajan en sincronía.

Los tomógrafos también están integrados por un sistema de transformación de voltaje, sistema de enfriamiento, sistema de emergencia y estaciones de trabajo.

En la actualidad el tipo de tomógrafos más comunes en uso, son los de tercera generación cuyo funcionamiento es muy sencillo, el principio de un tomógrafo de tercera generación es el siguiente: Se consta de una configuración emisor–detector ubicada sobre un eje de rotación de 360 grados a una distancia del centro de rotación fija e igual entre el emisor detector permitiendo ubicar un punto denominado isocentro equidistante del emisor detector, con un colimador destinado a colimar el haz de radiación en un abanico de un espesor regulable y que abarca entre 25 y 30 grados de la circunferencia interna de giro (detectores), en general se requieren un número de entre 300 y 500 detectores para cubrir esta área, pero esto puede aumentar con el número de cortes y el diseño de cada equipo, el tiempo de giro puede ser de 0.6 segundos a 2 segundos por vuelta, aunado al movimiento de la mesa se puede sincronizar para generar adquisiciones helicoidales que disminuyen los tiempos de adquisición.

En la figura 2.12 se muestra un esquema del funcionamiento del tomógrafo de tercera generación:

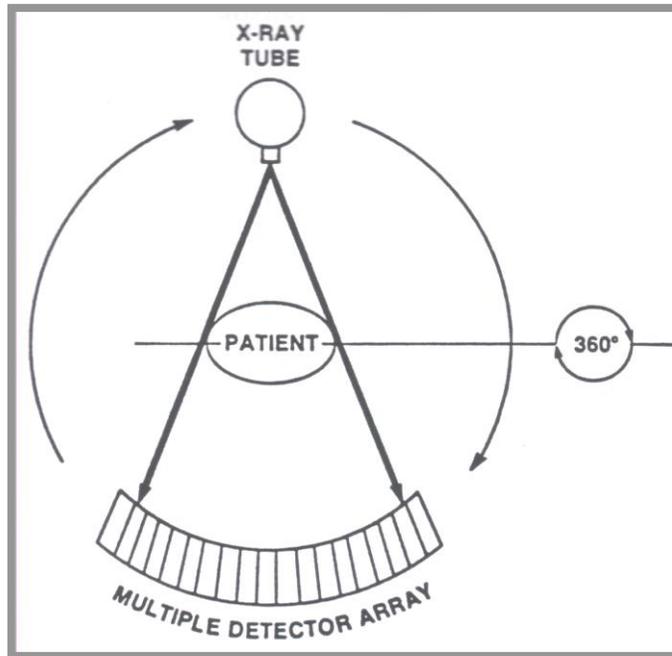


Figura 2.12: En la figura se muestra la configuración tubo – detectores, indicando que el gira 360° con respecto a un punto llamado isocentro y el paciente debe ser ubicado en el isocentro, para garantizar que el área útil de la adquisición de la imagen capte al paciente (FOV).

### Tomógrafo de 64 cortes



Figura 2.13: en la figura se observa un tomógrafo de 64 cortes, formado por la camilla y el gantry, donde se encuentra internamente el tubo, colimador y los detectores.

Los tomógrafos computarizados aportan una información diagnóstica, mucho mayor que el resto de los estudios y equipos emisores de radiaciones ionizantes, peor las dosis involucradas son mucho mayores y por esta razón es necesario evaluar los riesgos beneficios con una óptica más conservadora, en especial tomando en cuenta cual es la relevancia de la información que se quiere obtener con un estudio tomográfico y los estudios radiológicos que aportan información relevante en cada caso particular.

# Capítulo 3

El presente capítulo introduce al lector en los parámetros físicos asociados a los equipos emisores de radiación con fines diagnósticos, los mismos son objeto de análisis y mediciones con el objeto de establecer que dichos equipos están dentro de las tolerancias permitidas por las normas legales vigentes en nuestro país y por otra parte verificar que se mantienen las condiciones de uso iniciales especificadas por los fabricantes al momento de la aceptación del equipo por parte del equipo multidisciplinario encargado de los controles de calidad inicial.

## **Parámetros físicos de los equipos emisores de Rayos X**

En la adquisición de las imágenes diagnósticas en general interviene un gran número de parámetros físicos intrínsecos a los equipos que las generan, así como los detectores que las transforman en una imagen que será posteriormente estudiada por el médico especialista que la requiere, en este sentido debemos estar conscientes que cada factor puede contribuir positiva o negativamente a la formación de una imagen de calidad diagnóstica, para garantizar la uniformidad de las imágenes diagnósticas se han implementado a nivel internacional un gran número de normativas que garantizan que esta calidad sea la mejor posible.

En Venezuela el marco legal vigente proporciona los parámetros que se deben cumplir para obtener una imagen de calidad diagnóstica manteniendo las dosis en un rango aceptable para el paciente y el personal que labora en los centros diagnósticos, es por esta razón que las autoridades reguladoras mantienen la vigilancia del cumplimiento de las especificaciones y requerimientos establecidas en las Normas COVENIN 218-1; COVENIN 218-2 y las Normas Sanitarias para la actualización y el Control de Radiaciones Ionizante en Medicina, Odontología y Veterinaria GACETA OFICIAL 38572.

### **3.1 programa de protección radiológica**

Las normas que rigen el uso de equipos emisores de radiaciones ionizantes con fines diagnósticos establecen que es necesario mantener la seguridad radiológica del paciente, trabajadores y público, involucrados en la adquisición de imágenes diagnósticas por lo que debe implementar este programa adaptándolo a cada práctica y casos particulares, en las que se debe tomar en cuenta el tipo de pacientes, los trabajadores ocupacionalmente expuestos y el público si estuviere presente.

El programa de protección radiológica de cada centro será responsabilidad del oficial de seguridad radiológica quien debe ser un profesional universitario egresado en ciencias o ingeniería quien supervisara la implementación y ejecución del programa de protección radiológica que tendrá como objetivos principales:

- a. Evitar la aparición de efectos determinísticos.
- b. Limitar la probabilidad de aparición de los efectos estocásticos a valores que se consideren aceptables.

Para el logro de estos objetivos se recomienda fundamentar la protección radiológica en los siguientes principios que son la orientación mediante la cual se debe regir cualquier práctica donde se utilicen radiaciones ionizantes:

- Justificación: no debe ser aprobada ninguna práctica a menos que se tenga la seguridad de obtener un beneficio resultante absoluto y suficiente que supere los detrimentos.
- Optimización: la concepción, planificación y ejecución de las prácticas justificables deben realizarse de forma que se tenga la seguridad que las exposiciones se mantengan al nivel más bajo que se pueda razonablemente conseguir, teniendo en cuenta los factores económicos y sociales. Este principio también es conocido con el nombre de ALARA (as low as reasonably achievable).
- Límites anuales de dosis: las dosis de radiaciones ionizantes recibidas por las personas como resultado de la realización de las practicas

justificadas no deben exceder las establecidas en la Norma venezolana COVENIN2259. Los límites son necesarios para el control de la exposición ocupacional y del público.

En este sentido es necesario aclarar que el paciente no tiene límites de dosis, por lo que se debe entender que la dosis que éste, puede recibir es aquella que sea necesaria para obtener el diagnóstico apropiado o los resultados óptimos de un tratamiento con radiaciones ionizante, es por esta razón que hablaremos de niveles orientativos para las prácticas médicas tanto en tratamientos como en la adquisición de imágenes diagnósticas.

### **3.2 Parámetros eléctricos y mecánicos**

Los equipos generadores de Rayos X dependen de un sistema eléctrico complejo especialmente diseñado para proporcionar a los electrones la energía requerida para que al chocar con el blanco generen los rayos X con una calidad del haz dentro de los requerimientos de uso del equipo, este sistema eléctrico depende del equipo y la potencia requerida, en la mayoría de los casos son alimentados por 220V requiriendo un tablero de seguridad a la entrada del equipo, para obtener una mejor protección de los equipos se usa una tierra independiente para los equipos de alto consumo, al evitar usar las tierras de las edificaciones se logra una mejor protección y durabilidad de los equipos de rayos X, algunos equipos portátiles esta configurados para trabajar con 120V o con un banco de baterías que permite conectarlos a cualquier toma o usarlos con la carga almacenada.

Es importante destacar que la alimentación inicial es llevada a un transformador donde es elevada a los valores de energía necesarios y regulado por sistemas analógico que permiten a operador seleccionar la energía que requiere usar para cada paciente, aunque en la actualidad ya casi todos cuentan con sistemas digitales que permite controlar los parámetros necesarios para la adquisición de una imagen diagnóstica de calidad (kv, ma y t).

La movilidad y grados de libertad de los equipos de rayos X depende de los sistemas mecánicos que lo componen, estos los podemos dividir en tres según su ubicación:

- Torre del tubo de rayos X: la torre está ubicada sobre un riel que permite desplazar el conjunto de tubo colimador a lo largo del espacio donde está instalado el equipo, este riel se encuentra situado paralelo a la mesa, la torre posee una barra extensible donde se encuentra el conjunto tubo colimador en esta inserción se encuentra un sistema de rotación y frenos que permiten el giro del conjunto tubo colimador permitiendo angular el haz de radiación en relación a la mesa.
- Mesa: según el diseño de la mismas podemos ver mesas basculantes o mesas flotantes, por lo general los equipos telecomandados están provistos de mesas basculantes que permiten inclinar al paciente según los requerimientos del estudio radiológico solicitado y en la gran mayoría de los equipos convencionales de rayos X se usan mesas flotantes para ayudar a desplazar al paciente en cualquier dirección y de esta forma ubicarlo en la posición apropiada.

### **3.3 Parámetros físicos**

#### **3.3.1 Campo luminoso**

El campo luminoso es formado por un bombillo de alta intensidad que proyecta su luz desde la parte lateral del colimador y es direccionado por una superficie reflectora en la misma dirección del haz de radiación permitiendo al operador del equipo ver el área donde incidirá la radiación ya que el haz luminoso y el haz de radiación deben coincidir con un margen de error mínimo aceptable establecido en los protocolos de control de calidad, permitiendo colimar el haz de radiación a los valores requeridos para la adquisición de la imagen del área de interés evitando de esta forma irradiar zonas que no sean necesarias, disminuyendo la dosis sobre el paciente, de esta forma se le brinda mayor protección.

### **3.3.2 Haz de radiación**

El haz de radiación es generado en el tubo de rayos X cuando los electrones son acelerados y chocan con el blanco que tiene un ángulo con respecto a la dirección del haz de electrones, generando que el haz de radiación resultante salga en dirección perpendicular al haz de electrones (en promedio), el mismo sale del tubo de rayos X a través de una abertura en dirección al colimador, el mismo no es visible pero con la ayuda de pantalla intensificadores o detectores, es posible verificar su coincidencia con el haz luminoso o de una forma más simple con el uso de marcadores radio opacos y una película o su equivalente digital como se explicará en el protocolo de control de calidad.

### **3.3.3 Distancia tubo-película**

La distancia tubo película es una forma de establecer un sistema referencia para determinar las técnicas necesarias para la adquisición de una imagen diagnóstica ya que es necesario tomar en cuenta la distancia del punto de origen de las radiaciones ionizantes o del haz de radiación ya que el mismo es divergente y su intensidad disminuye con la distancia por lo que a una distancia mayor es necesario compensar por distancia tomando en cuenta el espesor, masas del paciente. Los equipos poseen un sistema que permite medir la distancia usando una cinta métrica calibrada con respecto al tubo.

### **3.3.4 Foco del tubo de Rayos X**

Los tubos de rayos X poseen dos filamento uno grueso y otro delgado que generan una nube de electrones a su alrededor la cual es acelerada para formar el haz de radiación por lo que el punto focal sobre el blanco varia generando efectos sobre la imagen que se obtiene con cada foco, el operador puede seleccionar usar el foco grueso o el foco fino según lo requiera, para más detalles usa foco fino, su uso es adecuado a la adquisición de imágenes de estructuras finas, pequeñas donde se requiere gran cantidad de detalles. El foco grueso se usa en general para tener una mayor penetración con menor calidad o detalle de las estructuras,

por lo general estructuras grandes donde no se requiere mucho detalle. Para verificar que el foco grueso y fino funciona correctamente se lleva a cabo el control de calidad de foco.

### **3.3.5 Filtro del haz de radiación**

El filtro del haz de radiación consiste en una lámina de material con una densidad uniforme, sobre la cual incide el haz de radiación, las energías por debajo de un valor característico asociado al espesor de corte son absorbidas y por lo tanto no contribuyen a la formación de la imagen diagnóstico generada por el equipo, esta filtración es generalmente lograda usando Aluminio o Cobre, siendo más común el uso de Aluminio en espesores 1mm o 2mm, según las características del tubo emisor de radiación, la energía y los requerimientos necesarios para la caracterización del haz de radiación, siendo de gran importancia para disminuir las dosis sobre los pacientes ya que los fotones que llegan al paciente son los que efectivamente contribuirán con la formación de la imagen y los de menor energía que muy probablemente no llegarían a los detectores (pantallas o películas) pero que si contribuirían con la dosis, que serían absorbidas.

### **3.3.6 Rejilla antidifusora**

La rejilla antidifusora es un sistema muy eficiente para evitar que la radiación dispersa llegue al receptor de imagen, favoreciendo de esta forma, a aumentar la calidad de la imagen radiográfica, al contribuir en la generación de imágenes con un alto contraste aumentando de esta forma la calidad de la imagen obtenida, en este mismo sentido es necesario que acotar que para lograr una imagen de esta calidad se requiere aumentar los parámetros técnicos, lo que incide en un aumento de la dosis al paciente.

La rejilla está formada por una serie de secciones de material radio opaco llamados septos de la rejilla que se intercalan con material translucidos a la radiación, las rejillas están diseñadas para transmitir únicamente la radiación que

está en línea recta entre la fuente y el receptor de imagen, absorbiendo la radiación que tenga una dirección diferente.

En una rejilla existen tres factores que se toman en cuenta para su fabricación y que nosotros debemos considerar para determinar su efectividad, estos son, el espesor de los septos opacos a la radiación, el ancho del material intermedio y la altura de la rejilla, con ellos podemos establecer lo que llamaremos el índice de la rejilla, que está definido por la altura de la rejilla dividida entre el ancho del material intermedio.

Las rejillas con un índice bajo son más efectivas que las rejillas con un índice alto ya que el ángulo de dispersión permitido es menor obteniéndose imágenes de mejor calidad, contrastes y definición; como desventaja se debe tomar en cuenta que también son mucho más difíciles de fabricar y que la dosis sobre el paciente son más altas.

# Capítulo 4

En el presente capítulo se exponen los controles de calidad exigidos por las normas legales vigentes en Venezuela y se explica cuáles de ellos representan una relevancia para ser el diseño del maniquí antropomorfo, es necesario acotar que todos los controles son necesarios pero que la influencia directa y relevancia en el control de calidad de la imagen recae sobre aquellos controles que verifican la coincidencia del haz de radiación con el haz luminoso y su tamaño, por lo que estos adquieren una importancia a considerar al momento del diseño de los controles, artefactos y maniquí en general.

## **Protocolo de control de calidad**

Existen varios protocolos de control de calidad para equipos de Rayos X convencionales y portátiles, entre los que podemos contar con el contemplado en las NORMAS COVENIN 218-1, el protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico, el protocolo de control de calidad en radiodiagnóstico (**IAEA / ARCAL XLIX**) y el aapp, en Venezuela es necesario cumplir con lo establecido en las normas COVENIN y los otros protocolos son guías que podemos usar en caso de necesitar complementar los controles de calidad establecidos en la Norma Legal Vigente.

Para lograr la uniformidad en el reporte de los controles de calidad de los diferentes equipos es necesario generar un formato que cubra los parámetros requeridos por las normas COVENIN 218-1, en el que se especifique directamente el personal que realizó la adquisición de la data, condiciones y tolerancia de cada valor medido, a continuación se observa el control de calidad para equipos convencionales y portátiles emisores de radiaciones ionizantes que establece las Normas COVENIN. El formato de reporte de control de calidad puede incluir foto de los montajes requeridos o esquemas de los mismos para la adquisición de la data necesaria.

**CONTROL DE CALIDAD PARA RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL (VALIDO PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE RADIOGRAFÍA MÓVIL, DE DESCARGA DE CONDENSADOR Y DE SISTEMAS FLUOROSCÓPICOS)**

PARÁMETROS DE INSPECCIÓN	CONDICIONES	TOLERANCIA	A	B	C	D	E	F	G	H
Controles de seguridad mecánicos y eléctricos	3, 9, 12,13	Aceptación o rechazo.	✓	FM/I/R/TR	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Alarmas sonoras, interruptores de radiación y de emergencia, barras anticolidión	3, 9, 12,13	Aceptación o rechazo.	✓	FM/I/R/TR	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Exactitud de las escalas	3, 9, 12,13, 5	≤□2 mm.	✓	FM/I/R/TR	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Comprobación de todos los movimientos del equipo y sus componentes	3, 9,12,13, 5	Aceptación o rechazo.	✓	FM/I/R/TR	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Integridad de los accesorios	3, 9,12,13	Aceptación o rechazo.	✓	FM/I/R/TR	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Controles visuales	3, 7, 9, 13	PA.	✓	FM	✓	✓		✓		✓
Determinación del tamaño del punto focal	2, 10	PA.	✓	FM	✓	✓			✓	✓
Desviación de la imagen de rayos X con el cambio del tamaño de punto focal	2, 10	≤□1 mm.	✓	FM	✓	✓			✓	✓
Protección de sobrecarga	1, 10	Impedir las exposiciones que excedan un 80% de la máxima carga especificada para el tubo.	✓	FM	✓					✓
Cronómetros de exposición	2,10	Monofásico 10% de discrepancia Trifásico ± 5%.	✓	FM	✓	✓			✓	✓
mR/mAs	1,10	± 10%.	✓	FM	✓	✓			✓	✓
Linealidad, reproducibilidad y consistencia de la exposición	1,10	± 10%.	✓	FM	✓	✓			✓	✓
Calibración del kVp	2,6,10	± 5% menos en todo el rango o ± 2 kVp de 60 a 100 kVp.	✓	FM	✓	✓			✓	✓
Espesor hemirreductor y filtración total	1,6,10	PA.	✓	FM	✓	✓			✓	✓
Simetría, paralelismo y ortogonalidad del campo luminoso	6,8,13	≤□2 mm.	✓	FM	✓	✓				✓
Simetría, paralelismo y ortogonalidad del campo de radiación	6,8,13	≤□2 mm.	✓	FM	✓	✓				✓
Congruencia del retículo con el centro del campo luminoso y el centro del campo de radiación.	6	≤□2 mm.	✓	FM/I/R/TR	✓	✓			✓	✓
Congruencia entre el tamaño de campo luminoso y de radiación	1, 6, 10	± 2% de la distancia fuente imagen	✓	FM/I/R/TR	✓	✓			✓	✓
Alineación del haz luminoso y de radiación	1, 6, 10	≤□2 mm.	✓	FM/I/R/TR	✓	✓			✓	✓
Alineación y uniformidad del Bucky	1, 6, 10	No debe observarse ninguna línea de la rejilla. DO uniforme de 1,20 ± 0,1° perpendicular al eje ánodo cátodo.	✓	FM/I/R/TR	✓	✓			✓	✓
Colimación automática y exactitud de las escalas x-y	1, 6, 10	± 3% de la distancia fuente imagen.	✓	FM/I	✓	✓			✓	✓
Perpendicularidad del haz de rayos X y exactitud del indicador de DFS	1, 6, 10	El indicador de la DFS debe estar dentro de un ± 2 % del valor medido	✓	FM/I	✓	✓			✓	✓

**Leyenda**

1. A 100 cm de la fuente.
2. A la distancia requerida para la prueba.

3. Para una rotación completa del colimador.
4. Para tres tamaños de campo: 5x5, 15x15 y 30x30 cm<sup>2</sup> a 100 cm.
5. Para combinaciones del ángulo del brazo (AB) y ángulo del colimador (AC);  
(AB) = (0 y 90)°, (AC) = (0 y 90)°.
6. Para tamaño de campo de 10 cm x 10 cm al centro de la ci a 100 cm.
7. Para DFS de 80 y 100 cm.
8. Para distancias focales entre 60 y 100 cm.
9. Para el rango completo de DFS y DFI.
10. Colimador en 0°.
12. Rotación de la mesa ± 90° alrededor del eje.
13. Rotación completa del brazo (360°).

A Prioridad recomendada. (Inspección imprescindible para que el sistema funcione correctamente).

ACR American College of Radiology

AEC Modo de Exposición Automático

B Personal adecuado para realizar la prueba.

C Durante la aceptación de la Unidad.

CT Números Honsfield

D Cuando la reparación afecte directamente al parámetro y/o se considere necesario.

DFI Distancia foco imagen

DFR Distancia foco receptor

DFS Distancia foco superficie

E Inspección diaria.

F Inspección mensual.

FM Físico - Médico.

G Inspección semestral.

H Inspección anual.

I Ingeniero de mantenimiento.

PA Se refiere al valor obtenido en la pruebas de aceptación el cual se considerará como nivel de referencia para

pruebas posteriores.

R Médico Radiólogo

T Técnico radiólogo y/o personal adecuadamente entrenado específicamente para realizar dicho control.

## **4.1 PARAMETROS DE CONTROL DE CALIDAD**

### **4.1.1. Controles de seguridad mecánicos y eléctricos**

#### **4.1.1.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar que los controles de seguridad mecánicos y eléctricos funcionan correctamente.

2. Indicadores. Interruptores, sistemas de protección y aislamientos de los sistemas mecánicos, aislantes de sistemas eléctricos..

3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1

4. Frecuencia Mínima. Diaria

#### **4.1.1.2 Instrumentación**

No se requiere instrumentos

#### **4.1.1.3 Metodologías**

Evaluación visual de los interruptores y controles de seguridad, activación de los mismos y verificar que están funcionando correctamente.

#### **4.1.1.4 Procedimiento de cálculos**

No aplica

#### **4.1.1.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Aceptación o rechazo, si los sistemas funcionan correctamente se acepta y continua con los siguientes controles en caso de fallar se verifica el mal funcionamiento y se informa de inmediato al personal calificado en reparación de equipos médicos.

## **4.1.2 Alarmas sonoras, interruptores de radiación y de emergencia, barras anticolidión**

### **4.1.2.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar que las alarmas sonoras, interruptores de adición y botones de emergencia funcionan correctamente, y barras anticolidión.
2. Indicadores. Sonoros al activar la emisión de radiación, sistema luminoso indicador que hay emisión de radiación, interruptores de emergencia y barras anticolidión.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Diaria

### **4.1.2.2 Instrumentación**

No se requiere instrumentos

### **4.1.2.3 Metodologías**

Evaluación visual de la posición de los interruptores y botones de seguridad, activar la emisión de radiación y verificar la activación de la alarma sonora y la activación de la luz indicadora de emisión de radiación, activar el interruptor de emergencia y verificar que se interrumpe el suministro eléctrico al equipo, de contar con un sistema digital; verificar que el mismo permanece encendido y antes de activarlo verificar en el manual del fabricante las condiciones de uso de los sistemas de parada de emergencia y procedimientos de reinicio.

### **4.1.2.4 Procedimiento de cálculos**

No aplica

### **4.1.2.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Aceptación o rechazo, si los sistemas funcionan correctamente se acepta y continua con los siguientes controles en caso de fallar se verifica el mal funcionamiento y se informa de inmediato al personal calificado en reparación de equipos médicos. Antes de efectuar este control se debe verificar el procedimiento sugerido por el fabricante para garantizar no provocar daños al equipo.

### **4.1.3 Exactitud de las escalas**

#### **4.1.3.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar que la escala de los parámetros de técnica radiológica Kv y mAs, están calibrados y concuerdan con las lecturas de los patrones usados para el control de calidad.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia mínima. Diaria

#### **4.1.3.2 Instrumentación**

Instrumentos de medición Kv , mA, mAs

#### **4.1.3.3 Metodologías**

Usando un Kvpimetro se coloca en el haz de radiación y se procede a realizar la emisión de radiación comparando que la escala seleccionada este dentro de los márgenes de error permitidos por el fabricante y la norma. Se realiza este procedimiento para los valores de selector posible registra los valores obtenidos. Para verificar la escala de mAs se posiciona el amperímetro según instrucciones del fabricante y se procede a medir.

#### **4.1.3.4 Procedimiento de cálculos**

Se procederá a comparar los valores obtenidos con la escala del equipo.

#### **4.1.3.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Si las medidas se encuentran dentro de la tolerancia permitida se puede concluir que este parámetro esta pasa y no es necesario hacer ajustes, en caso contrario se debe informar a servicio técnico para que efectúen los ajustes necesarios.

#### **4.1.4 Comprobación de todos los movimientos del equipo y sus componentes.**

##### **4.1.4.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar que todos los sistemas mecánicos funcionan correctamente y se efectúan todos los movimientos permitidos por el equipo según las especificaciones del fabricante.
2. Indicadores. Sistemas de indicación de distancia y angulación con respecto a los sistemas de referencia fijados por el fabricante.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia mínima. Diaria

##### **4.1.4.2 Instrumentación**

1. Cinta métrica.
2. Nivel con escala graduada en grados.

##### **4.1.4.3 Metodologías**

Efectuar los movimientos de los sistemas mecánicos en todos los grados de libertad permitidos por el equipo de acuerdo con las especificaciones técnicas recomendadas por el fabricante en los manuales del usuario.

##### **4.1.4.4 Procedimiento de cálculos**

No requiere procedimientos de cálculos.

#### **4.1.4.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Aceptación o rechazo, si los sistemas funcionan correctamente se acepta y continua con los siguientes controles en caso de fallar se verifica el mal funcionamiento y se informa de inmediato al personal calificado en reparación de equipos médicos. Se verifica las distancias y ángulos usando cinta métrica y un sistema de nivel con escala graduada de ángulos.

#### **4.1.5 Integridad de los accesorios**

##### **4.1.5.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar que todos los accesorios se encuentren ubicados en los contenedores o estantes previstos para tal fin y en las condiciones de limpieza, conservación adecuada para su uso.
2. Indicadores. Los accesorios deben estar en condiciones adecuadas por lo que no deben presentar abolladuras, fisuras o fracturas, desgaste excesivo que comprometan su uso o la seguridad del paciente.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Diaria

##### **4.1.5.2 Instrumentación**

No se requiere instrumento de medición

##### **4.1.5.3 Metodologías**

Se debe observar cada accesorio en forma meticulosa y someterlo a condiciones simuladas de uso para verificar que funciona correctamente y que se encuentra en buen estado de conservación, en el manual de usuario pueden existir métodos de comprobación particulares para cada accesorio, verificar si existen sugerencias del fabricante y aplicarlas según sea el caso.

##### **4.1.5.4 Procedimiento de cálculos**

No aplica

#### **4.1.5.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones.**

Aceptación o rechazo, si los sistemas funcionan correctamente se acepta y continua con los siguientes controles en caso de ser detectada alguna irregularidad en los accesorios se sugiere contactar a los representantes del fabricante y constatar su integridad y uso de los mismos en pacientes.

#### **4.1.6 Controles visuales**

##### **4.1.6.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar que todos los sistemas de controles visuales del equipo funcionan según las especificaciones del fabricante.
2. Indicadores. Sistemas de indicación de distancia y angulación con respecto a los sistemas de referencia fijados por el fabricante.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Diaria

##### **4.1.6.2 Instrumentación**

No se requieren instrumentos

##### **4.1.6.3 Metodologías**

Se verifica que cada selector coincida con un valor y que los mismos sean diferenciables, las perillas deben contar con un indicador de selección (grabado, pintado o una muesca)

##### **4.1.6.4 Procedimiento de cálculos**

No se requiere

##### **4.1.6.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Los valores seleccionados deben permanecer fijos, los valores no deben variar una vez que el operador deje de sujetar el selector,

#### **4.1.7 Determinación del tamaño del punto focal**

##### **4.1.7.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar el tamaño del punto focal.
2. Indicadores. Imágenes obtenidas.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.7.2 Instrumentación**

Cámara de rendija, cámara de micro orificio. Alternativamente, patrón de estrella o de resolución, con película directa o chasis cargado, Densitómetro y lupa con retícula.

##### **4.1.7.3 Metodologías**

Se coloca sobre un chasis cargado la Cámara de rendija, cámara de micro orificio. Alternativamente, patrón de estrella o de resolución, y se procede a realizar una exposición, luego se procesa la imagen obtenida y se toman las medidas necesarias.

##### **4.1.7.4 Procedimiento de cálculos**

Según los datos suministrados por el fabricante del equipo y los manuales de los instrumento usados se comparan los valores obtenidos y se verifica de acuerdo a la tolerancia.

##### **4.1.7.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Se compara con los valores de aceptación, en caso de no existir pruebas de aceptación se comparara con los valores de referencia del fabricante

#### **4.1.8 Desviación de la imagen de rayos X con el cambio del tamaño de punto focal.**

##### **4.1.8.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar el tamaño del punto focal.
2. Indicadores. Imágenes obtenidas.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.8.2 Instrumentación**

Cámara de rendija, cámara de micro orificio. Alternativamente, patrón de estrella o de resolución, con película directa o chasis cargado, densitómetro y lupa con retícula

##### **4.1.8.3 Metodologías**

Se coloca sobre un chasis cargado la Cámara de rendija, cámara de micro orificio. Alternativamente, patrón de estrella o de resolución, y se procede a realizar una exposición, luego se procesa la imagen obtenida y se toman las medidas necesarias. Se repetirá el procedimiento para los focos (foco grueso y foco fino) que posea el equipo, por lo general dos.

##### **4.1.8.4 Procedimiento de cálculos**

Según los datos suministrados por el fabricante del equipo y los manuales de los instrumento usados se comparan los valores obtenidos y se verifica de acuerdo a la tolerancia.

##### **4.1.8.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Se procederá a comparar los valores obtenidos entre los distintos focos y las pruebas de aceptación, con una tolerancia de 1mm

#### **4.1.9 Protección de sobrecarga**

##### **4.1.9.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar el sistema de protección anti sobre carga.
2. Indicadores. Perilla o indicador de parámetros Kv y mAs.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.9.2 Instrumentación**

No se requieren instrumentos

##### **4.1.9.3 Metodologías**

Se seleccionara un kv y mAs mínimo, se procederá a fijar el kv y progresivamente aumentar el mAs hasta alcanzar el máximo permitido por el equipo, el equipo deberá bloquearse al llegar al valor máximo permitido por el fabricante, luego se procederá con el aumento de Kv y repetir el procedimiento para cada Kv posible.

##### **4.1.9.4 Procedimiento de cálculos**

Los valores restringidos se colocaran en una tabla de datos y los valores proporcionados por el fabricante para ser comparados e interpretados posteriormente.

#### **4.1.9.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Los valores registrados donde se produce el bloqueo de protección anti sobre carga debe coincidir con los valores restringidos por el fabricante.

#### **4.1.10 Cronómetros de exposición**

##### **4.1.10.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar el sistema de temporización de la exposición.
2. Indicadores. Perilla o indicador de tiempo de exposición o sistemas digitales de exposición combinación mA – tiempo .
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios

##### **4.1.10.2 Instrumentación**

Detectores de exposición temporizada en el caso de equipos emisores que posean selector de tiempo y en el caso de equipos con selector de mAs detectores de mAs.

##### **4.1.10.3 Metodologías**

Colocar el detector bajo el haz de radiación y realizar las exposiciones correspondientes a valores sucesivos de mAs o tiempo manteniendo los otros parámetros fijos, verificando que los valores seleccionados y los medidos no tengan una diferencia mayor a la tolerancia permitida. Tolerancia monofásico 10% y trifásico 5%.

##### **4.1.10.4 Procedimiento de cálculos**

Introducir en una tabla los valores seleccionados y los valores medidos con sus respectivos errores (instrumento de medición).

#### **4.1.10.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Comparar los valores seleccionados con los valores medidos, verificar que los valores estén dentro de la tolerancia según sean, monofásicos o trifásicos, de no estar dentro de la tolerancia informar al servicio técnico para que se realicen los ajustes correspondientes.

#### **4.1.11 mR/mAs**

##### **4.1.11.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar la escala de dosis acorde a los parámetros seleccionados y los valores de mAs .
2. Indicadores. Perilla o indicador de parámetros Kv y mAs.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.11.2 Instrumentación**

Dosímetro que permite medir la dosis en mR según el mAs de salida, también es posible usar dosímetros, con medición de dosis en mSv o mGy y transformar los valores de ser requerido por la autoridad reguladora.

##### **4.1.11.3 Metodologías**

El detector se colocara en el trayecto del haz de radiación y se procederá a la exposición, variando los parámetros progresivamente hasta cubrir los posible valores de mAs para cada Kv fijo.

##### **4.1.11.4 Procedimiento de cálculos**

Los valores obtenidos se plasmaran en una tabla de Kv, mAs y dosis de esta forma se podrá tener valores de referencia para las técnicas y parámetros seleccionados para cada exposición pudiendo tener valores de dosis de referencia para las técnicas usadas.

#### **4.1.11.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Los valores debe estar dentro de la tolerancia permitida, 10% de las dosis de referencia.

#### **4.1.12 Linealidad, reproducibilidad y consistencia de la exposición**

##### **4.1.12.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar que la linealidad de la exposición y reproductibilidad.
2. Indicadores. Perilla o indicador de parámetros Kv y mAs.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.12.2 Instrumentación**

Equipo de control de calidad dosímetro.

##### **4.1.12.3 Metodologías**

Seleccionar parámetros de Kv y mAs para verificar la linealidad de los valores medidos, graficarlos y verificar que corresponden a una recta, luego seleccionar valores fijarlos y efectuar varias exposiciones cada valor obtenido se anotará en una tabla de datos.

##### **4.1.12.4 Procedimiento de cálculos**

Se calculará la desviación estándar de los valores de reproductibilidad y se graficaran los datos de linealidad.

##### **4.1.12.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones.**

Los valores obtenidos deben generar una recta para la prueba de linealidad y la desviación de los valores de reproductibilidad no deben ser mayores a la tolerancia. Tolerancia 10%

#### **4.1.13 Calibración del kVp**

##### **4.1.13.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar la correspondencia entre los valores nominales de Kv y los valores medidos.
2. Indicadores. Perilla o indicador de parámetros Kv y mAs.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.13.2 Instrumentación**

Kvpímetro, detector de energía del haz de radiación.

##### **4.1.13.3 Metodologías**

Colocar el detector bajo el haz de radiación y efectuar una exposición previa selección de un valor de Kv.

##### **4.1.13.4 Procedimiento de cálculos**

Los valores medidos debe estar dentro de la tolerancia:  $\pm 5\%$  menos en todo el rango o  $\pm 2$  kVp de 60 a 100 kVp.

##### **4.1.13.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Si el valor nominal esta dentro de la tolerancia la prueba es aceptada de no estar dentro de tolerancia, se debe notificar al servicio técnico para que se realicen los ajustes correspondientes.

#### **4.1.14 Espesor hemirreductor y filtración total**

##### **4.1.14.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar la filtración inherente al equipo y la calidad del haz de radiación generado por el tubo emisor de Rx
2. Indicadores. Cantidad de dosis reducida al llegar al detector, trás atravesar láminas de aluminio o cobre, con espesores prefijados.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y trás cambios.

#### **4.1.14.2 Instrumentación**

Equipo de control de calidad usado para determinar dosis, espesor hemireductor, láminas de aluminio, montaje que permita ubicar las láminas de aluminio o cobre a la distancia requerida entre el emisor y el detector.

#### **4.1.14.3 Metodologías**

Ubicar el detector sobre la mesa del equipo de Rx, usar el colimador a su máxima apertura, con la luz del colimador encendida ubicar el detector en el centro del haz. Posteriormente ubicar a una distancia intermedia entre el detector y el emisor ( $D-E=90$  cm) ubicar el soporte donde se colocarán las láminas de aluminio, se seleccionará una técnica Kv y mAs, según indique el manual del detector y se procederá a realizar por lo menos dos emisiones sin láminas de aluminio, se repite este paso con una lámina de aluminio, y se comienza a añadir sucesivamente hasta que la dosis medida este por debajo del valor medio obtenido inicialmente.

#### **4.1.14.4 Procedimiento de cálculos**

Los datos obtenidos se graficaran y se procederá a interpolar los valores de espesor de aluminio o cobre requeridos para lograr que la dosis inicial se reduzca a la mitad.

#### **4.1.14.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Se procederá a comparar con los valores del control de calidad de aceptación y/o con los emitidos por el fabricante, los mismos no deben alejarse de este valor.

#### **4.1.15 Simetría, paralelismo y ortogonalidad del campo luminoso**

##### **4.1.15.1 Alcance**

Objetivo: Evitar la pérdida de transparencia que se produciría si la rejilla se inclinase respecto al Haz luminoso y por ende el haz de radiación, con la consiguiente pérdida de densidad óptica en la imagen radiográfica

##### **4.1.15.2 Instrumentación**

Maniquí de ortogonalidad.

##### **4.1.15.3 Metodologías**

Póngase el conjunto tubo colimador a la distancia focal de la rejilla, si ésta es convergente, y céntrese adecuadamente, verifique visualmente que el haz luminoso es simétrico usando una regla graduada, si el colimador posee retículas de centrado, se debe verificar la simetría con respecto a las mismas

##### **4.1.15.4 Procedimiento de cálculos**

No se requiere

##### **4.1.15.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

La simetría, paralelismo y ortogonalidad debe estar dentro de tolerancia, la misma es menor o igual a 2mm, en caso de que la misma afecte la dosis requerida y la misma sea muy alta se puede considerar para la operación del equipo hasta que se efectúen las correcciones necesarias.

#### **4.1.16 Simetría, paralelismo y ortogonalidad del campo de radiación**

##### **4.1.16.1 Alcance**

1. Objetivo: Evitar la pérdida de transparencia que se produciría si la rejilla se inclinase respecto al haz de radiación, con la consiguiente pérdida de densidad óptica en la imagen radiográfica.
2. Indicadores. Transparencia de la rejilla en referencia al ángulo de inclinación.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

#### **4.1.16.2 Instrumentación**

Maniquí de ortogonalidad.

#### **4.1.16.3 Metodologías**

- Póngase el tubo a la distancia focal de la rejilla, si ésta es convergente, y céntrese adecuadamente.
- Asegúrese de que el tubo está correctamente orientado hacia el porta chasis.
- Expóngase una placa de 24 x 30.
- A partir del análisis de la imagen del maniquí, obtenida dedúzcase el ángulo de inclinación del haz de rayos X respecto de la mesa.

#### **4.1.16.4 Procedimiento de cálculos**

El ángulo de inclinación debe ser inferior a  $1,5^\circ$ .

#### **4.1.16.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Si el valor obtenido no entra en tolerancia, se encargará la reparación del equipo.

- Si se estimase que la repercusión en dosis al paciente puede aumentar significativamente por causas directas o indirectas (como repeticiones de

placas) deberá recomendarse también que el equipo quede fuera de uso.

#### **4.1.17 Congruencia del retículo con el centro del campo luminoso y el centro del campo de radiación.**

##### **4.1.17.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar la congruencia del retículo con el centro del campo luminoso y el centro del campo de radiación.
2. Indicadores. Marcadores radio opacos ubicados con respecto a el haz luminoso y proyección del haz de radiación sobre los mismos.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.17.2 Instrumentación**

Marcador radio opaco o maniquí de control de calidad

##### **4.1.17.3 Metodologías**

Se procede a encender el haz luminoso ubicándolo sobre la mesa del equipo a una distancia de 90cm fuente superficie y se colocan los marcadores radio opacos sobre el retículo del haz luminoso, posteriormente se procede a realizar una emisión de radiación, se debe tomar en cuenta que las distancias entre los bordes del chasis y los marcadores radio opacos debe ser la misma, haciendo coincidir el retículo del has luminoso con los marcadores.

##### **4.1.17.4 Procedimiento de cálculos**

Sobre la imagen obtenida se debe medir las distancias entre los bordes y los retículos del haz luminoso y el haz de radiación.

#### **4.1.17.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

La coincidencia de retículos del haz luminoso y el haz de radiación no debe ser mayor a la tolerancia, Tolerancia menor o igual 2mm

#### **4.1.18 Congruencia entre el tamaño de campo luminoso y de radiación**

##### **4.1.18.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar la congruencia del tamaño del campo luminoso y el campo de radiación.
2. Indicadores. Marcadores radio opacos ubicados con respecto a al haz luminoso y proyección del haz de radiación sobre los mismos.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.18.2 Instrumentación**

Marcadores radio opacos ubicados sobre los bordes del campo luminoso o maniquí de control de calidad.

##### **4.1.18.3 Metodologías**

Se procede a ubicar los marcadores radio opacos dentro del haz luminoso en los cuatro bordes del mismo

##### **4.1.18.4 Procedimiento de cálculos**

No se requieren

##### **4.1.18.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Al efectuar las comparaciones se debe medir las diferencias entre los marcadores y el haz de radiación si la diferencia supera la tolerancia se debe notificar al servicio técnico para que efectúe los ajustes necesarios.

#### **4.1.19 Alineación del haz luminoso y de radiación**

##### **4.1.19.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar la alineación del haz luminoso y el haz del campo de radiación.
2. Indicadores. Marcadores radio opacos ubicados con respecto a el haz luminoso y proyección del haz de radiación sobre los mismos.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.19.2 Instrumentación**

Marcadores radio opacos y chasis cargado y/o digital

##### **4.1.19.3 Metodologías**

Colocar un chasis cargado y/o digital sobre la mesa del equipo, Abrir el colimador con el haz luminoso sobre el chasis con una apertura cuadrada, en el interior del chasis, ubicar los marcadores radio opacos en los bordes internos del haz luminoso y luego se procede a efectuar una emisión de radiación con una técnica apropiada, a una distancia de unos 90 cms.

##### **4.1.19.4 Procedimiento de cálculos**

Comparación directa

##### **4.1.19.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Al efectuar las comparaciones se debe medir las diferencias entre los marcadores y el haz de radiación si la diferencia supera la tolerancia se debe notificar al servicio técnico para que realice los ajustes necesarios.

#### **4.1.20 Colimación automática y exactitud de las escalas x-y**

##### **4.1.20.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar la colimación automática y la Exactitud de las escalas X-Y.
2. Indicadores. Colimador e indicadores de apertura o cierre del colimador, manual o automático.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

##### **4.1.20.2 Instrumentación**

Maniquíes de control de calidad

##### **4.1.20.3 Metodologías**

Ubicar el colimador apuntando hacia la mesa del equipo usar un chasis 14X17 o de otro tamaño disponible, apertura del colimador que abarque todo el chasis y se irradia el chasis con una técnica acorde o sugerida por el protocolo o el fabricante del equipo. No aplica si los equipos no poseen colimación automática.

##### **4.1.20.4 Procedimiento de cálculos**

No se requiere

##### **4.1.20.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Para verificar la exactitud de la escala en el eje X-Y se tomará medidas con una tolerancia de 3% el valor de la distancia emisor - imagen

#### **4.1.21 Perpendicularidad del haz de rayos X y exactitud del indicador de DFS**

#### **4.1.21.1 Alcance**

1. Objetivos. Verificar la perpendicularidad del haz de radiación y los indicadores de distancia fuente superficie.
2. Indicadores. Densidad óptica o valores de densidad (UH) a lo largo de los ejes X-Y.
3. Referencia. NORMAS COVENIN 218-1
4. Frecuencia Mínima. Inicial, aceptación y tras cambios.

#### **4.1.21.2 Instrumentación**

Maniquí de control de calidad, nivel de burbuja o electrónico

#### **4.1.21.3 Metodologías**

Ubicar el maniquí en el centro del haz luminoso sobre un chasis cargado o digital, ubicar el tubo sobre el maniquí con la apertura del colimador dirigida al centro del maniquí a una distancia de 90cms o según indicaciones del fabricante del maniquí, emitir radiación y revelar o digitalizar la imagen. Verificar que la mesa está ubicada a 0 grados usando el nivel.

#### **4.1.21.4 Procedimiento de cálculos**

Observación de la imagen y verificación de los resultados

#### **4.1.21.5 Interpretación de los resultados, conclusiones y recomendaciones**

Por lo general el instrumento utilizado es un cilindro plástico o de acrílico con dos marcadores radio opacos uno en la base y otro en la tapa superior del cilindro, al irradiar el maniquí en la película queda expresada la diferencia entre los marcadores, reflejando el estado de la perpendicularidad del haz.

## **4.2 DISEÑO Y EJECUCIÓN DEL PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD BÁSICO**

Para ejecutar un control de calidad sobre los equipos de Rx a ser utilizados para la adquisición de imágenes diagnósticas de panorámicas de miembros inferiores se procedió a seleccionar los parámetros que son posibles de evaluar con los elementos disponibles y los que son necesarios para garantizar una calidad de imagen apropiada para un diagnóstico correcto.

De los parámetros requeridos en el protocolo de control de calidad establecido en las Normas COVENIN 218-1, se puede observar que existen parámetros que pueden evaluarse diaria, mensual o anualmente y que representan información necesaria para determinar la operatividad del equipo que se desea evaluar, por lo que se seleccionaron los controles de calidad más relevantes para determinar la óptima operatividad del equipo emisor y su relación directa con los requerimientos del maniquí antropomorfo en diseño.

En este sentido se seleccionaron los siguientes parámetros para ejecutar los controles de calidad del equipo emisor de Rayos X, considerando como puntos más relevantes el sistema de colimación, haz luminoso, la linealidad de las técnicas kv y mAs, reproductibilidad de la emisión generada por el equipo emisor.

En cuanto a los parámetros seleccionados para realizar los controles de calidad los más relevantes para esta práctica son los siguientes:

### **Controles de seguridad mecánicos y eléctricos. (4.1.1.)**

Se procede a evaluar cada control mecánico o electrónico activándolos y verificando que ejecutan la acción esperada al activarlos, o la interrupción de alguna actividad, flujo eléctrico de alimentación del equipo o alguna de sus partes.

Se verifica que los movimientos ejecutados por los interruptores, perillas o botones se efectuarán suavemente, sin saltos o movimientos bruscos, que pudieran causar lesiones al paciente. Esta evaluación dependerá de los grados de libertad que el fabricante, dé a cada equipo sus características propias, por lo que es

recomendable familiarizarse con los manuales de usuario suministrados por el fabricante y usar estos datos como referencia, los movimientos permitidos no deben tener riesgo de colisión.

Es importante verificar que existe una puesta a tierra adecuada y que la misma, cumple con los requerimientos del fabricante y las regulaciones nacionales e internacionales.

#### **Linealidad, reproducibilidad y consistencia de la exposición. (4.1.12)**

Para verificar estos parámetros se utilizara un equipo detector de uso especializado para controles de calidad de equipos de Rayos X, RTI Electrónicos, Digital Dosemeter, SOLIDOSE Model 300, el procedimiento consiste en ubicar el detector en el centro del haz luminoso con ayuda del retículo indicador, luego se procederá a encender el equipo detector y esperar a que se estabilice las lectura, se presiona la tecla reset y con el lector estabel en 0.00 Gy como se muestra en la figura 4.1, se inicia en el selector APP el parámetro que se quiere leer, para linealidad, reproducibilidad y consistencia de la exposición se puede seleccionar



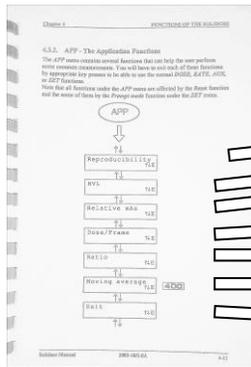
Figura 4.1: equipo detector solidose, en espera de una lectura, a la izquierda se observa el cable al detector.

En el menú, alguna de las alternativas automáticas o hacer las lectura en forma independiente y manual, procesando posteriormente los cálculos necesarios, para ello es necesario ubicar el detector a una distancia de un metro del emisor (tubo de Rayos X) como se muestra en la Figura 4.2 se enciende la luz de colimador para ubicar el detector en el centro del retículo del haz luminoso.



Figura 4.2: En la figura de muestra la ubicación del detector en el centro del retículo del haz luminoso.

Luego se procede a medir la distancia entre el emisor y la superficie, la misma debe ser de un metro, se seleccionan las técnicas y se efectúan la emisiones necesarias para luego analizar la data adquirida, el equipo permite guardar la data de cada exposición y hacer los cálculos en forma automática o mostrar cada valor de exposición y efectuar los cálculos manualmente.



Reproductibilidad  
HVL  
Relative mAs  
Dose / Frame  
Ration  
Moving Average  
Exit

Figura 4.3: en la figura se muestra una foto del manual de usuario del equipo SOLIDOSE 300, en la misma se observan las funciones de medición permitidas para este equipo

El equipo solidose permite efectuar las mediciones que se reflejan en el menú de funciones y en la figura 4.4 se muestran las diferentes alternativas.

#### **Espesor hemirreductor y filtración total. (4.1.14)**

Para realizar este control es necesario disponer de láminas de aluminio de 1mm de espesor cuadradas con lado de 5 Cm (figura 4.3) y realizar el montaje que se describe en la figura 4.5, siguiendo los paso que se muestran en la pantalla del detector, el equipo pide repetir varias veces las emisiones, una vez alcanzados valores suficientes el equipo efectúa los cálculos y muestra en pantalla el espesor Hemirreductor para el tubo de rayos X en evaluación.



Figura 4.4: Se observan las 8 láminas de aluminio con espesor de 1mm y lados de 5 cm, utilizadas para determinar el espesor hemireductor del equipo de Rayos X.

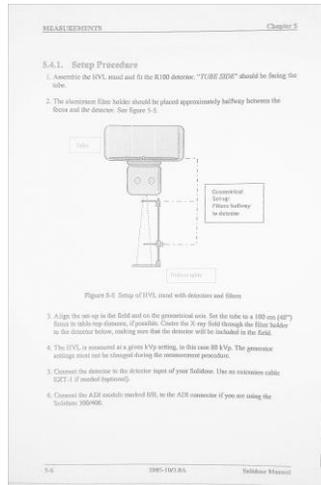


Figura 4.5: En la fotografía del manual se muestra el montaje que se debe realizar para determinar el espesor hemireductor.

### **Congruencia del retículo con el centro del campo luminoso y el centro del campo de radiación. (4.1.17)**

Para evaluar este parámetro se procedió a fijar marcadores radio-opacos sobre cartulina gruesa, los marcadores se elaboraron usando estaño sobre la cartulina se marcó un cuadrado de 30cm X 30cm y se procedió a marcar el centro con dos líneas de estaño sobre lo que sería el retículo del centro del haz luminoso. Como se muestra en la figura 4.6. el procedimiento de uso es el siguiente, se ubica el dispositivo de control de calidad sobre una superficie plana, puede ser la camilla o mesa del paciente, se coloca un chasis 14X17 debajo del dispositivo de control de calidad y se procede a ubicar el tubo de Rayos X a una distancia de un metro de la superficie, se enciende la luz del colimador y se apertura el colimador hasta que el mismo coincida con los bordes formados por el marcador radio-opaco, el retículo del colimador proyectado con la luz visible debe coincidir con el centro de los marcadores (de no ser así se debe efectuar la corrección moviendo el retículo hasta que coincida), una vez ajustado se procede a efectuar una emisión de radiación con una técnica típica baja, (para una mano por ejemplo) se revela la película o se digitaliza según sea el caso y se analiza la imagen. Se debe observar

que las distancias entre los bordes y el centro deben ser en los cuatros lados similares con un error no mayor a 3mm.

#### **Congruencia entre el tamaño de campo luminoso y de radiación. (4.1.18)**

Utilizando el dispositivo usado en el control anterior se procede a ubicar un chasis 14X17 sobre la camilla o la mesa de paciente y sobre el chasis se ubica el dispositivo, se colima el haz luminoso de modo que coincida con los borde de los marcadores radio-opacos sobresaliendo por lo menos 1 mm del área demarcada por los marcadores, se procede a realizar una emisión y se revela la película o digitaliza la pantalla, luego se procede al análisis de la imagen.

Se debe observar que el borde de la imagen externa debe ser simétrico al formado por los marcadores radio-opacos con una desviación no mayor a 3mm.

#### **Alineación del haz luminoso y de radiación. (4.1.19)**

Para esto se usa un cilindro transparente cuyas caras sean perpendiculares y se coloca en el centro de ambas caras un marcador radio-opaco, el mismo se ubica en una superficie plana y se ubica sobre un chasis, se procede a apertura el colimador a su máximo y se hace coincidir los marcadores radio-opacos en el centro del haz luminoso (la sombra del superior debe proyectarse sobre el marcador inferior) y luego se procede a realizar una emisión de radiación y se revela o digitaliza según sea el caso.

El análisis de la imagen obtenida consiste en ver cuál es la desviación de los dos marcadores proyectados sobre la película, es necesario verificar que la superficie del colimador y la de la mesa son paralelas.

El montaje se muestra en la figura 4.8

# Capítulo 5

En el presente capítulo se detalla los procedimientos realizados para el diseño de el Bucky, que se utilizará para la adquisición de las imágenes de panorámicas de miembros inferiores, el diseño, pruebas realizadas en los materiales y diseño de los maniqués antropomorfos para el control de calidad de las imágenes de panorámicas de miembros inferiores.

## **Metodología a implementar para la recolección de datos**

### **5.1 Elaboración del bucky para panorámicas de miembros inferiores.**

En un gran número de centros de radiodiagnóstico cuentan con los recursos mínimos necesarios para la adquisición de imágenes diagnósticas de panorámicas de miembros inferiores ya que tiene equipos de rayos X convencionales y portátiles donde se pueden generar las radiaciones ionizantes necesarias para formar las imágenes diagnósticas, por lo que faltaría un sistema de bucky que permita adquirir las imágenes con los recursos con los que cuentan estas instituciones, según la información adquirida en centros públicos y privados.

Un gran número de centros cuenta con digitalizadores de imagen, que procesan las imágenes en forma digital y un número menor de centros, aún usan procesadoras de revelado húmedo y se encuentran en proceso de migrar a sistemas digitales, en este sentido se trabajara en el uso de los sistemas digitales existentes para la elaboración de un bucky destinado a realizar panorámicas de miembros inferiores que permitan su procesamiento digital o procesado húmedo (cuarto oscuro), para generar las imágenes de panorámicas de miembros inferiores.

### **5.1.1 materiales y diseño de bucky para adquirir imágenes de panorámicas de miembros inferiores**

Para la elaboración del bucky se seleccionó como material para fabricar el soporte y estructura que sostendrá los chasis 14X17 en el lugar adecuado para la adquisición de las imágenes que conformaran la panorámica de miembros inferiores madera, tomando en cuenta en primer lugar los costos, la versatilidad, facilidad de uso de este material para la elaboración de este tipo de estructuras, así como su durabilidad.

El bucky, está destinado a adquirir imágenes de panorámicas de miembros inferiores con el uso de chasis 14X17, para pacientes entre niños y adultos tomando en cuenta una estatura estándar la estatura máxima de la población Venezolana, por lo que se requiere el uso de tres chasis que deben estar configurados de tal forma que la información se solape de tal forma que las tres imágenes puedan unirse y generar una sola imagen donde se incorpore los tres segmentos adquiridos inicialmente.

#### **5.1.2 Materiales necesarios:**

- Listones de madera
- Clavos metálicos
- Pagamento blanco
- Lámina de aglomerado (5mm espesor)
- Cierra eléctrica manual o de banco
- Cinta métrica

### 5.1.3 DISEÑO DEL BUCKY PARA PANORÁMICA DE MIEMBROS INFERIORES.

El diseño de este bucky, está basado en la antigua práctica de usar tres películas 14X17 en un chasis de este largo que las contenía, solapándose una con otra unos centímetros, éste se colocaba detrás del paciente y se emitía radiaciones ionizantes con la técnica apropiada obteniéndose la exposición de la película, luego se revelaban y se obtenían tres imágenes que se superponían y usando cinta plástica se fijaban sobre esta imagen se media y se trazaban los ángulos. En este mismo sentido se uso este principio extrapolado a la adquisición digital usando tres chasis 14X17 que se fijan sobre un marco y se adquieran tres imágenes que se pueden unir digitalmente.

#### 5.1.3.1 ELABORACION DEL MARCO DEL BUCKY

Utilizando tres (3) chasis 14X17 se tomaron las medidas correspondientes a la ubicación de los chasis y los componentes de madera que funcionarían como separadores y fijadores de los chasis, previendo que estos deben tener un espacio adecuado para lograr el solapamiento necesario para que las guías radio opacas permitan ubicar correctamente los lugares de conexión de las imágenes separadas que formaran una imagen panorámica completa.

Para lograr una ubicación correcta se procedió a cortar los listones de madera tres milímetros más que el espesor de los chasis que se utilizarían para la adquisición de las imágenes se deslicen sin problema hasta la posición adecuada.



Figura 5.1: En la foto se muestra la distribución de los chasis esbozando la forma en la que se ubicaran para solaparse.

### 5.1.3.2 EMSAMBLAJE DEL BUCKY



Figura 5.2: en la foto se muestran los materiales con los que se ensamblara el bucky para miembros inferiores.

Se procedió a marcar con lápiz sobre los soportes laterales los puntos donde se fijarían los listones que servirán de soporte de los chasis, se cortaron los listones del tamaño elegido y se procedió a pegar usando cola blanca y clavos para madera, como se muestra en las fotografía que se muestran a continuación.



Figura 5.3: en las fotos se muestra el proceso de ensamblaje del bucky de miembros inferiores y como se distribuirán los chasis en su interior.

En las imágenes se observa el ensamblaje de las dos caras del bucky que soportara los chasis 14X17 y que servirán de soporte fijándolos en una posición que permitirá obtener imágenes solapadas que conformarán la imagen panorámica de miembros inferiores.



Figura 5.4: en la foto se muestra el bucky en dos partes ya listo para acoplar y totalmente ensamblado.

En estas imágenes se puede observar las dos caras que conforman el bucky antes de su ensamblaje y luego de ensamblado ya con los chasis ubicados en su posición.

En la figura 5.5, a la derecha se observa la primera panorámica de miembro inferiores practicada a un paciente voluntario, en la que identificaron defectos del diseño que requirieron mejorarse para obtener una imagen de calidad diagnóstica y que cumpliera con los requerimientos y expectativas iniciales, entre las que destacan:

1. El bucky se encuentra pegado al piso y el paciente se para frente al bucky por lo que no se obtiene una imagen que abarque los pies del paciente faltando esta información en la imagen.



Figura 5.5: en la foto se muestra la primera prueba realizada con un paciente.

2. Las marcas radio opacas no son fáciles de ubicar ya que el material no cuenta con la densidad adecuada dificultando la integración de las imágenes.
3. El paciente se ubica frente a el bucky pero al no contar con un marco de referencia, si el operador no verifica su posición con respecto a los chasis la imagen obtenida puede estar corrida hacia la derecha o izquierda pudiendo existir la posibilidad de que se pierda información y se requiera adquirir una nueva imagen.

### **5.1.3.3 CORRECCION DE LOS DEFECTOS DETECTADO INICIALMENTE**

Para solventar el defecto numero 1 detectado se procedió a usar un escalero de marmol metálico antes del bucky que eleva al paciente 10 cm sobre el nivel del piso y que permite obtener la imagen de los pies en la adquisición esta prueba se ejecuto con éxito solventando este defecto de diseño.

El segundo defecto detectado se solvento cambiando las marcas radio opacas iniciales por marcas de plomo de espesor de 2mm que son fácilmente visibles en las imágenes tanto directas como las superpuestas por lo que se facilita el proceso de integración de las imágenes para formar la imagen de panorámica de miembro inferiores.

En el caso de el defecto de ubicación del paciente el defecto de diseño se subsano efectuando un marcaje sobre la superficie del bucky y el escalero de ubicación del paciente para facilitar su ubicación por parte del técnico radiólogo operador del equipo, este marcaje consistió en delimitar el borde de la pared del bucky y con líneas de guía y una línea central.

En las figuras 5.6 y 5.7 se puede ver las fotos que muestran las correcciones realizadas y los resultados obtenidos con estas modificaciones sobre el diseño inicial, una vez obtenido los resultados de una imagen correspondiente a una

panorámica de miembros inferiores se afinaron los procedimientos de integración de las tres imágenes que forman la panorámica de miembros inferiores. En este mismo sentido el bucky resulta ser muy versátil permitiendo obtener imágenes integradas de la columna completa (panorámicas de columna).



Figura 5.6: en la foto se observa una panorámica de miembros inferiores, las tres imágenes individuales fueron unidas usando la referencia de los marcadores radio-opacos.



Figura 5.7: en la foto se observa una panorámica de columna

En las imágenes obtenidas usando el bucky diseñado se puede una vez realizado los procedimientos de integración de las imágenes es posible tomar las medidas y análisis requeridos por el personal médico, en primera instancia las medidas de distancia y los ángulos, de esta forma es posible medir los ejes mecánicos y ejes anatómicos, en las figuras se muestra un ejemplo de los resultados iniciales

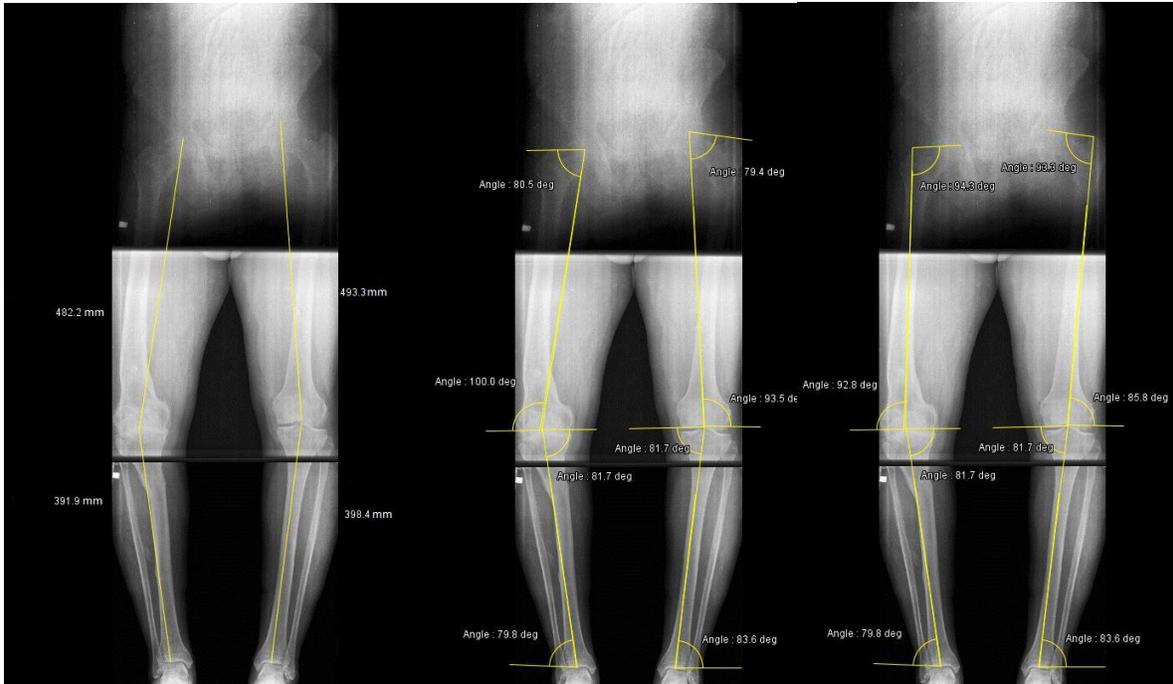


Figura 5.8: en las fotos se observa las panorámicas de miembros inferiores sobre las que se realizó tres procedimientos, a la izquierda se midió los fémures y las tibias, en el centro se midieron los ángulos correspondientes a los ejes mecánicos y a la derecha se midieron los ángulos del eje anatómico.

## 5.2 DISEÑO Y ELABORACIÓN DE MANIQUÍ ANTROPOMÓRFICO

los maniqués antropomórficos tienen como objetivo evaluar el correcto funcionamiento de los equipos de generación de radiación y formación de imagen así como los procesos utilizados para alcanzar una imagen diagnóstica de calidad, sin someter a radiación a seres humanos u organismos vivos que pudieran verse afectados por los efectos secundarios de las radiaciones ionizantes simulando el área del estudio a realizar en un ser humano, en este caso deben simular los miembros inferiores de pacientes para lo que se ha seleccionado la elaboración de tres posibles pacientes niño, joven y adulto, donde se evaluara la calidad de la imagen radiológica y parámetros físicos relacionados directamente con la calidad de la imagen diagnóstica.

Para esto se tomo como punto de partida los parámetros que evaluara el médico, que en principio le permitirán efectuar en diagnostico fundamentado en la calidad de la imagen y las medidas tomadas de las imágenes diagnosticas obtenidas.

El profesional médico requiere evaluar de la imagen diagnóstica distancias y ángulos, como información necesaria para obtener un resultado que le permita generar un diagnóstico fundamentado en la calidad de las imágenes y de la garantía de calidad de las mismas; por lo que las imágenes deben cumplir con algunos parámetros que garanticen evaluación de las escalas de contraste, alto contraste y bajo contraste; de esta manera las imágenes obtenidas, puedan definir los límites de estructuras presentes que permitan una medida de las mismas, así como validar esas distancias obtenidas, ya sea validando las medidas a escala real 1:1 o generando un factor de corrección que pueda ser aplicado directamente a las medidas generadas.

El test utilizado, está basado en las medidas Standard de miembros inferiores en plano frontal y plano lateral donde se requiere realizar medidas de ángulos que están definidos como normales en un intervalo prefijado, por lo que se requiere definir las tolerancias en el error de las medidas y disminuirlas, en esto juega un factor crucial la calidad de la imagen diagnóstica obtenida.

### 5.2.1 ANTECEDENTES:

#### **Phantom PBU-50**

En el mercado existen algunos maniqués antropomórficos para diferentes prácticas, radioterapia, medicina nuclear, radiología convencional y fluoroscopio, en el caso específico de radiología convencional uno de los maniqués más completos antropomorfos que simula un cuerpo entero es fabricado por la empresa **Supertechx** quienes fabrica maniqués de control de calidad específicos y antropomorfos, uno de ellos es el Phantom PBU-50 de cuerpo entero que tiene como función principal la enseñanza del posicionamiento del paciente y la práctica de personal en formación (técnicos radiólogos) e investigación, siendo anatómicamente preciso, es posible realizar mediciones y controles de calidad básicos aun cuando no está diseñado específicamente para tal fin.

El Phantom PBU-50 cuerpo entero es un phatoma antropomórfico de cuerpo entero de tamaño natural con un esqueleto sintético de última generación, pulmones, hígado, mediastino y riñones insertados para simular el tejido blando original. Las juntas móviles permiten el posicionamiento básico para rayos X y las aplicaciones de entrenamiento e investigación, el phantom puede ser desmontado en varias piezas anatómicas individuales.

<http://www.supertechx-ray.com/Anthropomorphic/FullBodyPhantoms/PBU-50.php>



Figura 5.9: En la foto se puede ver Phantom PBU-50 de cuerpo entero de tres dimensiones.

### PHANTOM PIXY

Es un maniquí antropomorfo diseñado para práctica y enseñanza a personal de formación en radiología, +oél mismo cuenta con partes móviles que se pueden ubicar en posiciones anatómicas diferentes

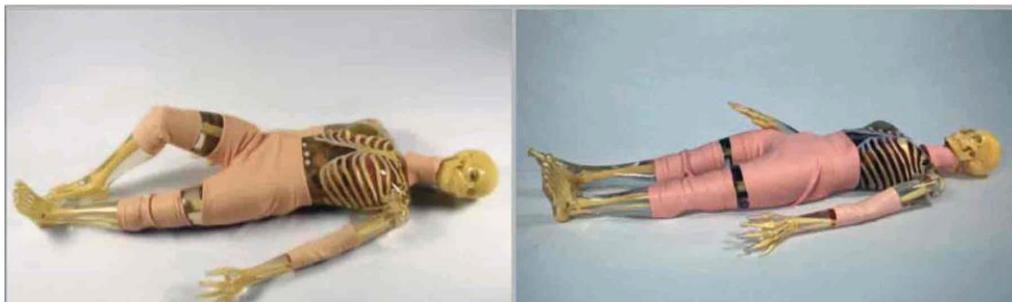


Figura 5.10: En las fotos se observa el maniquí PIXY de cuerpo entero transparente, que permite ver las estructuras óseas y posicionar mejor para la obtención de imágenes de las proyecciones necesarias.

[http://www.jzimagining.com/rsd\\_pixy\\_x-ray\\_training\\_teaching\\_phantom.htm](http://www.jzimagining.com/rsd_pixy_x-ray_training_teaching_phantom.htm)

Estos phantomas tienen características generales muy parecidas, su peso es de unos 50 Kgs aproximadamente y una estatura de 160 cm la exactitud anatómica es muy buena permiten movimientos que, no están diseñados para realizar controles de calidad en panorámicas de miembros inferiores pero se podrían adaptar a tal fin, su costo es alto.

## **5.2.2 PARÁMETROS GEOMÉTRICOS A EVALUAR**

### **5.2.2. SISTEMA DE COLIMACION**

El sistema de colimación es un dispositivo que permite la salida del haz de radiación en un área determinada, la cual puede ser variada con mandos de apertura o cierre, el mismo cuenta con un sistema de luz visible que coincide con el haz de radiación y permite ubicar el área que se desea exponer a la radiación contribuyendo con la protección radiológica del paciente al evitar la exposición de tejidos que no se requiere exponer a la radiación.

#### **5.2.2.2 ALINEACION DEL HAZ**

El haz de radiación está alineado con el sistema de colimación y debe ser perpendicular al eje del tubo generador de la radiación, el mismo debe coincidir con el haz de luz visible que sirve de guía para que el operador seleccione el área que desea exponer a la radiación.

#### **5.2.2.3 TAMAÑO DEL CAMPO**

El tamaño del campo es variable y se puede abrir o cerrar usando los mandos, los mismos están configurados para abrir o cerrar simétricamente con respecto al centro del haz, tanto en alto como en ancho, y es necesario comprobar que funcionan correctamente.

## **5.2.3 PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN**

### **5.2.3.1 EXACTITUD DE LA DISTANCIA**

La exactitud de la distancia es uno de los parámetros que deben ser verificados con el maniquí, para ello el maniquí estará compuesto de artefactos cuya distancia es conocida y ha sido validada con instrumentos de medición aceptados para tal fin, entre las verificaciones de distancia es importante verificar las distancias obtenidas una vez fusionadas las imágenes individuales verificando de esta forma que existe pérdida de información y que la imagen procesada conserva

la exactitud requerida para lograr una imagen diagnóstica y las medidas obtenidas con este procedimiento se correlacionan directamente con los valores reales y el error está por debajo de un porcentaje razonable.

#### **5.2.3.2 EXACTITUD DE LAS MEDIDAS DE LOS ÁNGULOS**

Es necesario que se verifique los ángulos que se medirán sobre la imagen obtenida en el paciente y para ello se medirán los ángulos sobre el maniquí validando esta información luego de procesar las imágenes individuales obteniéndose una imagen panorámica de miembros inferiores, para este fin el maniquí debe contar con artefactos que permitan medir fácilmente ángulos y la verificación sobre la imagen de maniquí antropomorfo de los ángulos requeridos para lograr las medidas relacionadas con los ejes mecánicos y anatómico.

#### **5.2.3.3 ALTO CONTRASTE**

El alto contraste tiene como objetivo el diferenciar regiones con alta densidad de otras con una densidad muy baja por ejemplo hueso de aire o músculo de baja densidad, en este caso es posible distinguir estructuras con una diferencia de densidad alta, hasta en estructuras de dimensiones bajas. Para esto se usan artefactos que tiene diferencia alta de densidad, en algunos maniquíes se usan escaleras de material cuyo aumento de densidad es progresivo y diferenciable a simple vista.

#### **5.2.3.4 BAJO CONTRASTE**

El bajo contraste se aprecia en estructuras que tienen una densidad cercana una de otra por lo que diferenciarlas es difícil dentro de la imagen radiológica por lo que para diferenciarlas es necesario que exista un margen mínimo de contraste entre las estructuras o artefactos que simulan dichas estructuras.

### **5.2.3.5 ESCALA DE CONTRASTE**

la escala de contraste, permite apreciar los diferentes tonos de gris que se pueden obtener con las diferentes densidades del material utilizado o con espesores progresivos de material, es posible lograr estas escalas de gris usando una rampa o una escalera de material de una densidad conocida y al conocer las dimensiones del artefacto obtener las densidades para cada distancia y espesor del material usado, uno de los sistemas más simple es el de una escalera con escalones de altura similar y de material similar pudiendo distinguir fácilmente los tonos de gris y asociarlos con su densidad.

## **5.3 MATERIALES ESTUDIADOS PARA EL DISEÑO DEL MANIQUÍ ANTROPOMORFO**

### **5.3.1 IODO (CONTRASTE ENDOVENOSO)**

Uno de los materiales que se seleccionó para el estudio de factibilidad fue el yodo, ya que es normalmente utilizado como contraste endovenoso en pacientes en tomografía y en estudios radiológicos de hiterosalpincografias donde por su densidad atenúan muy bien las radiaciones ionizantes permitiendo delinear estructuras dentro del cuerpo humano, llegando a densidades ópticas muy cercanas al hueso.

En experiencias laborales al efectuarse estos estudios radiológicos, cuando se derrama algo de esta sustancia es necesario limpiar a fondo el área de dispersión, para evitar que en las posteriores tomas aparezcan artefactos, por esta razón se planteó la idea de usar este contraste como una forma de simular estructuras en este caso huesos, para lo que se usó dos métodos factibles que permiten agregar el yodo a estructuras con la forma deseada.

### 5.3.1.1 SOLUCION DE IODO SOBRE PAPEL

Para lograr que el yodo se amoldara a una estructura física se procedió a usar una solución de yodo sobresaturada para anexarlas a hojas de papel carta bond 20, a esta solución se le anexó cola plástica a fines de permitir que el yodo se fijara a la hoja y sirviera como enlace entra varias hojas de papel para obtener varias capas que permitieran aumentar la densidad hasta los valores deseados para conseguir simular las estructuras óseas y la estabilidad del yodo dentro de la estructura en las primeras pruebas se obtuvo una escala de densidades formando una estructura de escalera que permite cuantizar el número de capas necesarias para alcanzar los valores y resultados deseados.

Para verificar que la atenuación de radiación de la combinación de las capas de papel y el yodo son suficiente para generar una imagen radiológica adecuada a lo que se desea obtener, se inicio fijando sobre el bucky de panorámicas de miembros inferiores comercializado por AGFA y se colocó un chasis digital en blanco, usando una técnica para un pacientes promedió, y se inició una emisión de radiación.



Figura 5.11: En la foto se observa el posicionamiento de las pruebas realizadas sobre papel y contraste yodado.

Configuración del equipo de Rx con el colimador apuntando al bucky de miembros inferiores ubicado en la pared opuesta.



Figura 5.12: En las fotos se observan los artefactos de papel con contraste yodado sobre el bucky de miembros inferiores comercializado por AGFA, el mismo usa tres chasis, los artefactos se ubicaron en la parte superior del bucky.

Ubicación de los artefactos que permitirán evaluar las densidades y atenuación sobre el bucky de miembros inferiores.

En la figura 5.13 se aprecia las dos proyecciones obtenidas al irradiar los artefactos a una distancia de 1.80 mts distancia fuente superficie, los artefactos se colocaron sobre el bucky de panorámicas de miembros inferiores y se procedió a efectuar una emisión de radiación ionizantes con una técnica de 80kv 30mAs, al digitalizar el chasis se observan las imágenes representadas radiológicas.

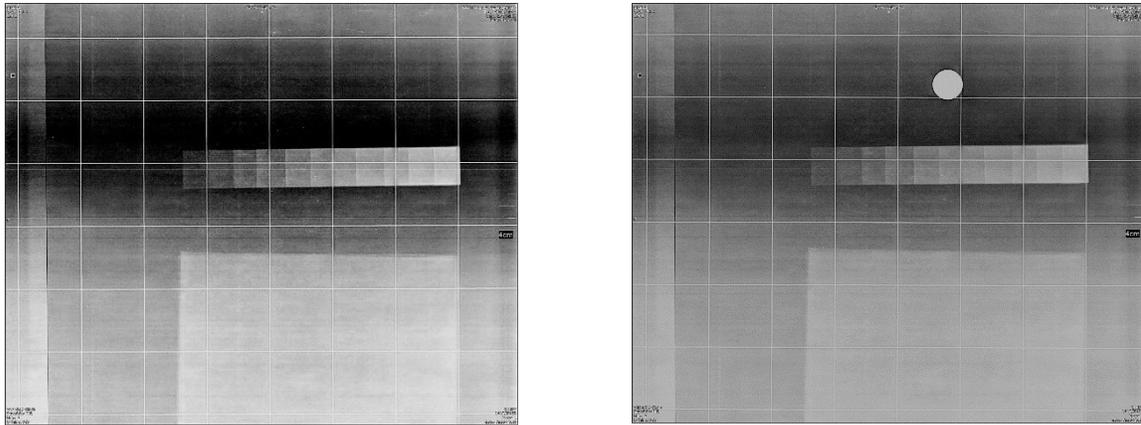


Figura 5.13: En las fotos se observa las imágenes obtenidas al digitalizar los chasis, utilizando una técnica típica de adulto, donde se puede observar las distintas densidades para cada espesor, en la imagen de la derecha se agregó una moneda para comparar la atenuación con los artefactos.

En la primera proyección se observa la escala de contraste formada por la escalera de materia que forma densidades que aumentan progresivamente caracterizadas por ser más oscuras las áreas con menor densidad y más claras las áreas con mayor densidad, es decir tenemos dos extremos negro (gris oscuro) aire o densidades muy bajas y blanco (gris claro) hueso o densidades muy altas, con la escalera cada escalón tiene una atenuación diferente que aumenta progresivamente con el número de capas de materia que se anexa por lo que va desde un gris oscuro hasta un gris claro cercano a la densidad radiológica del hueso.

### **5.3.2 IODO (CONTRASTE ENDOVENOSO) EN GELATINA**

Las soluciones yodadas con alta concentración (sobre saturadas) atenúan con gran facilidad las radiaciones ionizantes pero resultan ser inestables ya que al secarse adoptan la forma que se le dé, con la desventaja que al poco tiempo se inicia un deterioro del material, por lo que se requiere protegerlo con algún otro material que permita su conservación por un tiempo más largo, en este sentido se realizó la prueba usar la solución yodada para mezclada con gelatina preparar una solución que al secar permita mantener las formas y la integridad del material sin

deteriorarse rápidamente, permitiendo la durabilidad deseada para hacer el maniquí.

Se procedió a preparar la gelatina como indican las instrucciones del fabricante variando que en lugar de usar agua se uso una solución de contraste yodado según la mitad de las proporciones sugeridas para garantizar que el material se solidifique en un corto tiempo y mantenga su integridad en el tiempo.

Una vez, que se homogeneizó la solución de gelatina se procedió a verterla sobre un recipiente plano de tamaño la suficientemente grande como para cortar con los moldes las formas deseadas, en este caso las estructuras óseas que conformarán el maniquí y las pruebas previas.



Figura 5.14: en la figura se pueden ver los materiales utilizados para mezclar la gelatina con el contraste

En la gráfica se puede apreciar los materiales que se utilizaron para efectuar la mezcla de gelatina y contraste yodado, una concentración sobre saturado de yodo, gelatina comercial, recipiente graduado, papel aluminio para formar un recipiente que permita formar una lámina de la mezcla de gelatina – yodo, para luego vaciar en el recipiente y formar una lámina delgada.

Una vez homogeneizada la mezcla se procedió a vaciarla en el recipiente formado con el papel aluminio y esperar a que ésta, se endurezca adquiriendo propiedades de durabilidad y resistencia apropiadas para el objetivo.



Figura 5.15: En las fotos se observa a la izquierda los patrones que serán utilizados para cortar los artefactos con las formas anatómicas de las estructuras óseas necesarias y en la foto de la derecha se observa el vaciado con gelatina sobre el molde plano de papel de aluminio.

Una vez endurecido la mezcla de gelatina – iodo se procedió a cortar los moldes y realizar las pruebas de atenuación de radiación con los espesores para verificar si esta mezcla de materiales es de factible uso como material para el diseño del maniquí antropomorfo.

### 5.3.3 YESO

El yeso es un material con una densidad alta que permitiría simular hueso y en las rutinas de evaluación de control de fracturas luego de colocar el yeso como material de inmovilización se observa su propiedad de atenuación de la radiación, por esta razón y por ser un material de fácil manejo, duradero fácil de reproducir con la generación de moldes, se adoptó como material de prueba.

En primer se procedió a verificar su capacidad de atenuación, para lo cual se hizo una lámina de aproximadamente 3mm de espesor y se procedió a cortar la misma en láminas delgadas para formar una escalera a fines de cuantizar la escala de contraste



Figura 5.16: En la foto se observa una lámina de yeso con espesor de 2mm que es cortada en láminas de 5cm de ancho y se usaran para fabricar una escala de contraste con la finalidad de determinar el espesor de yeso necesario para simular la atenuación aproximada del hueso.

Láminas de yeso de aproximadamente 3mm cortadas para formar una escalera de yeso con superposición de material que permitirá evaluar la atenuación del material y determinar la cantidad de yeso necesario para realizar el maniquí antropomorfo.

En la figura 5.16 se aprecia la escalera de yeso sobre la que incidirá el haz de radiación que permitirá evaluar la atenuación según la cantidad de capas de material de esta forma se puede cuantizar la densidad midiendo las UH.

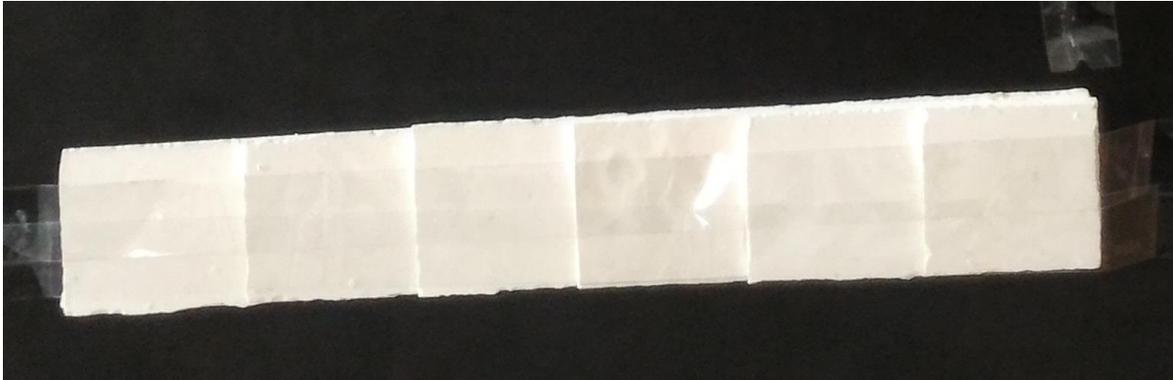


Figura 5.16: En la foto se observa una escalera de yeso cada peldaño esta formado por espesor inicial de 2mm y que aumenta a medida que sube 2mm por escalón, lo que permitirá determinar el espesor necesario para simular hueso.

Al realizar la prueba se observa que la atenuación es generada por las capas de yeso son muy eficientes.

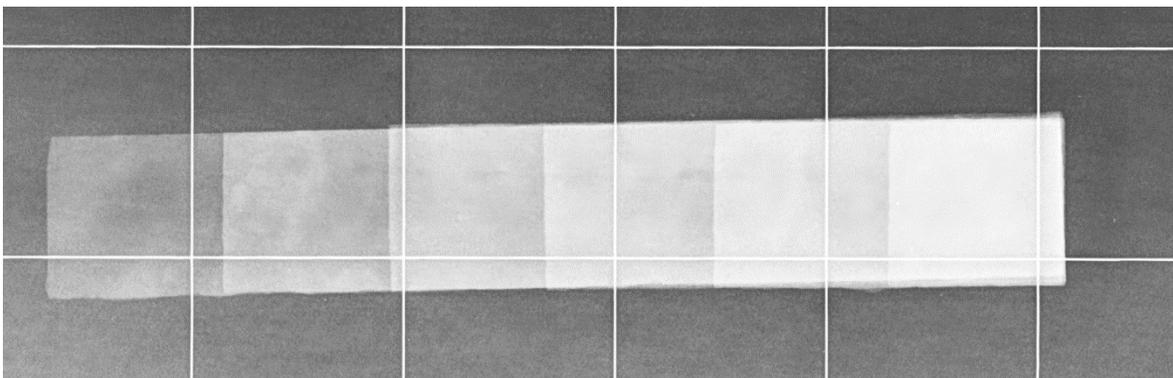


Figura 5.17: En la foto se observa una escalera de yeso una vez efectuada la Rx de la escalera de yeso y digitalizada la imagen.

En la imagen radiográfica se puede ver de izquierda a derecha el incremento de densidad en las láminas superpuestas.

### **5.3.4 Análisis de materiales propuestos para el maniquí antropomorfo**

Los materiales inicialmente propuestos cumplen con varios de los requisitos necesarios para elaborar el maniquí, dando resultados parciales satisfactorios, para la selección final del mismo se requiere que el material cumpla con características físicas, y características industriales que permitan su fácil manejo para la elaboración y reproductibilidad de los resultados, que resulten en la posibilidad de reproducir el maniquí con todas sus características el número de veces que se requiera.

#### **5.3.4.1 Características que debe cumplir el material**

La selección del material está sujeta a que el mismo cumpla con las siguientes características:

- Atenuación de la radiación que permita con los espesores apropiados simular el hueso de un paciente promedio.
- Caracterización de la atenuación de la radiación pudiendo interpolar o extrapolar los espesores necesarios para simular el tejido óseo que se requiere simular.
- Durabilidad el material debe presenta características de resistencia, estabilidad y durabilidad, que permitan una vez adoptada una forma la misma se conserve por un tiempo largo manteniendo sus características de atenuación de la radiación y forma.
- Reproductibilidad el material debe ser reproducido con características similares según las proporciones determinadas garantizando que cualquier pieza hecha con este material tendrá las mismas características de atenuación a la radiación y uniforme (densidad constante).
- Moldeable, el material seleccionado debe permitir ser fácil de usar para reproducir las piezas o artefactos que simularan los huesos que conformaran el maniquí antropomorfo.

### **5.3.5 Pruebas realizadas para la selección del material**

Con la finalidad de verificar si el material en estudio cumple con los requerimientos iniciales y al adoptar las formas de los artefactos que simularan los huesos que conformaran el maniquí se procedió a realizar una serie de pruebas que permitieran determinar la factibilidad de uso del material empleado dándole la forma requerida.

En este sentido se seleccionaron las formas de los artefactos que conformaran las estructuras óseas a utilizar en el maniquí, compuesto de una estructura ósea que simulara la pelvis, ambos fémur, ambas tibias y peroné, así como la estructura que simulara los pies del paciente, estos se imprimieron en papel a tamaño natural escala 1:1 para un formar un maniquí que simulara un adulto y un niño, este molde inicial será utilizado como punto de partida para las pruebas preliminares.

#### **5.3.5.1 pruebas con solución de iodo sobre papel**

Inicial mente se superpuso varias capas de papel impregnadas de solución iodada y pegamento que formando capaz laminares, que aumentan gradualmente su resistencia física, atenuación a la radiación y por consiguiente su durabilidad, Con este método se lograron resultados parciales favorables, la atenuación de la radiación a los niveles necesarios para lograr simular tejidos óseo se logra con espesores relativamente bajos en el orden de 10 capas de material equivalentes aproximadamente a 5mm de espesor esto permitió realizar las pruebas de campo en las que se adoptó la forma de las estructuras de los miembros inferiores y se procedió a efectuar las simulaciones iniciales para verificar el material y sus características.

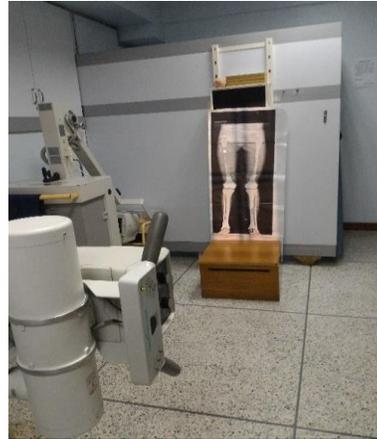


Figura 5.17: En las fotos se observa la primera prueba ejecutada con los artefactos realizados con yodo sobre papel, se procedió a ubicar sobre el bucky y efectuar una adquisición con técnicas estándar para un paciente adulto.

En la figura se muestra la configuración del equipo de Rx y el bucky marca AGFA utilizado para la prueba, sobre el bucky se colocó las estructuras óseas simuladas por el material de solución de yodo sobre papel simulando un paciente de pie.

Al efectuar la emisión de radiación con una técnica radiológica 80 kv 35 mAs que es una técnica usada para un paciente promedio, por lo general el rango de técnica radiológica para este tipo de estudio oscila entre 80 - 90 Kv y 30 - 45 mAs a una distancia de 180 cms entre el emisor de radiación (tubo de Rx) y el receptor (bucky con chasis), luego de la emisión de radiación se obtienen tres imágenes de los tres chasis que componen el sistema de detección de imágenes, estas imágenes contienen información sobre tres áreas de los miembros inferiores que posteriormente serán unidas para formar una imagen panorámica de los miembros inferiores, dependiendo del sistema usado las mismas pueden unirse manualmente o mediante un sistema automatizado.

En la figura 5.18 se puede ver las fotografías que muestran las imágenes separadas obtenidas inicialmente.

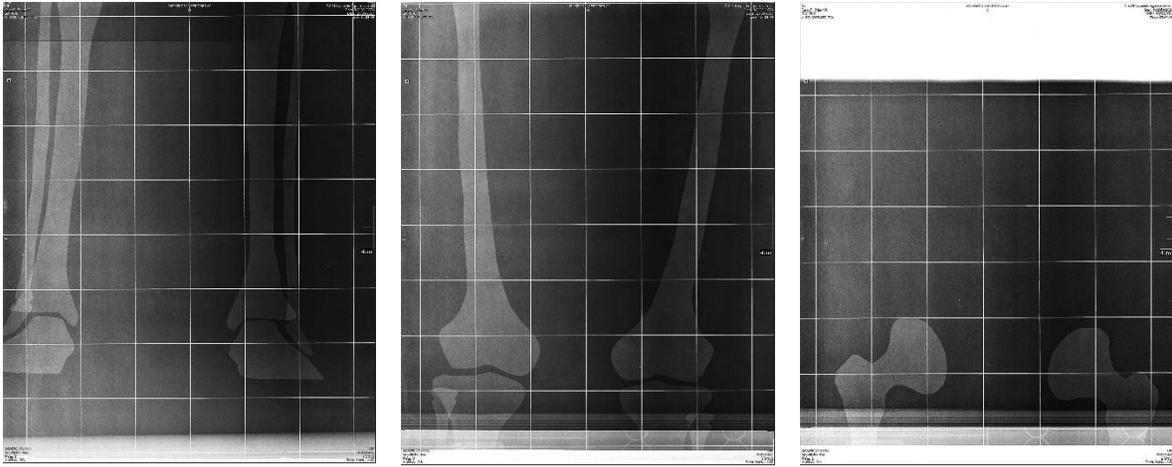


Figura 5.18: En las fotos se observa las tres secciones que conformaran la panorámica de miembros inferiores al ser unidas en una sola imagen.

Una vez digitalizadas las imágenes se procede a unir las, seleccionando el orden de las mismas para que se efectúe un correcto acople de las imágenes en una panorámica de miembros inferiores, ya que si la selección es incorrecta el sistema automático puede generar una imagen que al unirlas no refleje una imagen anatómicamente correcta.

En la figura 5.19 se muestra una imagen unida que contiene las tres imágenes y que corresponde a una selección apropiada de la secuencia de unión de las imágenes que conforman la panorámica de miembros inferiores y otra secuencia que no fue apropiadamente seleccionada, generando una imagen que no es anatómicamente correcta, por lo que podemos decir que el operador es un factor fundamental en la formación de la imagen final ya que los sistemas automáticos pueden generar fallas y las mismas se pueden corregir una vez presentada con la manipulación apropiada del software.

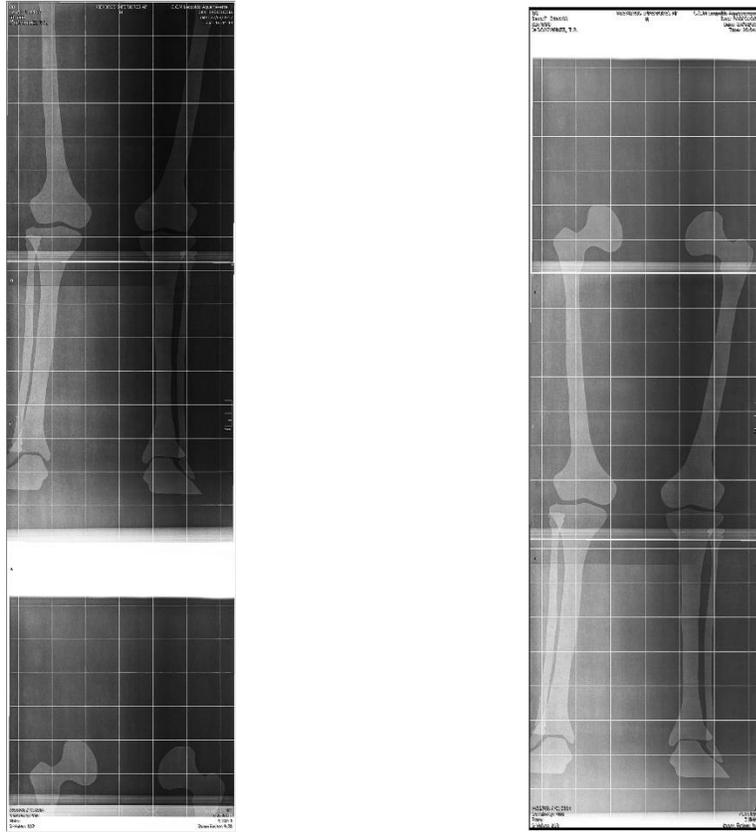


Figura 5.19: En la foto de la izquierda se observa una selección inapropiada de las imagen y el sistema automático de unión de imágenes las acoplo sin una correspondencia anatómica apropiada, una vez que el operador detecta el error puede editar y efectuar la corrección, obteniendo una imagen con las correspondencias anatómicas apropiadas, imagen que se puede ver la foto de la derecha.

En esta primera prueba se observa que el material genera una imagen que apropiada a las proporciones anatómicas y atenúa la radiación ionizante en una forma apropiada, permitiendo adoptar las formas anatómicas que simulan un paciente por lo que es posible usar este material para la fabricación del maniquí antropomorfo que se requiere.

Trascurrido un mes de esta prueba se repitió y se detectó que el material es muy sensible a la humedad por lo que se producen deformaciones en el material, estas deformaciones consisten en que al transcurrir el tiempo el material se curva sobre si mismo variando sus características estructurales.

### **5.3.5.2 pruebas con Gelatina con solución de iodo**

La gelatina hecha con una solución sobre saturada de iodo se colocó en el recipiente y se esperó a que se solidificara, la misma mantuvo su forma y consistencia durante 5 días y al aumentar la humedad inició un proceso de deterioro perdiendo su consistencia por lo que no se pudo cortar las formas anatómicas requeridas para simular el hueso y los miembros inferiores que se requieren para el maniquí antropomorfo.

### **5.3.5.3 Pruebas con yeso**

El yeso, mostró en las pruebas iniciales que a espesores de entre un milímetro y 10 milímetros tenía una atenuación similar a las estructuras por lo que se efectuaron las pruebas para verificar su factibilidad para conformar el maniquí y sus características, en el proceso de selección de las estructuras anatómicas a simular, se seleccionó patrones similares a los usados en los ensayos realizados con la solución sobre saturada de iodo en papel, esto con la finalidad de comparar los resultados y tener un criterio de selección objetivo.

Por las características del yeso es necesario formar moldes que permitan elaborar los artefactos que simularan las estructuras óseas del maniquí antropomorfo, para lo que se tomaron los patrones iniciales sobre papel y se dio la forma de cada hueso, tomando una base de vidrio se moldeó en plastilina el cada hueso para posteriormente hacer el molde que se usará para reproducir los artefactos que formaran el maniquí.

A continuación se muestra la secuencia fotográfica de las pruebas realizadas para lograr la realización de los patrones y moldes que se usaran posteriormente para ensamblar el maniquí antropomorfo.

En la figura 5.20, 5.21 y 5.22 se muestran los patrones cortados en cartulina, que sirvieron para realizar los modelos de cada estructura en plastilina con el espesor deseado (2 cm), en estas fotos se observa la cadera, el fémur, la tibia, el perone y el pie de un paciente adulto y un niño.

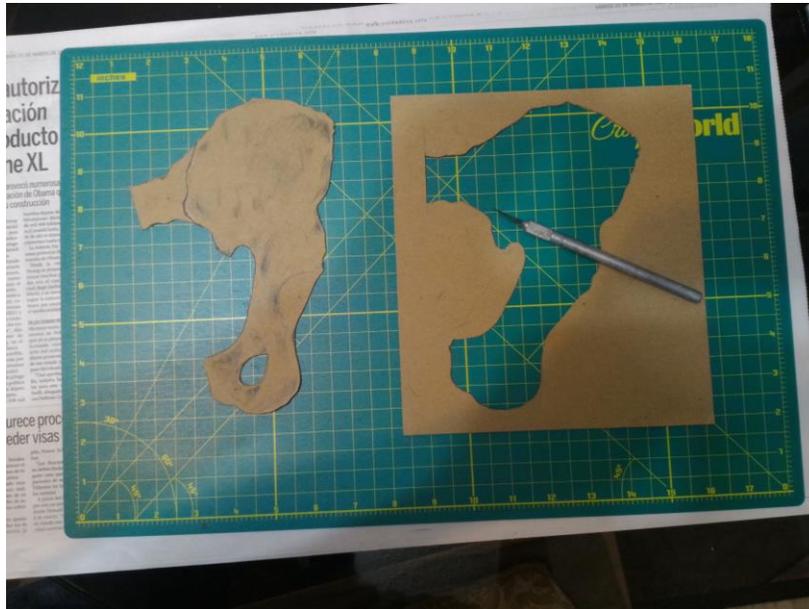


Figura 5.20: se aprecia el modelo de la cadera que será usado para moldear la cadera en plastilina.



Figura 5.21: En la fotografía se observa el fémur, el pie y el peroné, en plastilina, con los modelos en cartulina.



Figura 5.22 : En la figura se observa la cadera y la tibia, en plastilina con el modelo en cartulina.



Figura 5.23: En la figura se observa el pie, el fémur y el peroné, en plastilina con el espesor de 2 cm, necesario para lograr la atenuación requerida del haz de radiación.

Una vez logrados los modelos en plastilina a partir de los patrones en cartulina se procedió a cubrirlos con una capa gruesa de silicona que adoptara la forma de las

figuras en plastilina para poder realizar los moldes y efectuar el copiado, lo que permitirá la reproducción de estas figura en las cantidades que sean necesarias.

En las figuras 5.24, 5.25 y 5.26 se muestra el proceso en detalle y el método para lograra la reproducción de los artefactos que conformaran



Figura 5.24: en la foto se observa el fémur, peroné y pie de adulto, sobre el mismo marco se puede ver el fémur, peroné, cadera y pie de un niño, todos en plastilina y cubiertos con una capa de silicona, sobre las cuales se coloco botones de silicona para establecer los puntos de anclaje con el yeso que servirá de base para los moldes.

Para evitar deformaciones en el molde logrado con la silicona es necesario hacer una base con un material que aporte la resistencia necesaria para mantener la forma y evitar deformaciones, en este sentido se coloco un borde con una altura superior a la figura formada por la silicona y se procedió a colocar yeso, como se muestra en las figuras 5.25 y 5.26.



Figura 5.25: en la foto se muestran los bordes alrededor de las formas que fueron cubiertas con silicona.



Figura 5.26: en esta figura se muestra las figuras que complementan los artefactos necesarios para armar un maniquí completo de adulto y niño.

El siguiente paso en vaciar el yeso alrededor de la figura y la barrera alrededor de la figura formara la base de yeso que proporcionara la rigidez necesaria para las futuras reproducciones de cada artefacto necesario.



Figura 5.27: en la figura se muestra las base de yeso, con los moldes de silicona y el vaciado de yeso que formara las figuras o artefactos que conforman la estructura del maniquí.

Una vez obtenidos los artefactos que simulan las estructuras óseas se procedió a realizar las pruebas colocándolas sobre un soporte, estructura semirrígida que soportara las estructuras en su posición y mantendrá su integridad, ésta tiene dimensiones de 125 cm X 35 cm y en su interior están distribuidos los artefactos que simulan las estructuras óseas y las mantendrán en posición.

Los detalles de la elaboración de los soportes y artefactos del maniquí se explicaran en el capítulo 6 de este trabajo con el detalle requerido.

Para logara esto fue necesario armar un marco sobre el cual se colocaron las estructuras y para sostenerlas se utilizó una maya plástica que permitirá mantener

la posición de las estructura con una mínima atenuación del haz de radiación, en las figuras 5.28 y 5.29 se muestra como se armó este marco.



Figura 5.28: En la foto se muestra la forma en la que fue armado cada marco los mismos tienen un ángulo de 90 grados en cada esquina y su forma es rectangular, para garantizar que mantuvieran esta forma se uso pega y clavos.



Figura 5.29: En las figuras se muestra el soporte que mantiene alineado a 90 grados los listones mientras se seca el pegamento.

En las figura 6.17 se muestra las adquisiciones realizadas con este maniquí y las imágenes procesadas.

#### **5.4 material seleccionado**

Una vez realizadas las pruebas se procedió a seleccionar el material definitivo con el que se desarrollara el maniquí para esto se sometió las pruebas parciales a la evaluación de las características necesarias determinadas inicialmente, ya que el maniquí debe cumplir con estas características, recordemos:

- Atenuación de la radiación que permita con los espesores apropiados simular el hueso de un paciente promedio.
- Caracterización de la atenuación de la radiación pudiendo interpolar o extrapolar los espesores necesarios para simular el tejido óseo que se requiere simular.
- Durabilidad el material debe presenta características de resistencia, estabilidad y durabilidad, que permitan una vez adoptada una forma la misma se conserve por un tiempo largo manteniendo sus características de atenuación de la radiación y forma.
- Reproducibilidad el material debe ser reproducido con características similares según las proporciones determinadas garantizando que cualquier pieza hecha con este material tendrá las mismas características de atenuación a la radiación y uniforme (densidad constante).
- Moldeable, el material seleccionado debe permitir ser fácil de usar para reproducir las piezas o artefactos que simularan los huesos que conformaran el maniquí antropomorfo.

En las pruebas realizada con los materiales seleccionados se constató cada una de las características requeridas y aunado a este análisis se analizó la posibilidad de reproducir estos procesos para generar una cantidad de maniqués que prestaran este control de calidad a cada centro que lo requiera, teniendo como

objetivo inicial la facilidad de reproducción, materiales accesibles (de fabricación nacional), un diseño fácil de reproducir en pequeñas y/o grandes cantidades según se requiera en una forma industrial siguiendo los principios de una línea de ensamblaje en caso de requerirse una gran cantidad de maniqués.

En este sentido cada punto fue analizado en la siguiente tabla para verificar el cumplimiento de cada una de las características analizando las ventajas y desventajas de usar cada material.

	Papel-lodo	Gelatina-lodo	Yeso
Atenuación radiación	si	si	si
Caracterización de la atenuación	si	si	si
durabilidad	Corto tiempo (humedad)	Muy corto tiempo (humedad)	Largo tiempo
reproductibilidad	si	si	si
moldeabilidad	si	si	si

Del análisis realizado podemos concluir que el materia que cumple mejor con las característica fijadas para la selección del mismo es el yeso, por su versatilidad al adoptar las formas necesarias para simular las estructuras óseas, reproductibilidad, ya que su densidad es constante y la mezcla mantiene las proporciones en una forma muy estable, una vez hecho el molde respectivo el mismo puede reproducir gran cantidad de piezas en una forma rápida, homogéneas y conservando sus características generales y uno de los factores más importantes es que no es afectado en forma importante por los cambios de humedad relativa ambiental, conservando sus características durante mucho tiempo.

Por lo antes expuesto se seleccionó como material el yeso para la fabricación de los artefactos que simularan las estructuras óseas. Es necesario acotar que estas

características se pueden potenciar añadiendo materiales a que actúen directamente sobre la mezcla (agua yeso) o usando patinas, resinas o esmaltes que aumentan su resistencias y durabilidad, alargando su vida útil, evitando el deterioro y garantizando buen desempeño.

# Capítulo 6

En el presente capítulo muestra los mecanismos ensamblados para formar los maniqués y con ellos validar las imágenes obtenidas con el bucky de panorámicas de miembros inferiores, se analizan las imágenes radiológicas de cada maniquí para verificar las relaciones reales con las medidas tomadas sobre la imagen y con estos datos analizar los valores, para calcular la relación entre los valores medidos y los reales, permitiendo encontrar los factores de corrección.

## **Recolección y análisis de datos**

### **6.1 materiales**

El maniquí consta de un varias piezas que conforman las estructuras simuladas por material que atenúa las radiaciones ionizantes, los cuales están ubicados sobre un soporte, cada pieza está ubicada sobre el soporte, que lo mantiene en una posición fija, constando de tres maniqués que simulan a un paciente normal, un paciente con genus valgo y un paciente con genus varus, y a su vez se usaran estructuras correspondientes a un paciente de corta edad (un niño) y un paciente adulto.

En este caso se conocen con exactitud las medidas de cada estructura que simulan el paciente y ángulos que estas estructuras forman con respecto a los ejes anatómicos y ejes mecánicos, lo que permitirá analizar mediante el control de calidad las correlaciones entre el maniquí y las imágenes adquiridas.

El maniquí está formado por tres estructuras básica, las cuales se enumeran a continuación:

- Soporte
- Artefactos
- Guías visuales de los ejes mecánicos y ejes anatómicos.

### 6.1.1 Soporte

El soporte es la estructura que conforma el marco o bastidor de forma rectangular que proporciona la rigidez suficiente para fijar los artefactos y mantenerlos en los puntos requeridos para que su desempeño sea óptimo.

El material que se uso para fabricar y ensamblar los bastidores fue madera, los listones tienen dimensiones de 2cm X 2cm y fueron cortados a con un largo de 120 cm dos listones y dos con un lardo de 35 cm para formar el marco rectangular, en el extremo se efectuó un corte con un Angulo de 45 grados para añadir una geometría que permitiera un mejor ensamblaje añadiendo estabilidad a la estructura, una vez efectuados los cortes se procedió a ensamblar con pega para madera y clavos de largo 4.5 cm y diámetro 1 mm, como se mostrara en las figuras 6.1, 6.2, 6.3, 6.4, 6.5 y 6.6.

Para logara esto fue necesario armar un marco sobre el cual se colocaron las estructuras y para sostenerlas se utilizó una maya plástica que permitirá mantener la posición de las estructura con una mínima atenuación del haz de radiación, en la figura 6.1 y 6.2 se muestra como se armó este marco.



Figura 6.1: En la foto se muestra la forma en la que fue armado cada marco los mismos tienen un Angulo de 90 grados en cada esquina y su forma es rectangular, para garantizar que mantuvieran esta forma se uso pega y clavos,



Figura 6.2: En las figuras se muestra el soporte que mantiene alineado a 90 grados los listones mientras se seca el pagamento.

Una vez verificado la estabilidad del marco se procedió a fijar una maya plástica que servirá de soporte para fijar los artefactos que conforman el maniquí, en la figura 6.4 y 6.5 se muestra el marco sobre el cual se fijaran los artefactos que simularan al paciente.



Figura 6.3: En la figura se muestra la maya plástica que servirá de soporte para los artefactos que conformaran el maniquí.

Una vez fijado y estabilizado el marco de madera se procedió a medir el área de maya necesaria para cubrir una cara del marco de madera y cortarla a la medida, para luego fijarla, para lo cual se utilizó una grapadora de presión, con capacidad de penetrar la madera y fijar la maya. En las figuras que se muestran a continuación se puede observar los detalles del proceso.



Figura 6.4: En la foto se muestra la presentación de un bastidor o marco para luego cortar la maya que se fijará posteriormente sobre el bastidor.



Figura 6.5: En la foto se muestra el corte realizado a la maya plástica.



Figura 6.6: En la foto se muestra el bastidor al cual se le fijó la maya plástica y posteriormente se procedió a cortar los bordes sobrantes.

### 6.1.2 artefactos

Los artefactos son un conjunto de estructuras hechas de yeso con espesor de 1 cm que fueron moldeadas para adoptar la forma de hueso o estructuras óseas, los artefactos son colocados sobre la maya plástica que las unirá al marco o bastidor que les dará la estabilidad necesaria para ser empleados en el control de calidad del imágenes de panorámicas de miembros inferiores, estas estructuras una vez posicionadas dentro del marco simulara a un paciente, en las figuras 6.7 se muestra el posicionamiento y proceso de ubicación de cada artefacto que conformara el maniquí.



Figura 6.7: En la foto se muestra un maniquí de adulto normal ya armado y listo para ser utilizado.

Los artefactos corresponden a cada estructura ósea que está presente a los miembros inferiores de un paciente estándar, el posicionamiento de esta estructuras corresponde a un paciente con un eje anatómico y un eje mecánico dentro de los rangos de la normalidad.

A continuación se muestra el procedimiento para posicionar el maniquí y adquirir las imágenes que servirán para evaluar y realizar un control de calidad sobre dispositivos donde se adquieren panorámicas de miembros inferiores.

En las figuras 6.8 y 6.9 se detallan los procedimientos siguiendo los mismos pasos que se siguen con un paciente.



Figura 6.8: En las fotos se observa el maniquí posicionado para la adquisición de las imágenes, en la foto lateral se puede observar los chasis 14X17 en el bucky.

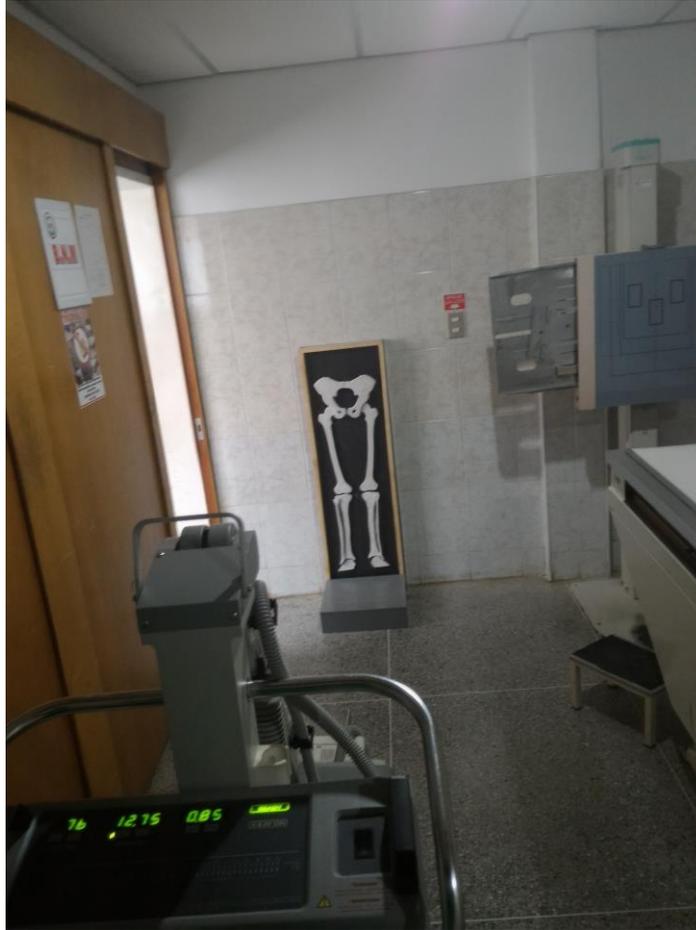


Figura 6.9: en la foto se muestra el equipo de Rayos X portátil apuntando en dirección al bucky de panorámicas de miembros inferiores con el maniquí de control de calidad ubicado en posición para efectuar una adquisición.

El posicionamiento del maniquí es similar al de un paciente, la técnica puede variar pero los parámetros a evaluar son correspondencia de distancia, congruencia en el acoplamiento de las imágenes y validación de los ángulos necesarios para determinar los ejes mecánicos y anatómicos, pero como el espesor es similar al de un hueso es necesario usar una técnica estándar para miembros inferiores con las variables de ajuste, distancia emisor receptor y considerar la emisión de Kv (calibración).



Figura 6.10: En la figura se observa la disposición de adquisición dentro de la sala de rayos X.

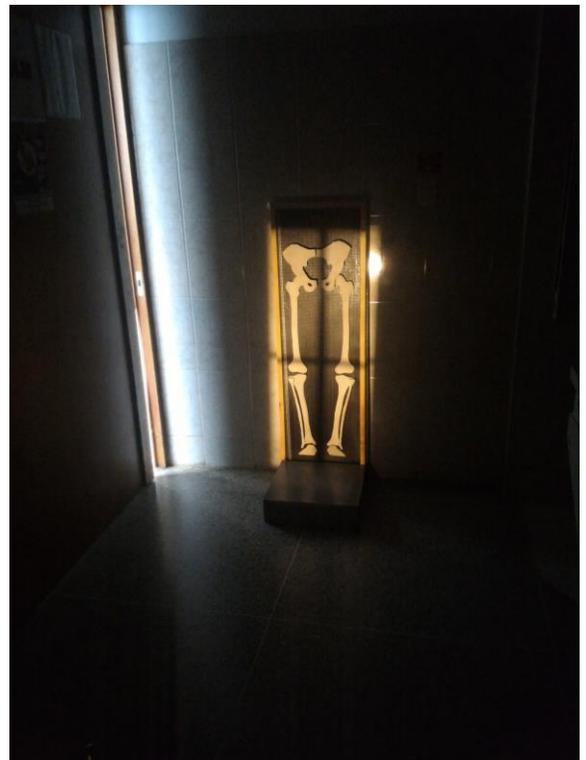


Figura 6.11: En la foto de la derecha se muestra el maniquí que simula un paciente adulto con patología de genus valgus, y en la imagen de la izquierda se muestra el haz luminoso con el retículo para posicionar el área de irradiación y adquirir de esta forma una imagen apropiada.

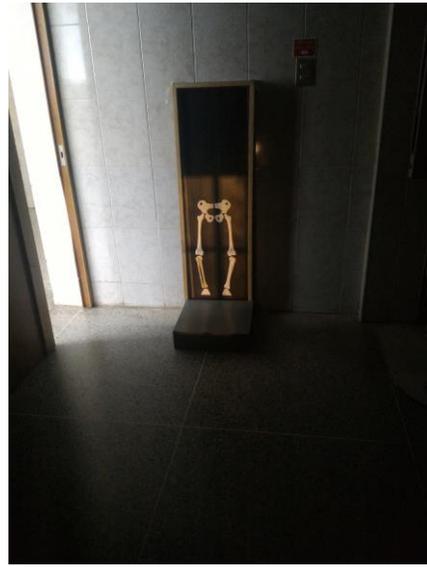


Figura 6.11: En la foto de la derecha se muestra el maniquí que simula un paciente de corta edad con patología de *genus valgus*, y en la imagen de la izquierda se muestra el haz luminoso con el retículo para posicionar el área de irradiación y adquirir de esta forma una imagen apropiada.

Al efectuarse la adquisición y digitalizarse las imágenes obtendremos tres imágenes por pacientes o simulación las mismas son procesadas por separado y una vez procedas se manipularan digitalmente para obtener una imagen única que la fusionara a las tres, este procedimiento se realiza en un programa llamado PAINT comercial que se encuentra anexo al sistema operativo Windows como parte del mismo, se utilizó este programa por de fácil manejo y estar presente en todas las computadoras con Windows (todas las versiones), las imágenes originalmente en formato dicom son transformadas a formato jpg con la finalidad de facilitar su manejo y permitir una fusión rápida con Paint.

El procedimiento consiste en ubicar las tres imágenes en una carpeta donde se trabajara para generar inicialmente la imagen de fusión de las tres imágenes que llamáramos panorámica de miembros inferiores. En este sentido es necesario tener en cuenta que para adultos estándar se requieren tres imágenes pero para menores es muy probable que solo se requieran fusionar dos imágenes.

Pero en general se requiere seguir el siguiente procedimiento, con los siguientes pasos que se describen y detalla a continuación.

Paso 1: salvar las imágenes en formato jpg o algún formato procesable por Paint, la carpeta debe estar identificada con el nombre y apellido del paciente, de ser posible agregar la cedula del paciente o su número de historia en caso de ser menor. En algunos centros los menores son identificados con el número de cedula de uno de los padres y se añade un guio con un número que corresponde al número correspondiente al hijo, ejemplo, número 1 para el para el primer hijo, número 2 para el segundo hijo y así sucesivamente.

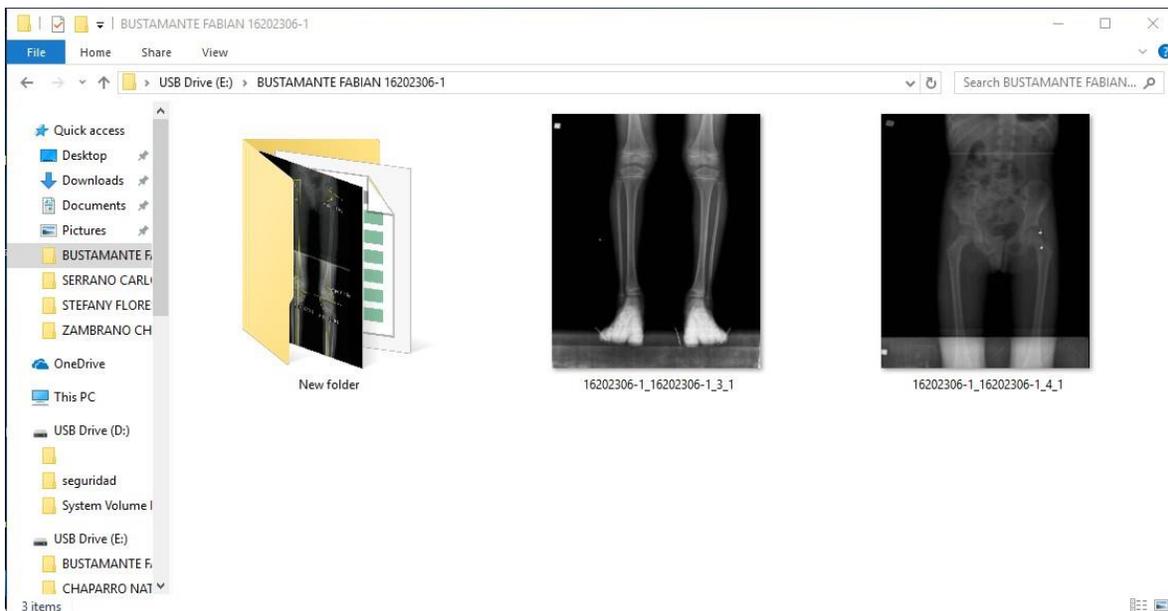


Figura 6.12: En la captura de pantalla se observa la carpeta de una paciente menor identificada con el apellido y nombre, por ser menor se utilizó el número de cedula de identidad con un guion seguido del número correspondiente al hijo según el orden de nacimiento con respecto a los demás hijos.

Paso 2: Una vez descargadas las imágenes en la carpeta se procede a abrir el programa Paint, y se ubica selección y se selecciona la opción transparente de modo que el área de la imagen se traslucida, con respecto a la imagen que se seleccionará posteriormente para fusionar, en el caso de un menor es indiferente

cual seleccionamos primero en el caso de un adulto se sugiere insertar inicialmente la imagen central y luego las dos imágenes, superior e inferior.

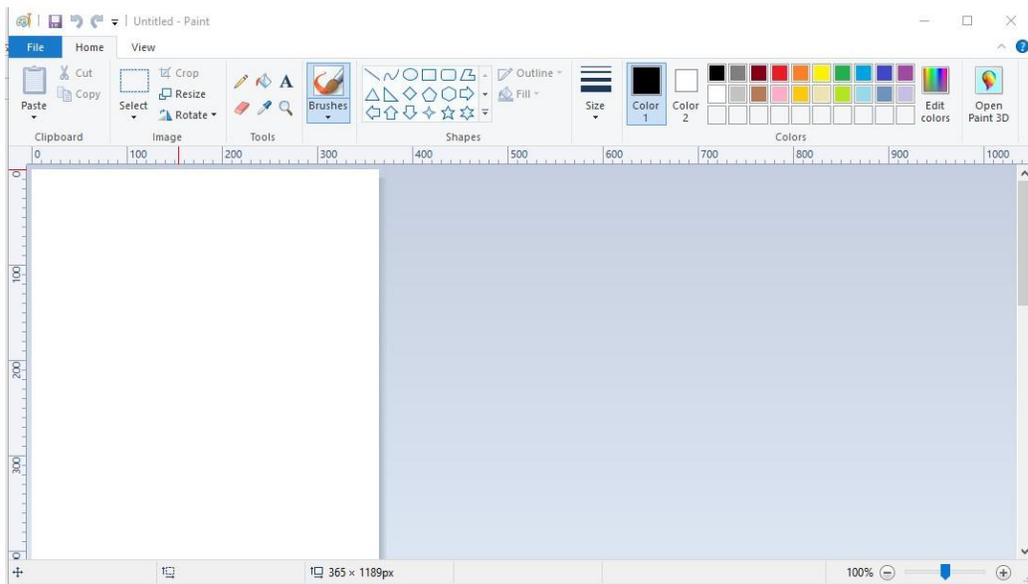


Figura 6.13: En la captura de pantalla se ve el programa Paint abierto y dispuesto para ingresar las imágenes, en el área de trabajo se puede ampliar el largo o ancho según lo requiera el usuario para fusionar las imágenes.

Paso 3: Se selecciona la imagen que se pegará inicialmente en el área de trabajo de Paint y en el caso de niños generalmente son dos y en el caso de adultos son tres por lo que se sugiere seleccionar para menores la imagen superior inicialmente y en el caso de adultos se debe pegar la imagen central primero.

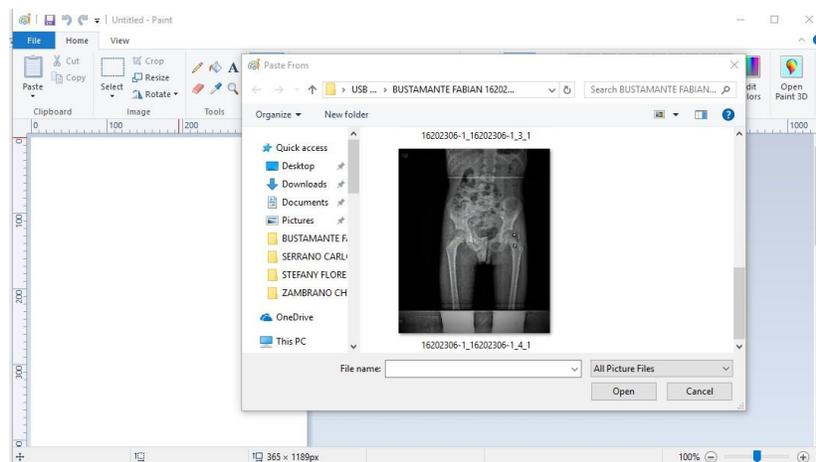


Figura 6.14: en la captura de pantalla se observa cómo se selecciona la imagen superior de un menor para luego insertarla y fusionarla con la imagen inferior

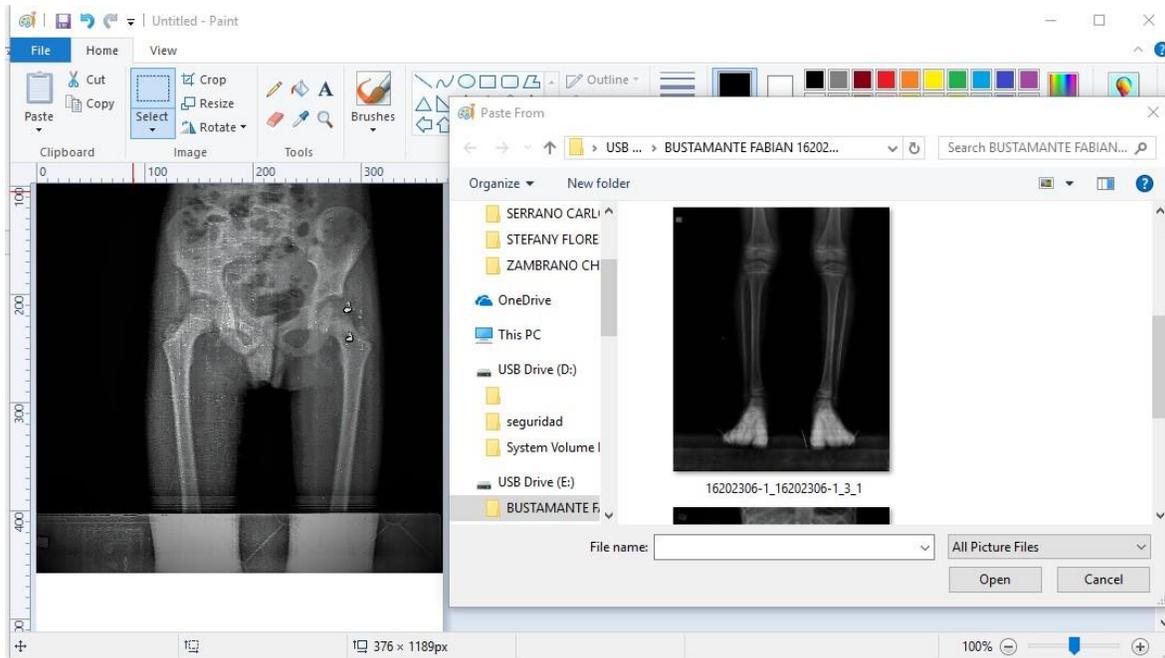


Figura 6.15: En la captura de pantalla se observa la imagen superior de una panorámica de miembros inferiores ya ubicada en el área de trabajo y la imagen correspondiente a la parte inferior seleccionada para ser pegada sobre la imagen superior.



Figura 6.16: En las captura de pantalla se observa las imágenes superior e inferior ya fusionadas con la ayuda de la superposición de los marcadores radio-opacos que sirven de guía para ensamblar la imagen final.

Los marcadores radio-opacos se encuentra en el centro entre los dos chasis por lo que los mismos aparecen en la misma posición en ambas imágenes y son una guía confiables para lograr una fusión con un error mínimo, ya que al seleccionar

la opción de selección transparente se pueden superponer ambas imágenes y obtener un resultado final equivalente a una imagen adquirida con un chasis largo continuo, el error estaría dado por el operador ya que depende de la pericia y visión del mismo para la obtención de resultados finales con un error mínimo, aun cuando es relevante destacar que sin estos marcadores la fusión es mucho más difícil y el acople sería muy subjetivo ya que dependería de la superposición de las estructura ósea y el usuario podría influir más sobre los resultados finales.

### 6.1.3 Guías visuales de los ejes mecánicos y ejes anatómicos

Como una forma de referencia para fijar y medir los ángulos presentes en los ejes mecánicos y anatómicos se representaron las líneas de referencia usando un hilo de estambre de dos diferentes colores en la parte posterior de los maniqués, esto nos permitió medir dichos ángulos en forma directa sobre cada maniqués y verificar sus medidas con respecto a las obtenidas de las imágenes radiológicas y fotográficas. Estas guías se pueden observar en la figura 6.17.



Figura 6.17: En las figuras se observa las guías de referencia de los ejes anatómicos en color azul y las guías de referencia de los ejes mecánicos en color amarillo, estos se encuentran ubicados en los puntos de referencia anatómicos según los patrones usados por los traumatólogos.

## 6.2 Imágenes radiológicas del maniquí

Para efectuar un control de calidad con el maniquí es necesario llevar a cabo los mismos procedimientos que con un paciente, con la ventaja de que los resultados son conocidos ya que es posible medir en forma directa cada uno de los artefactos del maniquí y evaluar la congruencia entre estos resultados y los valores reales.

Como es necesario evaluar cada maniquí se realizaron adquisiciones de cada maniquí y se procedió a medir cada parámetro iniciando con los de distancia que pueden tener inconsistencia inicial ya que las imágenes jpg no conservan información del tamaño del pixel y es necesario verificar y en caso de no coincidir se puede obtener la relación de corrección con la ayuda del maniquí, esto dependerá del sistema digitalizador utilizado.

### 6.2.1 Maniquí de adulto en sus tres versiones

#### 6.2.1.1 En la simulación de un adulto

En la figura 6.18 se muestra las adquisiciones radiológicas del maniquí, las tres imágenes corresponden a las áreas de la caderas, rodillas y tobillos, que posteriormente serán fusionadas para formar una panorámica de miembros inferiores.

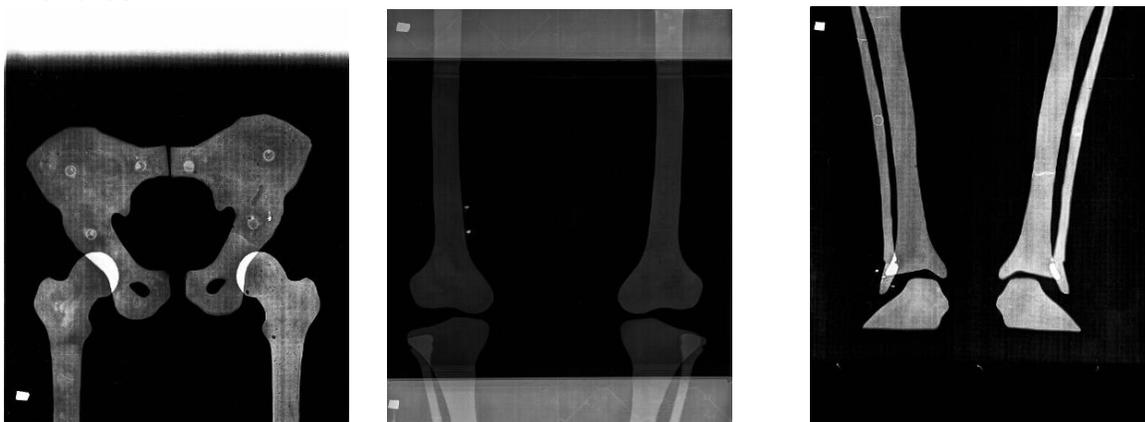


Figura 6.18: En las figuras se observa las rayos x de panorámica de miembros inferiores del maniquí de izquierda a derecha se ven en la primera imagen los artefactos que simulan la cadera, en la imagen central los artefactos que simulan fémur, rodillas y la tibia y peroné, en la última imagen se observan los artefactos que simulan tibia, peroné y los pies.

Con estas imágenes se sigue el procedimiento para fusionarlas y se obtiene una imagen panorámica del maniquí sobre la que es posible medir todos los parámetros necesarios, medición de miembros inferiores y los ángulos correspondientes a los ejes mecánicos y anatómico de los miembros inferiores.



Al efectuar la fusión de la imágenes se obtienes una imagen que abarca todos los artefacto la misma puede ser evaluada en cualquier software de análisis de imágenes diagnosticas para efectuar las medidas, para esto se sigue el protocolo estándar, midiendo la distancia desde el extremo superior del fémur hasta su porción distal en la articulación de la rodilla y luego la tibia desde la articulación de la rodillas hasta su extremo distal en la articulación del tobillo, se registra las medidas y se efectuar una diferencia para determinar si existe una diferencia en los miembros inferiores y donde se ubica la misma. Posteriormente se mide desde el extremo superior de la cabeza del fémur hasta el extremo distal de la tibia en la articulación de la rodilla.

Luego se procede a medir los ángulos característicos de los ejes anatómicos y ejes mecánicos, los mismos son acotados en la imagen y luego son registrados con las medidas de distancia, para lo cual se utiliza

Figura 6.19: En la imagen se observa una panorámica del maniquí que simula un paciente con genus varus.

una hoja de Excel en la que al cargar los datos los caculos son efectuados automáticamente.

Se efectuó el mismo procedimiento para el maniquí con los artefactos que simulan un paciente con genus varus, se adquirieron las tres imágenes y por separado y posteriormente se fusionaron en una imagen de panorámica de miembros inferiores.

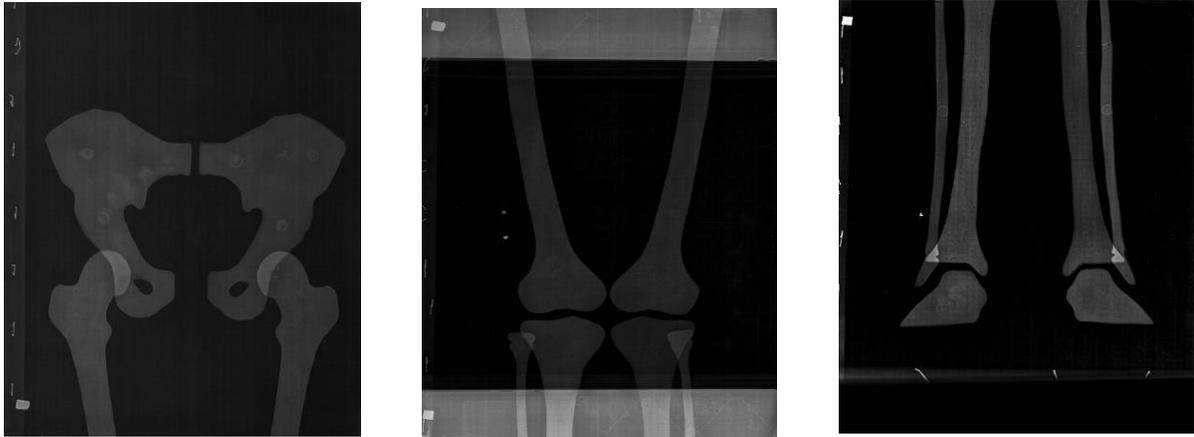


Figura 6.20: En las figuras se observa las rayos x de panorámica de miembros inferiores del maniquí de izquierda a derecha se ven en la primera imagen los artefactos que simulan la cadera, en la imagen central los artefactos que simulan fémur, rodillas y la tibia y peroné, en la última imagen se observan los artefactos que simulan tibia, peroné y los pies.



Figura 6.21: En la imagen se observa una panorámica del maniquí que simula un paciente con genus varus.

En un paciente estándar sin desviación del eje mecánico y anatómico se pueden ver las alineaciones y ángulos que llamaremos dentro de los parámetros normales y se pueden ver las diferencias cuando los ángulos superan los valores de referencia, según los estándares usados en traumatología y ortopedia se pueden usar los valores que se ven en la figura 6.22, en esta se muestran las medidas estándares con sus valores máximos y mínimos.

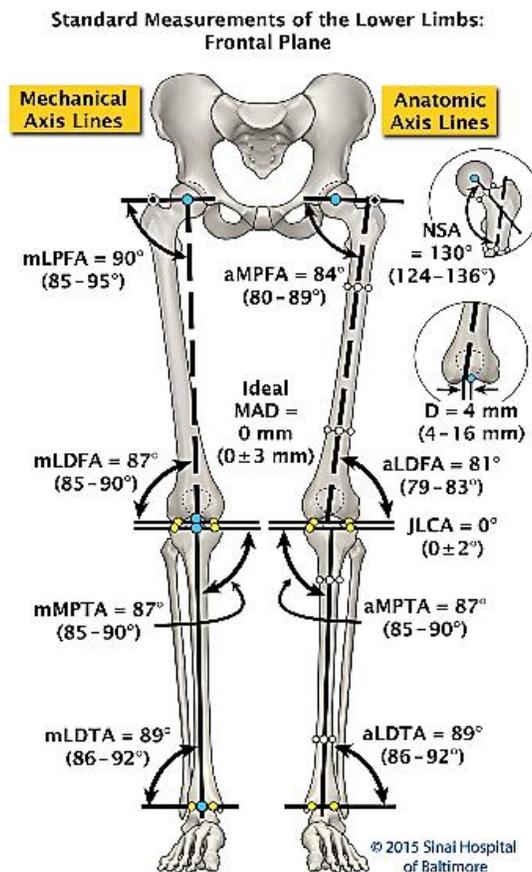


Figura 6.22: En la captura de pantalla se observa los valores de referencia usados en la aplicación "THE MULTIPLIER" aplicación desarrollada en 2017 Rubin Institute for Advanced Orthopedics Sinai Hospital of Baltimore Version 6.1

Las imágenes del maniquí que simula un paciente estándar dentro de los parámetros normales, en las mismas se observa las estructuras óseas bien alineadas y sobre las mismas se puede medir todos los valores requeridos por el especialista.



Figura 6.23: En las figuras se observa las rayos x de panorámica de miembros inferiores del maniquí que simula un pacientes estándar, de izquierda a derecha se ven en la primera imagen los artefactos que simulan la cadera, en la imagen central los artefactos que simulan fémur, rodillas y la tibia y peroné, en la última imagen se observan los artefactos que simulan tibia, peroné y los pies.



Figura 6.24: En la imagen se observa una panorámica del maniquí que simula un paciente con genu valgus.

### 6.2.1.1 En la simulación de un niño.

En las proyecciones para obtener las imágenes de panorámicas de miembros inferiores de los niños se utilizó maniqués de menores dimensiones acorde con el tamaño de un menor así como formas en las estructuras óseas que corresponden a menores, con las variaciones típicas de los huesos de niños en crecimiento.

A continuación se muestran las imágenes obtenidas luego de digitalizarlas y fusionarlas, es necesario destacar que por el tamaño solo se requieren dos imágenes para proyectar los miembros inferiores de un menor motivado a sus dimensiones.

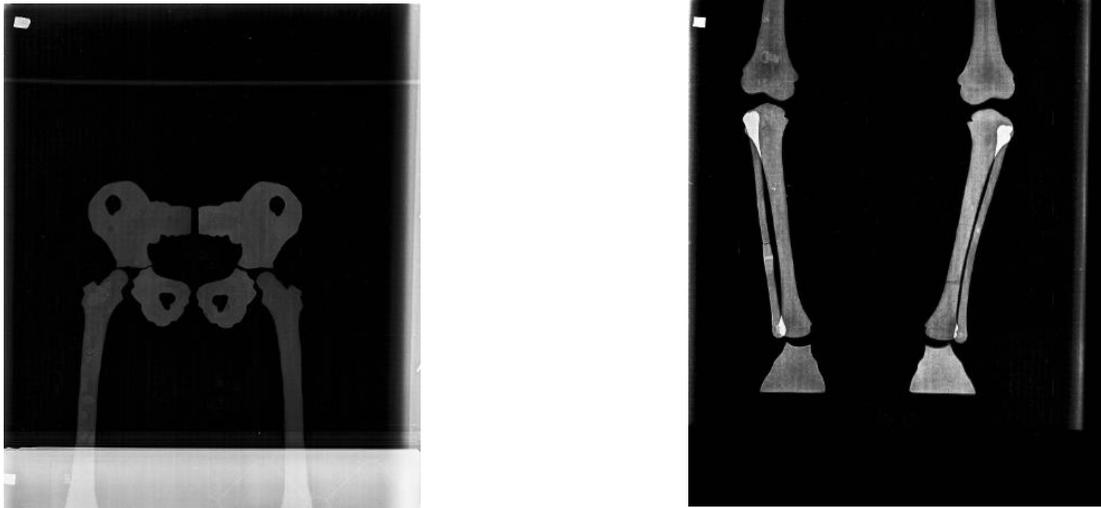


Figura 6.25: En las figuras se observa las rayos x de panorámica de miembros inferiores del maniqué que simula un paciente con genu valgus, de izquierda a derecha se ven en la primera imagen los artefactos que simulan la cadera, fémur y en la imagen de la derecha se observan los artefactos que simulan tibia, peroné y los pies.

Ambas imágenes son fusionadas siguiendo el procedimiento descrito anteriormente y que nos permite fusionarlas sin que exista un error humano ya que si se superponen los marcadores radio-opacos las imágenes formaran una sola imagen completa de todas las estructuras.

Estos procedimientos se siguen para las adquisiciones de los dos maniqués restantes.



Figura 6.26: En la imagen se observa una panorámica del maniquí que simula un paciente menor con genu valgus.

El procedimiento se repitió para los maniqués que simulan menores con genu varus y un paciente sin patología.

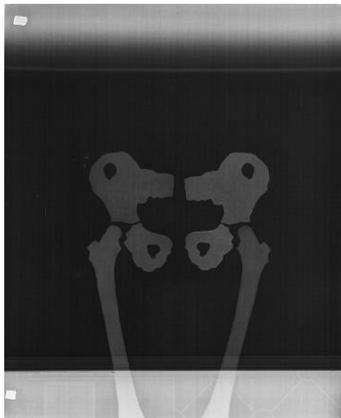


Figura 6.27: En las figuras se observa las rayos x de panorámica de miembros inferiores del maniquí que simula un pacientes con genu valgus, de izquierda a derecha se ven en la primera imagen los artefactos que simulan la cadera, fémur y en la imagen de la derecha se observan los artefactos que simulan tibia, peroné y los pies.

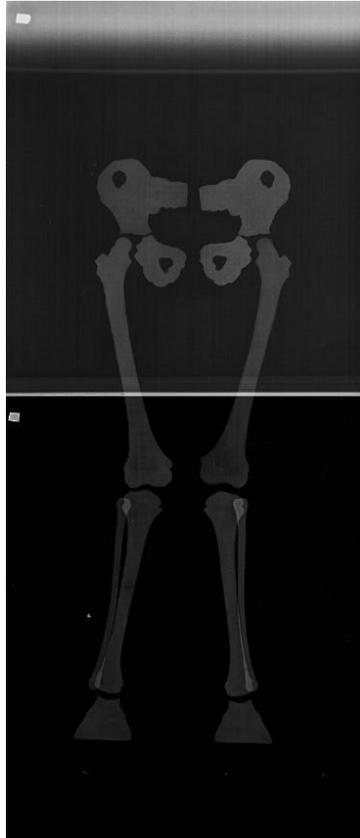


Figura 6.28: En la imagen se observa una panorámica del maniquí que simula un paciente menor con genus varus.

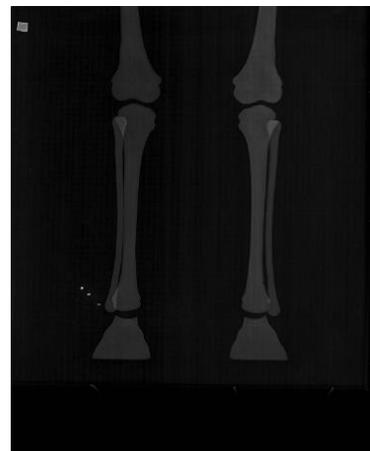
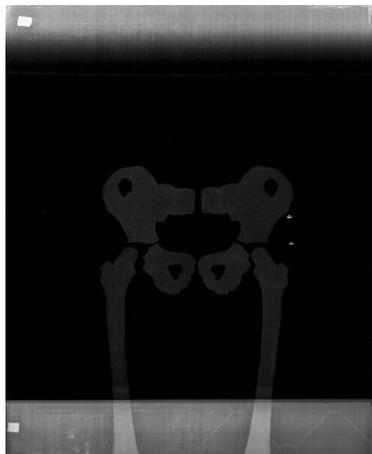


Figura 6.29: En las figuras se observa las rayos x de panorámica de miembros inferiores del maniquí que simula un pacientes con genus varus, de izquierda a derecha se ven en la primera imagen los artefactos que simulan la cadera, fémur y en la imagen de la derecha se observan los artefactos que simulan tibia, peroné y los pies.

### 6.3 Medidas de distancia y ángulos sobre los maniqués

Se procedió a cargar las imágenes en un programa que es suministrado a los pacientes cuando se graban los CDs de imágenes radiológicas el mismo es gratuito y funciona para visualizar imágenes DICOM o imágenes JPG, el mismo cuenta con herramientas de medición de distancia y ángulos, por lo que resulta una herramienta muy útil para analizar las imágenes de panorámicas de miembros inferiores. Este programa se llama WEASIS 1.2.6, Weasis medical viewer, copyright 2009-2013.

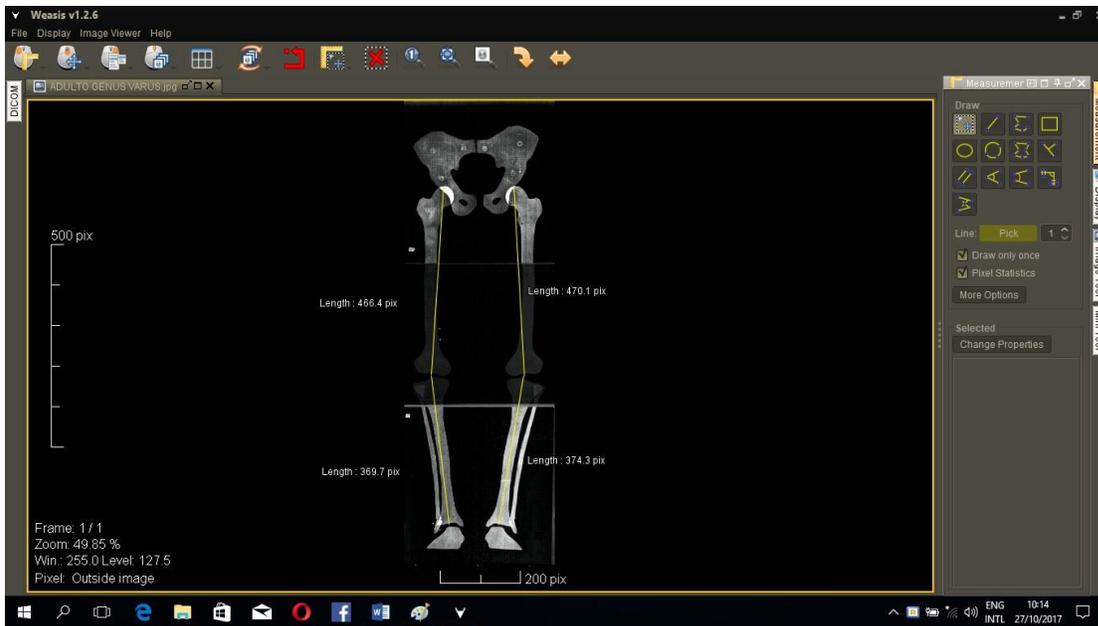


Figura 6.30: En la captura de pantalla se observa el programa donde se cargó la imagen de la panorámica de miembros inferiores del maniqué con genu valgus, la herramienta de medición de distancia permite medir el número de píxeles entre un punto y otro, y este es reportado al lado de la línea de medición.

Para cada uno de los maniqués se efectuó una adquisición radiográfica de panorámica de miembros inferiores y se procesó, posteriormente se procedió a medir las distancias típicas de cada fémur, tibia y los ángulos correspondientes a los ejes mecánicos y ejes anatómicos. En las figuras se muestran las mediciones y se observa los resultados iniciales que se compararan posteriormente con los valores medidos directamente sobre los maniqués reales.

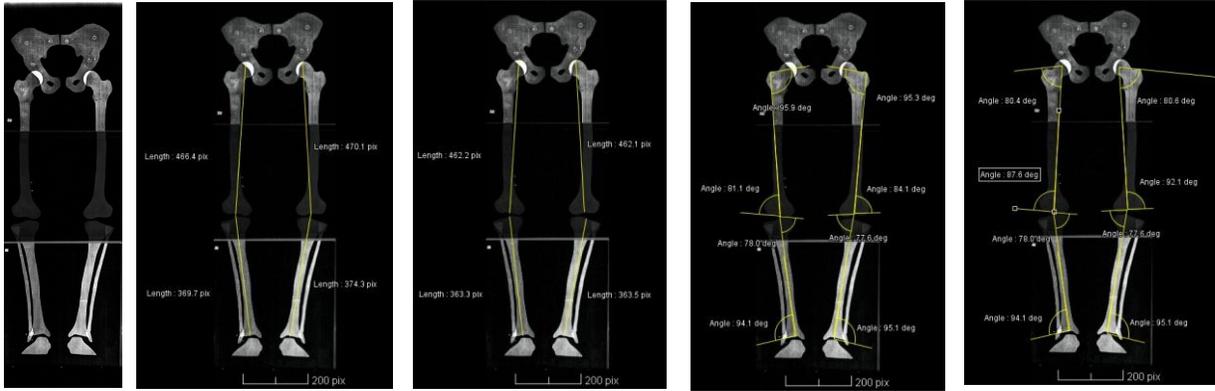


Figura 6.31: en las capturas de pantalla se observa de izquierda a derecha la panorámica de miembros inferiores del maniquí de adulto que simula una paciente con genu varus las medidas de distancia desde los extremos hasta las articulaciones, las medidas de distancia de cada hueso, los ángulos de los ejes anatómicos y los ángulos de los ejes mecánicos.

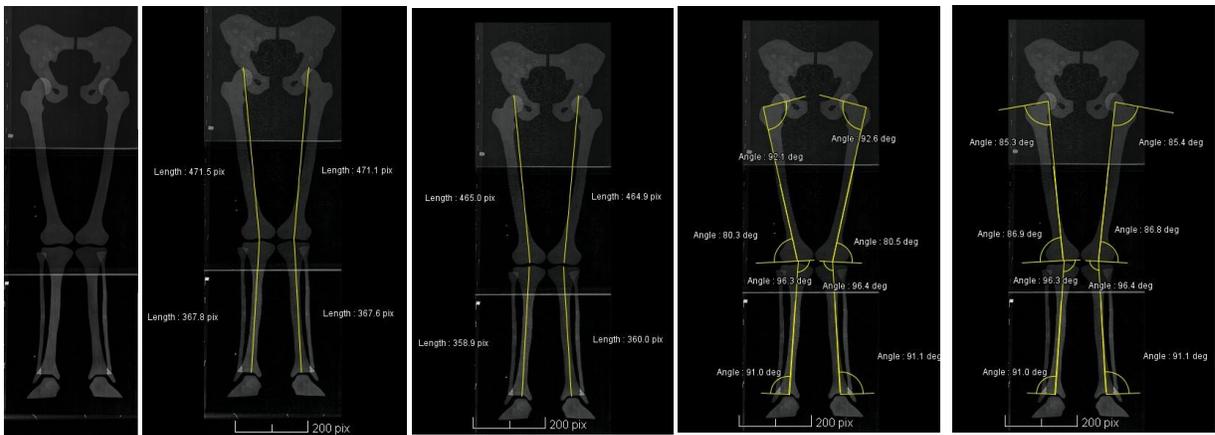


Figura 6.32: en las capturas de pantalla se observa de izquierda a derecha la panorámica de miembros inferiores del maniquí de adulto que simula una paciente con genu valgus las medidas de distancia desde los extremos hasta las articulaciones, las medidas de distancia de cada hueso, los ángulos de los ejes anatómicos y los ángulos de los ejes mecánicos.

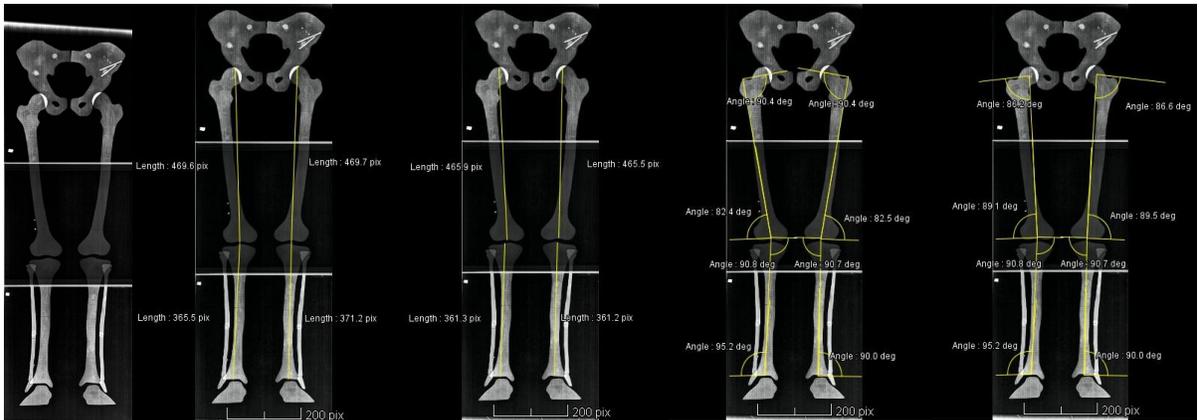


Figura 6.33: en las capturas de pantalla se observa de izquierda a derecha la panorámica de miembros inferiores del maniquí de adulto que simula una paciente sin patología, las medidas de distancia desde los extremos hasta las articulaciones, las medidas de distancia de cada hueso, los ángulos de los ejes anatómicos y los ángulos de los ejes mecánicos.

A continuación se procedió a comparar las medidas obtenidas para cada uno de los maniqués que simulan un paciente adulto usando una tabla de datos para facilitar la manipulación de los resultados.

### Maniquí adulto genus valgus

Tabla 1, distancias

	Panorámica		maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Femur (mm)	462,2mm	462,1mm	424mm	424mm
Tibia (mm)	363,3mm	363,5mm	330mm	330mm

Tabla 2, Eje anatómico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	maniquí	Panorámica	maniquí
aLPFA (°)	95,9	93,8	95,3	94,6
aLDFA (°)	81,1	82,0	84,1	83,8
aMPTA (°)	78,0	77,7	77,6	77,1
aLDTA (°)	94,1	93,6	95,1	96,0

Tabla 3, Eje mecánico

	Miembro inferior izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniqués	Panorámica	maniquí
mLPFA (°)	80,4	79,4	80,6	79,1
mLDFA (°)	87,6	90,6	92,1	92,4
mMPTA (°)	78,0	77,8	77,6	77,1
mLDTA (°)	94,1	93,6	95,1	96,0

## Maniquí adulto genus varus

Tabla 4, distancias

	Panorámica		maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Femur (mm)	465,0 mm	464,9 mm	424 mm	424 mm
Tibia (mm)	358,9 mm	360,0 mm	330 mm	330 mm

Tabla 5, Eje anatómico

	Miembro inferior Izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	maniquí	Panorámica	maniquí
aLPFA (°)	92,1	92,5	92,6	92,1
aLDFA (°)	80,3	73,3	80,5	78,2
aMPTA (°)	96,3	95,1	96,4	95,8
aLDTA (°)	91,0	91,3	91,1	92,0

Tabla 6, Eje mecánico

	Miembro inferior Izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	maniquí	Panorámica	maniquí
mLPFA (°)	85,3	84,5	85,4	85,5
mLDFA (°)	86,9	81,3	86,8	84,8
mMPTA (°)	96,3	95,1	96,4	95,8
mLDTA (°)	91,0	91,3	91,1	92,0

## Maniquí adulto normal (sin patología)

Tabla 7, distancias

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Femur (mm)	465,9 mm	465,5 mm	424 mm	424 mm
Tibia (mm)	361,3 mm	361,2 mm	330 mm	330 mm

Tabla 8, Eje anatómico

	Miembro inferior izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniquí	Panorámica	Maniquí
aLPFA (°)	90,4	90,7	90,4	91,4
aLDFA (°)	82,4	81,5	82,5	81,4
aMPTA (°)	90,8	92,7	90,7	90,6
aLDTA (°)	95,2	94,6	90,0	93,4

Tabla 9, Eje mecánico

	Miembro inferior izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniquí	Panorámica	Maniquí
mLPFA (°)	86,2	86,0	86,6	85,2
mLDFA (°)	89,1	88,9	89,5	89,5
mMPTA (°)	90,8	92,7	90,7	90,6
mLDTA (°)	95,2	94,6	90,0	93,4

Este procedimiento se repitió para las adquisiciones realizadas sobre el maniquí que simula niños para cada configuración, genus varus, genus valgus y sin patología, se midió las distancias y los ángulos con la finalidad de comparar la relación existente y determinar si existe una diferencia producto del procesamiento y si la existiera, determinar el factor de corrección correspondiente.

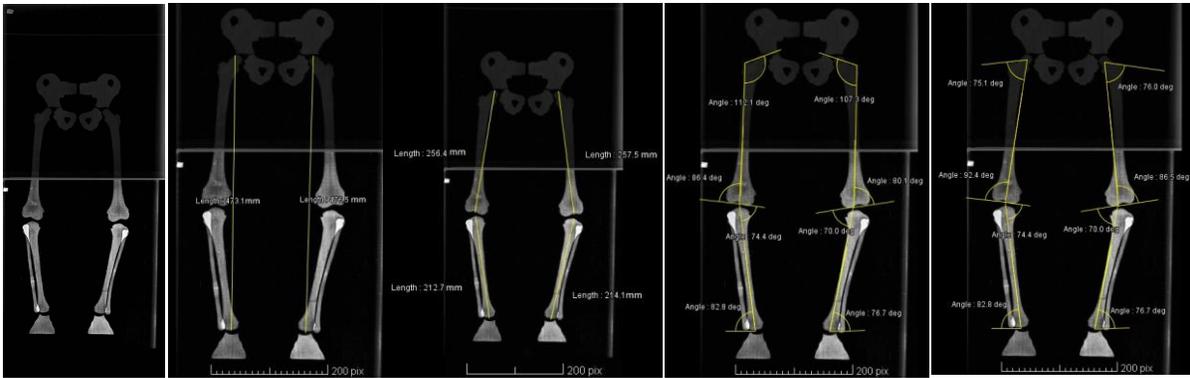


Figura 6.34: En las capturas de pantalla se observa de izquierda a derecha la panorámica de miembros inferiores del maniquí de niño que simula una paciente con patología de genu varus, las medidas de distancia desde los extremos hasta las articulaciones, las medidas de distancia de cada hueso, los ángulos de los ejes anatómicos y los ángulos de los ejes mecánicos.

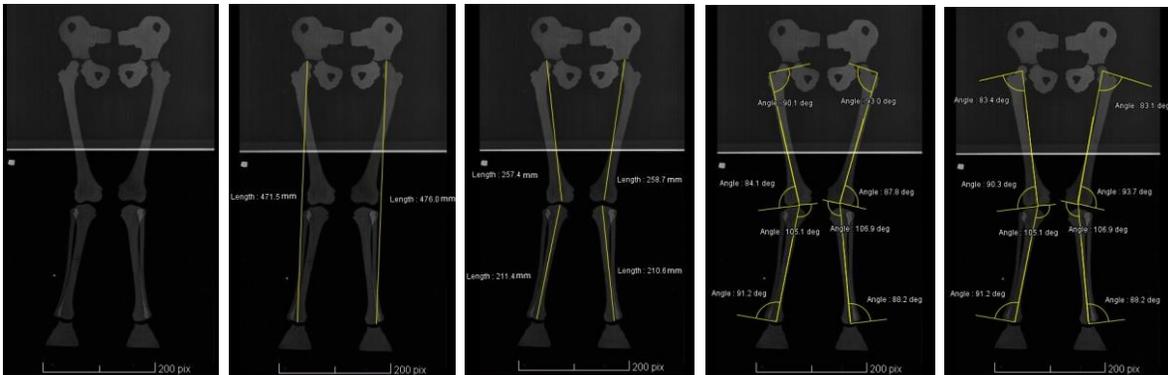


Figura 6.35: En las capturas de pantalla se observa de izquierda a derecha la panorámica de miembros inferiores del maniquí de niño que simula una paciente con patología de genu valgus, las medidas de distancia desde los extremos hasta las articulaciones, las medidas de distancia de cada hueso, los ángulos de los ejes anatómicos y los ángulos de los ejes mecánicos.

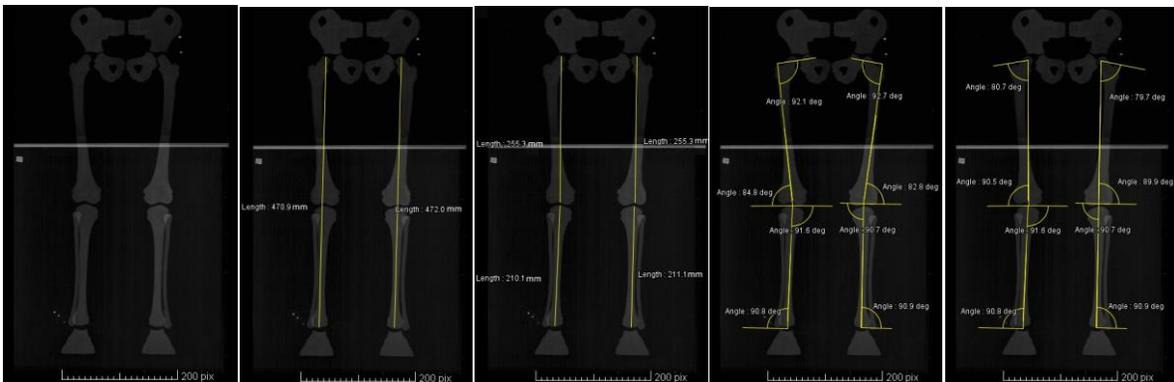


Figura 6.36: En las capturas de pantalla se observa de izquierda a derecha la panorámica de miembros inferiores del maniquí de niño que simula una paciente sin patología, las medidas de distancia desde los extremos hasta las articulaciones, las medidas de distancia de cada hueso, los ángulos de los ejes anatómicos y los ángulos de los ejes mecánicos.

A continuación se procedió a comparar las medidas obtenidas para cada uno de los maniqués que simulan un paciente niño usando una tabla de datos para facilitar la manipulación de los resultados.

### Maniquí niño *ganus varus*

Tabla 10, distancias

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Fémur (mm)	256,4 mm	257,5 mm	230 mm	230 mm
Tibia (mm)	212,7 mm	214,1 mm	189 mm	189mm

Tabla 11, Eje anatómico

	Miembro inferior Izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniquí	Panorámica	Maniquí
aLPFA (°)	112,1	108,4	107,3	108,5
aLDFA (°)	86,4	85,4	80,1	80,5
aMPTA (°)	74,4	72,0	70,0	69,6
aLDTA (°)	82,8	83,7	76,7	74,5

Tabla 12, Eje mecánico

	Miembro inferior Izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniquí	Panorámica	Maniquí
mLPFA (°)	75,1	74,8	76,0	73,5
mLDFA (°)	92,4	90,6	86,5	87,3
mMPTA (°)	74,4	72,0	70,0	69,6
mLDTA (°)	82,8	83,7	76,7	74,5

## Maniquí niño genus valgus

Tabla 13, distancias

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Fémur (mm)	257,4 mm	258,7 mm	230 mm	230 mm
Tibia (mm)	211,4 mm	210,6 mm	189 mm	189 mm

Tabla 14, Eje anatómico

	Miembro inferior Izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniquí	Panorámica	Maniquí
aLPFA (°)	90,1	92,2	93,0	91,9
aLDFA (°)	84,1	82,0	87,8	82,5
aMPTA (°)	105,1	103,4	106,9	105,4
aLDTA (°)	91,2	93,8	88,2	90,1

Tabla 15, Eje mecánico

	Miembro inferior Izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniquí	Panorámica	Maniquí
mLPFA (°)	83,4	78,3	83,1	79,6
mLDFA (°)	90,3	86,0	93,7	88,8
mMPTA (°)	105,1	103,4	106,9	105,4
mLDTA (°)	91,2	93,8	88,2	90,1

### Maniquí niño normal (sin patología)

Tabla 16, distancias

	Panorámica		Maniquí	
	Derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Fémur (mm)	255,3 mm	255,3 mm	230 mm	230 mm
Tibia (mm)	210,1 mm	211,1 mm	189 mm	189 mm

Tabla 17, Eje anatómico

	Miembro inferior Izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniquí	Panorámica	Maniquí
aLPFA (°)	92,1	93,4	92,7	94,7
aLDFA (°)	84,8	84,4	82,8	83,6
aMPTA (°)	91,6	89,9	90,7	91,4
aLDTA (°)	90,8	91,7	90,9	92,9

Tabla 18, Eje mecánico

	Miembro inferior Izquierdo		Miembro inferior derecho	
	Panorámica	Maniquí	Panorámica	Maniquí
mLPFA (°)	80,7	80,1	79,7	80,2
mLDFA (°)	90,5	90,6	89,9	89,6
mMPTA (°)	91,6	89,9	90,7	91,4
mLDTA (°)	90,8	91,7	90,9	92,9

#### 6.4 Análisis de los resultado de las medidas de distancia

Todos los maniqués tiene artefactos que son similares, los mismos fueron hechos usando un molde de silicona que nos proporciona un artefacto que simula una estructura ósea de un tamaño similar, en la distribución de estos artefactos en los maniqués varían las posiciones y los ángulos con respecto al eje central, pero las distancias son similares para cada estructura medida por lo que al comparar las medidas entre los valores para cada maniquí y las medidas realizadas sobre la proyección radiológica de panorámica de miembros inferiores es posible obtener resultados de comparación directa y verificar la diferencia.

Tabla 19, Maniquí para simular adultos

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Fémur (mm)	462,2 mm	462,1 mm	424 mm	424 mm
Tibia (mm)	363,3 mm	363,5 mm	330 mm	330 mm
Fémur (mm)	465,0 mm	464,9 mm	424 mm	424 mm
Tibia (mm)	358,9 mm	360,0 mm	330 mm	330 mm
Fémur (mm)	465,9 mm	465,5 mm	424 mm	424 mm
Tibia (mm)	361,3 mm	361,2 mm	330 mm	330 mm

En la tabla número 19 se puede observar que existe una diferencia entre los valores medidos en la adquisición digital y los valores medidos directamente sobre el maniquí, por lo que es necesario determinar el factor de conversión y aplicarlo a las medidas en cada paciente ya que no existe una relación directa entre los pixeles y las distancias medidas en milímetros en los programas de análisis y medidas de imágenes diagnósticas, por lo que determinaremos este factor para el fémur y la tibia por separado, para luego compararlos y ver si los valores coinciden.

Tabla 20, medidas para determinar el factor de conversión (usando fémur adulto)

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Fémur (mm)	462,2 mm	462,1 mm	424 mm	424 mm
Fémur (mm)	465,0 mm	464,9 mm	424 mm	424 mm
Fémur (mm)	465,9 mm	465,5 mm	424 mm	424 mm
promedio	464,4 mm	464,2 mm	424 mm	424 mm

El factor de conversión lo obtendremos con los promedios de las medidas realizadas, tomando como valor real la medida sobre el maniquí, aplicamos:

Para el fémur derecho

1 factor de conversión lineal si no existe diferencia seria 424 mm

X factor multiplicador con la diferencia a la medida 464,2 mm

$$x = \frac{1 \times 464,4 \text{ mm}}{424 \text{ mm}}$$

X = 1.09528302 para los efectos prácticos se pueden tomar tres cifras significativas tomando X=1.095 como factor entre el que hay que dividir, en este sentido podemos tomar un factor multiplicador X\*= 0.913

Para el fémur izquierdo

1 factor de conversión lineal si no existe diferencia seria 424 mm

X factor multiplicador con la diferencia a la medida 464,2 mm

$$x = \frac{1 \times 464,2 \text{ mm}}{424 \text{ mm}}$$

$X = 1.09481132$  para los efectos prácticos se pueden tomar tres cifras significativas tomando  $X=1.095$  como factor entre el que hay que dividir, en este sentido podemos tomar un factor multiplicador  $X^*= 0.913$

Para ambos casos el factor es el mismo, al ingresar este factor multiplicador a todas las medida tomadas sobre las proyecciones radiográficas de miembros inferiores se obtienen valores cercanos a los valores reales, aun cuando es necesario tomar en cuenta las distorsiones propias del uso de Rayos X, ya que las imágenes proyectadas por Rayos X siempre tendrán una pequeña variación producto de la distancia objeto - pantalla y la distancia tubo de Rayos X – objeto, la cual es minimizada de entrada por el aumento de la distancia tubo de Rayos X – objeto, la cual es de 1.80 mts distancia estándar que minimiza esta distorsión.

Tabla 21, medidas para determinar el factor de conversión (usando tibia adulto)

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Tibia (mm)	363,3 mm	363,5 mm	330 mm	330 mm
Tibia (mm)	358,9 mm	360,0 mm	330 mm	330 mm
Tibia (mm)	361,3 mm	361,2 mm	330 mm	330 mm
promedio	361,2 mm	361,6 mm	330 mm	330 mm

El factor de conversión lo obtendremos con los promedios de las medidas realizadas, tomando como valor real la medida sobre el maniquí, aplicamos:

Para la tibia derecha

1 factor de conversión lineal si no existe diferencia seria 330 mm

X factor multiplicador con la diferencia a la medida      361.2 mm

$$x = \frac{1 \times 361.2 \text{ mm}}{330 \text{ mm}}$$

$X = 1.09454545$  para los efectos prácticos se pueden tomar tres cifras significativas tomando  $X=1.095$  como factor entre el que hay que dividir, en este sentido podemos tomar un factor multiplicador  $X^*= 0.914$

Para la tibia izquierda

1 factor de conversión lineal si no existe diferencia sería 330 mm

X factor multiplicador con la diferencia a la medida            361.6 mm

$$x = \frac{1 \times 361.6 \text{ mm}}{330 \text{ mm}}$$

$X = 1.09575758$  para los efectos prácticos se pueden tomar tres cifras significativas tomando  $X=1.096$  como factor entre el que hay que dividir, en este sentido podemos tomar un factor multiplicador  $X^*= 0.913$

Al tomar los promedios de los cuatro factores obtenemos que el valor promedio es  $X^{\text{total}}= 0.913$

Al ingresar este factor multiplicador a todas las medida tomadas sobre las proyecciones radiográficas de miembros inferiores se obtienen valores cercanos a los valores reales, aun cuando es necesario tomar en cuenta las distorsiones propias del uso de Rayos X, ya que las imágenes proyectadas por Rayos X siempre tendrán una pequeña variación producto de la distancia objeto - pantalla y la distancia tubo de Rayos X – objeto, la cual es minimizada de entrada por el aumento de la distancia tubo de Rayos X – objeto, la cual es de 1.80 mts distancia estándar que minimiza esta distorsión.

Aplicando este factor de corrección que puede ser manejado fácilmente ingresándolo a las tablas de Excel que se usó de plantilla para los resultados de cada medición de miembros inferiores efectuada en el centro de estudio. (ver anexos)

Tabla 22, Maniquí para simular niños.

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Fémur (mm)	256,4	257,5	230	230
Tibia (mm)	212,7	214,1	189	189
Fémur (mm)	257,4	258,7	230	230
Tibia (mm)	211,4	210,6	189	189
Fémur (mm)	255,3	255,3	230	230
Tibia (mm)	210,1	211,1	189	189

En la tabla número 22 se puede observar que existe una diferencia entre los valores medidos en la adquisición digital y los valores medidos directamente sobre el maniquí, por lo que es necesario determinar el factor de conversión y aplicarlo a las medidas en cada paciente ya que no existe una relación directa entre los pixeles y las distancias medidas en milímetros en los programas de análisis y medidas de imágenes diagnósticas, por lo que determinaremos este factor para el fémur y la tibia por separado, para luego compararlos y ver si los valores coinciden.

Tabla 23, medidas para determinar el factor de conversión (usando fémur niño)

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Fémur (mm)	256,4 mm	257,5 mm	230 mm	230 mm
Fémur (mm)	257,4 mm	258,7 mm	230 mm	230 mm
Fémur (mm)	255,3 mm	255,3 mm	230 mm	230 mm
promedio	256.4 mm	257.2 mm	230 mm	230 mm

El factor de conversión lo obtendremos con los promedios de las medidas realizadas, tomando como valor real la medida sobre el maniquí, aplicamos:

Para el fémur derecho

1 factor de conversión lineal si no existe diferencia sería 230 mm

X factor multiplicador con la diferencia a la medida      256.4 mm

$$x = \frac{1 \times 256.4}{230}$$

X = 1.11478261 para los efectos prácticos se pueden tomar tres cifras significativas tomando X=1.115 como factor entre el que hay que dividir, en este sentido podemos tomar un factor multiplicador X\*= 0.897

Para el fémur izquierdo

1 factor de conversión lineal si no existe diferencia sería 230 mm

X factor multiplicador con la diferencia a la medida      257.2 mm

$$x = \frac{1 \times 257.2}{230}$$

X = 1.11826087 para los efectos prácticos se pueden tomar tres cifras significativas tomando X=1.118 como factor entre el que hay que dividir, en este sentido podemos tomar un factor multiplicador X\*= 0.894

Para ambos casos el factor es el mismo, al ingresar este factor multiplicador a todas las medida tomadas sobre las proyecciones radiográficas de miembros inferiores se obtienen valores cercanos a los valores reales, aun cuando es necesario tomar en cuenta las distorsiones propias del uso de Rayos X, ya que las imágenes proyectadas por Rayos X siempre tendrán una pequeña variación producto de la distancia objeto - pantalla y la distancia tubo de Rayos X – objeto, la cual es minimizada de entrada por el aumento de la distancia tubo de Rayos X – objeto, la cual es de 1.80 mts distancia estándar que minimiza esta distorsión.

Tabla 23, medidas para determinar el factor de conversión (usando tibia niño)

	Panorámica		Maniquí	
	derecho	izquierdo	derecho	izquierdo
Tibia (mm)	212,7 mm	214,1 mm	189 mm	189 mm
Tibia (mm)	211,4 mm	210,6 mm	189 mm	189 mm
Tibia (mm)	210,1 mm	211,1 mm	189 mm	189 mm
Promedio	211.4 mm	211.9 mm	189 mm	189 mm

El factor de conversión lo obtendremos con los promedios de las medidas realizadas, tomando como valor real la medida sobre el maniquí, aplicamos:

Para la tibia derecha

1 factor de conversión lineal si no existe diferencia seria 189 mm

X factor multiplicador con la diferencia a la medida 211.4 mm

$$x = \frac{1 \times 211.4}{189}$$

X = 1.11851852 para los efectos prácticos se pueden tomar tres cifras significativas tomando X=1.119 como factor entre el que hay que dividir, en este sentido podemos tomar un factor multiplicador X\*= 0.894

Para la tibia izquierda

1 factor de conversión lineal si no existe diferencia seria 189 mm

X factor multiplicador con la diferencia a la medida 211.9 mm

$$x = \frac{1 \times 211.9}{189}$$

X = 1.12116402 para los efectos prácticos se pueden tomar tres cifras significativas tomando X=1.121 como factor entre el que hay que dividir, en este sentido podemos tomar un factor multiplicador X\*= 0.891

Al tomar los promedios de los cuatros factores obtenemos que el valor promedio es  $X \cdot \text{total} = 0.89$

Al ingresar este factor multiplicador a todas las medida tomadas sobre las proyecciones radiográficas de miembros inferiores se obtienen valores cercanos a los valores reales, aun cuando es necesario tomar en cuenta las distorsiones propias del uso de Rayos X, ya que las imágenes proyectadas por Rayos X siempre tendrán una pequeña variación producto de la distancia objeto - pantalla y la distancia tubo de Rayos X – objeto, la cual es minimizada de entrada por el aumento de la distancia tubo de Rayos X – objeto, la cual es de 1.80 mts distancia estándar que minimiza esta distorsión.

Aplicando este factor de corrección que puede ser manejado fácilmente ingresándolo a las tablas de Excel que se usó de plantilla para los resultados de cada medición de miembros inferiores efectuada en el centro de estudio. (ver anexos)

Tabla 24, factores de conversión calculado para las diferentes medidas ( Factor multiplicador  $X^*$ )

Fémur adulto		Tibia adulto		Prom.	Fémur niño		Tibia niño		Prom.	PromT
Der	Izq	Der	Izq		Der	Izq	Der	Izq		
0.913	0.913	0.914	0.913	0.913	0.897	0.894	0.894	0.891	0.894	0.904

Al calcular el promedio total de los factores multiplicadores de conversión calculados podemos definir un **factor multiplicador de 0.904** para todas las medidas de distancia aplicable a las tablas de Excel de resultados.

## 6.5 Análisis de los datos obtenidos al medir los ángulos

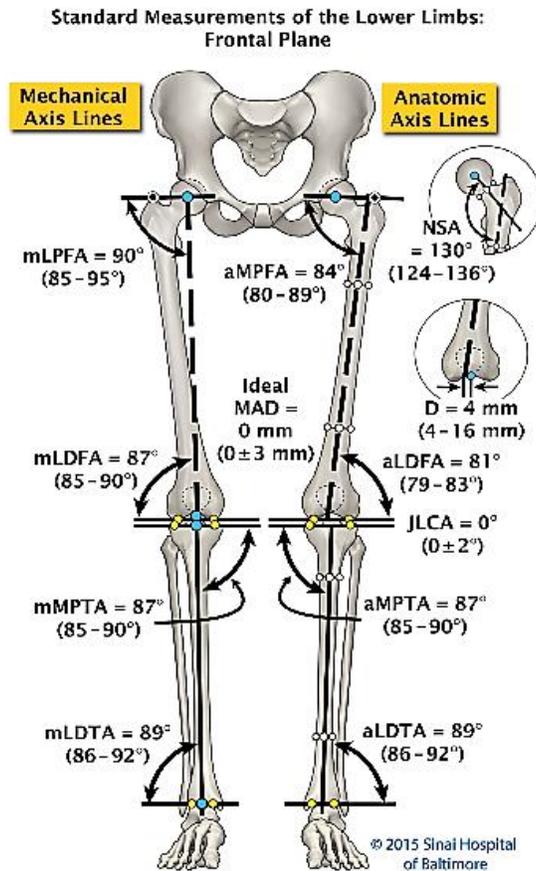
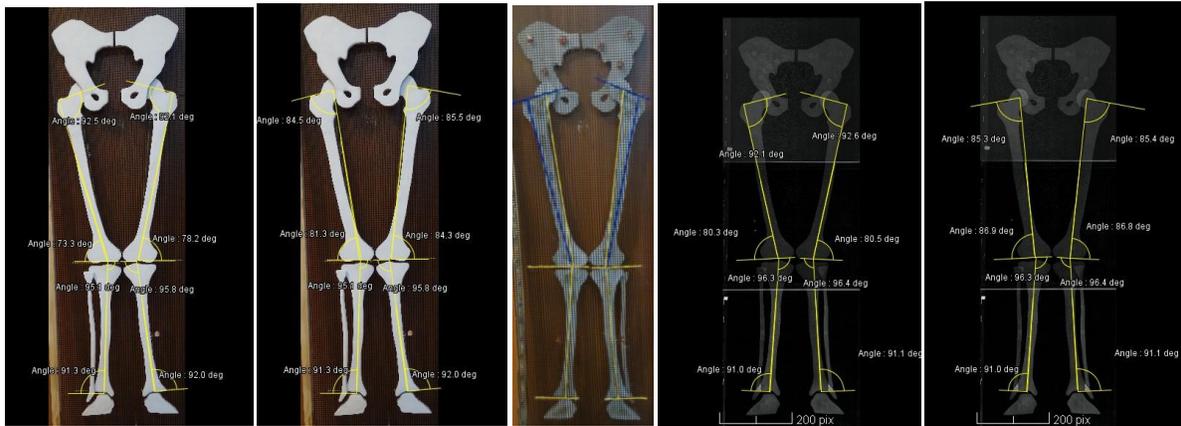


Tabla 25 ángulos característicos y tolerancias

	Eje Mecánico			Eje Anatómico	
mLPFA	90	85 - 95	aLPFA	84	80 - 89
mLDFA	87	85 - 90	aLDFA	81	79 - 83
mMPTA	87	85 - 90	aMPTA	87	85 - 90
mLDTA	89	86 - 92	aLDTA	89	86 - 92

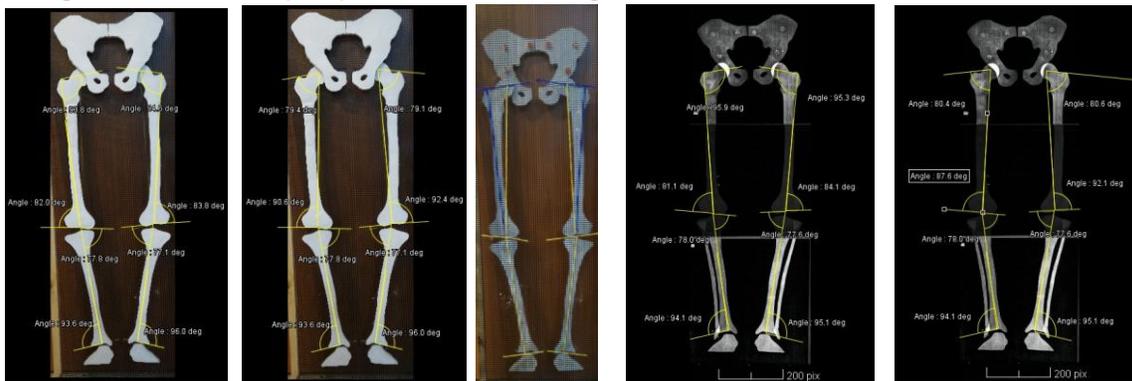
## Medidas de los ángulos característicos para los diferentes maniqués.

Imágenes del maniquí que simula adulto *genus valgus*



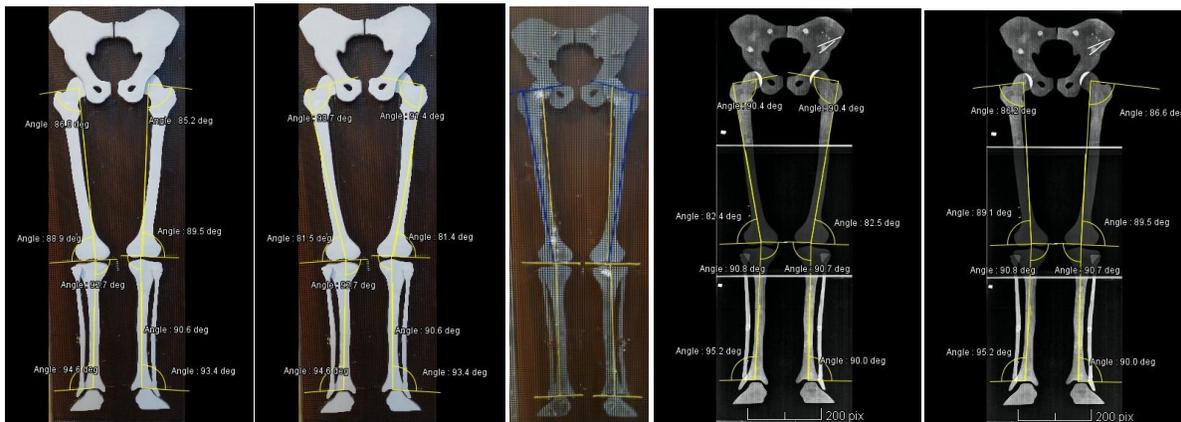
Eje Anatómico Eje Mecánico Marcadores Eje Anatómico Eje Mecánico

Imágenes del maniquí que simula adulto *genus varus*



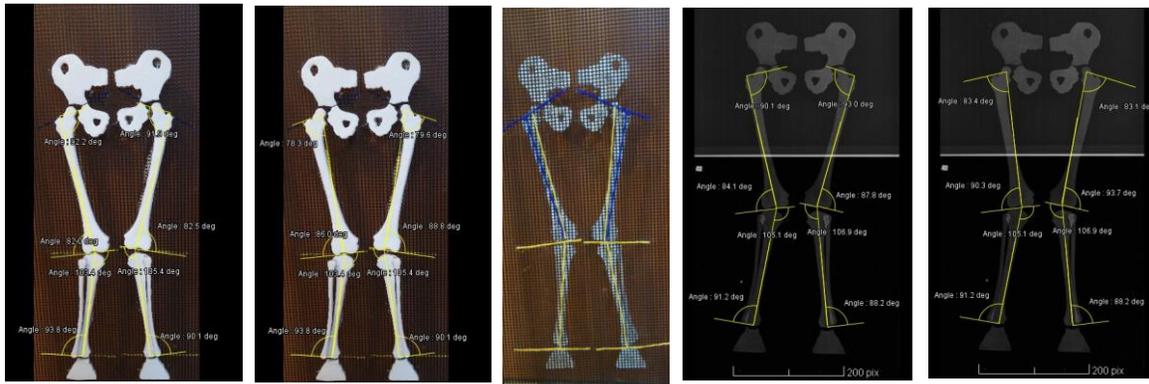
Eje Anatómico Eje Mecánico Marcadores Eje Anatómico Eje Mecánico

Imágenes del maniquí que simula adulto sin patología



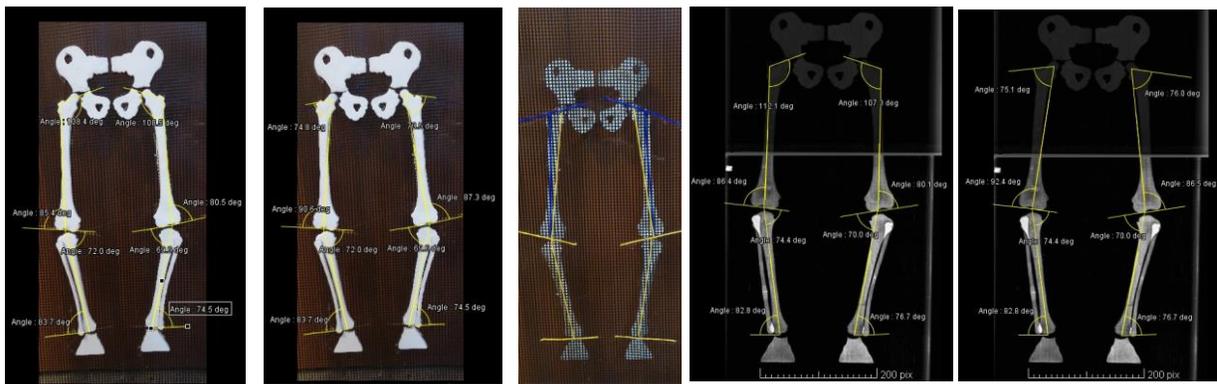
Eje Anatómico Eje Mecánico Marcadores Eje Anatómico Eje Mecánico

Imágenes del maniquí que simula niño genus valgus



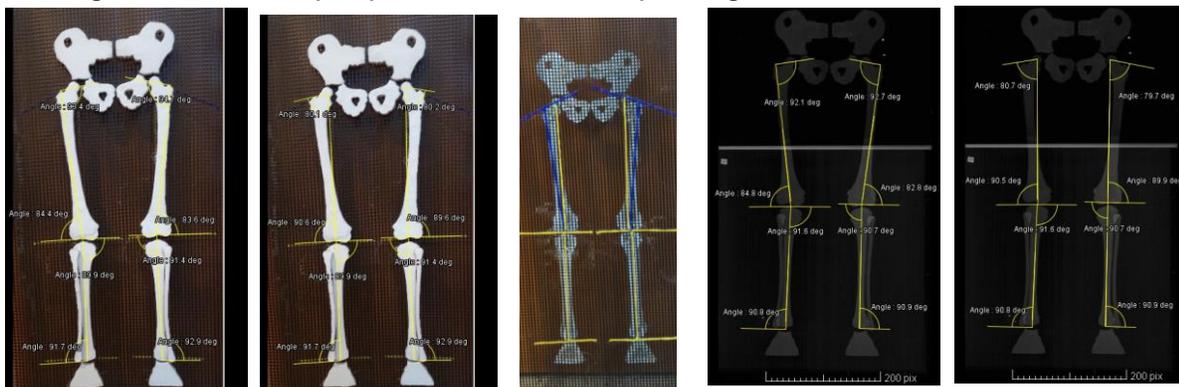
Eje Anatómico Eje Mecánico Marcadores Eje Anatómico Eje Mecánico

Imágenes del maniquí que simula niño genus varus



Eje Anatómico Eje Mecánico Marcadores Eje Anatómico Eje Mecánico

Imágenes del maniquí que simula niño sin patología



Eje Anatómico Eje Mecánico Marcadores Eje Anatómico Eje Mecánico

## 6.5.1 Análisis de las medidas de los ángulos característicos sobre las proyecciones y maniqués que simulan adultos

### 6.5.1.1 Maniquí adulto genus valgus

Tabla 26, Eje anatómico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
aLPFA (°)	95,9	93,8	2,1	95,3	94,6	0,7
aLDFA (°)	81,1	82,0	0,9	84,1	83,8	0,3
aMPTA(°)	78,0	77,7	0,3	77,6	77,1	0,5
aLDTA (°)	94,1	93,6	0,5	95,1	96,0	0,9

Tabla 27, Eje Mecánico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
mLPFA (°)	80,4	79,4	1,0	80,6	79,1	1,5
mLDFA (°)	87,6	90,6	3,0	92,1	92,4	0,3
mMPTA (°)	78,0	77,8	0,2	77,6	77,1	0,5
mLDTA (°)	94,1	93,6	0,5	95,1	96,0	0,9

Se procedió a medir los ángulos marcados sobre el maniquí que simula un adulto con Genus Valgus, los ángulos fueron marcados en la parte posterior del maniquí usando estambre de colores para resaltar cada uno de los parámetros medidos, y se procedió a rotularlos para identificarlos, usando las siglas correspondientes.

### Análisis de resultados

Al compararse las medidas obtenidas sobre el maniquí y las medidas realizadas en las imágenes digitales observamos que las mismas son similares en magnitud

y lectura siendo la diferencia menor al valor del error admisible **error < 3 grados** por lo que no es necesario efectuar cálculos de factor de corrección ya que existe una concordancia directa entre las medidas sobre la proyección radiológica y el maniquí físico, en este sentido podemos estar seguros que no existe distorsiones apreciable que pudieran generar lecturas que no concuerden con las medidas reales, como ocurrió en el caso de las medidas de distancia, en las que la concordancia, lo cual se explica como una discrepancia entre el tamaño de los pixeles reportados y el valor de la medida reportado, como este se conserva en ancho y largo, no existe variación en las medidas angulares pero si en las escalas de distancia por lo que fue necesario calcular un valores de factor de corrección multiplicador.

### 6.5.1.2 Maniquí adulto genus varus

Tabla 28, Eje anatómico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
aLPFA (°)	92,1	92,5	0,4	92,6	92,1	0,5
aLDFA (°)	80,3	73,3	7,0	80,5	78,2	2,3
aMPTA (°)	96,3	95,1	1,2	96,4	95,8	0,6
aLDTA (°)	91,0	91,3	0,3	91,1	92,0	0,9

Tabla 29, Eje mecánico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
mLPFA (°)	85,3	84,5	0,8	85,4	85,5	0,1
mLDFA (°)	86,9	81,3	5,6	86,8	84,8	2,0
mMPTA (°)	96,3	95,1	1,2	96,4	95,8	0,6
mLDTA (°)	91,0	91,3	0,3	91,1	92,0	0,9

## Análisis de resultados

Se conserva la linealidad de las medidas y la relación entra las lecturas tomadas sobre el maniquí y las proyecciones radiológicas correspondientes.

### 6.5.1.3 Maniquí adulto normal (sin patología)

Tabla 30, Eje anatómico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior Izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
aLPFA (°)	90,4	90,7		90,4	91,4	
aLDFA (°)	82,4	81,5		82,5	81,4	
aMPTA (°)	90,8	92,7		90,7	90,6	
aLDTA (°)	95,2	94,6		90,0	93,4	

Tabla 31, Eje mecánico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior Izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí		Panorámica	Maniquí	
mLPFA (°)	86,2	86,0	0,2	86,6	85,2	1,4
mLDFA (°)	89,1	88,9	0,2	89,5	89,5	0,0
mMPTA (°)	90,8	92,7	1,9	90,7	90,6	0,1
mLDTA (°)	95,2	94,6	0,6	90,0	93,4	3,4

## Análisis de resultados

Se conserva la linealidad de las medidas y la relación entra las lecturas tomadas sobre el maniquí y las proyecciones radiológicas correspondientes.

## 6.5.2 Análisis de las medidas de los ángulos característicos sobre las proyecciones y maniqués que simulan niños.

### 6.5.2.1 Maniquí niño genus varus

Tabla 32, Eje anatómico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior Izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
aLPFA (°)	112,1	108,4	3,7	107,3	108,5	1,2
aLDFA (°)	86,4	85,4	1,0	80,1	80,5	0,4
aMPTA (°)	74,4	72,0	2,4	70,0	69,6	0,4
aLDTA (°)	82,8	83,7	0,9	76,7	74,5	2,2

Tabla 33, Eje mecánico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior Izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
mLPFA (°)	75,1	74,8	0,3	76,0	73,5	2,5
mLDFA (°)	92,4	90,6	1,8	86,5	87,3	0,8
mMPTA (°)	74,4	72,0	2,4	70,0	69,6	0,4
mLDTA (°)	82,8	83,7	0,9	76,7	74,5	2,2

### Análisis de resultados

Se conserva la linealidad de las medidas y la relación entre las lecturas tomadas sobre el maniquí y las proyecciones radiológicas correspondientes.

### 6.5.2.2 Maniquí niño genus valgus

Tabla 34, Eje anatómico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior Izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
aLPFA (°)	90,1	92,2	2,1	93,0	91,9	1,1
aLDFA (°)	84,1	82,0	2,1	87,8	82,5	5,3
aMPTA (°)	105,1	103,4	1,7	106,9	105,4	1,5
aLDTA (°)	91,2	93,8	2,6	88,2	90,1	1,9

Tabla 35, Eje mecánico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior Izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
mLPFA (°)	83,4	78,3	5,1	83,1	79,6	3,5
mLDFA (°)	90,3	86,0	4,3	93,7	88,8	4,9
mMPTA (°)	105,1	103,4	1,7	106,9	105,4	1,5
mLDTA (°)	91,2	93,8	2,6	88,2	90,1	1,9

### Análisis de resultados

Se conserva la linealidad de las medidas y la relación entre las lecturas tomadas sobre el maniquí y las proyecciones radiológicas correspondientes.

### 6.5.2.3 Maniquí niño normal (sin patología)

Tabla 36, Eje anatómico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí		Panorámica	Maniquí	
aLPFA (°)	92,1	93,4	1,3	92,7	94,7	2,0
aLDFA (°)	84,8	84,4	0,4	82,8	83,6	0,8
aMPTA (°)	91,6	89,9	1,7	90,7	91,4	0,7
aLDTA (°)	90,8	91,7	0,9	90,9	92,9	2,0

Tabla 37, Eje mecánico ángulos característicos medidos

	Miembro inferior izquierdo			Miembro inferior derecho		
	Panorámica	Maniquí	dif	Panorámica	Maniquí	dif
mLPFA (°)	80,7	80,1	0,6	79,7	80,2	0,5
mLDFA (°)	90,5	90,6	0,1	89,9	89,6	0,3
mMPTA (°)	91,6	89,9	1,7	90,7	91,4	0,7
mLDTA (°)	90,8	91,7	0,9	90,9	92,9	2,0

#### Análisis de resultados

Se conserva la linealidad de las medidas y la relación entre las lecturas tomadas sobre el maniquí y las proyecciones radiológicas correspondientes.

# Capítulo 7

## CONCLUSIONES

En el presente capítulo se muestran los resultados obtenidos en el diseño e implementación de un maniquí y protocolo de control de calidad para panorámicas de miembros inferiores, en la que se siguieron procesos que conllevaron a los resultados expuestos en este capítulo, entre los que destacan el diseño de un Bucky de panorámicas de miembros inferiores, selección de materiales, diseño y ensamblaje de un maniquí antropomorfo, recolección de los datos y análisis de los mismos.

En este sentido los resultados relevantes de la investigación son:

- Se diseñó e implemento un maniquí antropomorfo para efectuar control de calidad de las imágenes de panorámicas de miembros inferiores, en sistemas de adquisición digital con el uso de chasis 14X17, donde es necesario la integración de las imágenes para obtener una imagen completa, para el que se realizaron pruebas de material seleccionándose el yeso como elemento adecuado para la fabricación de los artefactos que simulan las estructuras óseas.
- Se diseñó un bucky que permite adquirir con tres chasis 14X17 tres secciones de una imagen que se divide en secciones desde los pies del paciente hasta las caderas, las mismas se solapan y al unir las forman una imagen panorámica de miembros inferiores que con el control de calidad de imagen y siguiendo los protocolos de fusión de imagen se forma una imagen completa que guarda una relación directa con la anatomía del paciente y a su vez este bucky permite la adquisición de imágenes radiológicas de columna vertebral completa.
- Se calcularon los factores de corrección entre las medidas reales y las medidas tomadas sobre las proyecciones de las panorámicas de miembros

inferiores ya que las mismas requieren un alto grado de exactitud, encontrándose un factor multiplicador de 0.904 para las medidas de distancia.

- Se comprobó que no existe diferencia apreciable entre las medidas de los ángulos sobre el maniquí y sobre las proyecciones de las panorámicas de miembro inferiores adquiridas por digitalización de Rayos X.
- Se diseñó un protocolo de control de calidad básico para los equipos emisores de radiaciones ionizantes que se emplearan en la adquisición de imágenes de panorámicas de miembros inferiores basadas en las normativas nacionales e internacionales, con el fin de comprobar el funcionamiento y factibilidad del sistema de bucky para panorámicas de miembros inferiores y los sistemas de digitalización empleados encontrándose que los mismos se encuentran en condiciones para ser utilizados con pacientes y se encuentran dentro de las tolerancias exigidas.
- Se comprobó mediante la medición con equipo (Solidose) detector usado para control de calidad en radiodiagnóstico, que las dosis de entrada generadas con las técnicas promedio, están dentro de las dosis de referencia acorde con la documentación nacional e internacional para estudios radiológicos siendo las dosis medidas para una técnica radiológica promedio de 70Kv y 35mAs de 183  $\mu$ Sv.

Podemos concluir que el bucky diseñado e implementado permite adquirir las imágenes de panorámicas de miembros inferiores, las mismas son validadas con el uso del maniquí antropomorfo diseñado e implementado para el control de calidad de imágenes. El maniquí simula pacientes con patologías y en condiciones estándar, por lo que las medidas adquiridas pueden ser comparadas y sus resultados aportan al especialista la certeza de la exactitud y precisión de las medidas de distancias y ángulos adquiridas.

## Referencias Bibliográficas

- Manual de radiología para técnicos: física, biología y protección radiológica. Octava edición. ELSEVIER. Autor Stewart C. Bushong.
- osselli, Duplat, Uribe, Turriago; Ortopedia Infantil. Editorial panamericana, 2005.
- Werner C. Brooks, MD, and Richard H. Gross, M; Genu Varum in Children: Diagnosis and Treatment; J Am Acad Orthop Surg 1995;3:326-335Changulani M, Ali F, Mulgrew E, Day J, Zenios M. Outcome of limb lengthening in fibular hemimelia and a functional foot. J Child Orthop 2010; 4: 519-524.
- Revista Chilena de Radiología. Vol. 19 N° 4, año 2013; 177-186. Asimetría de extremidades inferiores: Evaluación por imágenes en la edad pediátrica *Dres. Samuel Sánchez C<sup>(1)</sup>, Ximena Ortega F<sup>(1)</sup>, Alejandro Baar A<sup>(2)</sup>, Susana Lillo S<sup>(3)</sup>, Alejandro De la Maza B<sup>(2)</sup>, Karla Moenne B<sup>(1)</sup>, Juan A. Escaffi J<sup>(1)</sup>, Carolina Pérez S<sup>(1)</sup>.*
- Dhar SA, Farook M, Ramzan M. A reciprocating ledge technique in closing wedge osteotomy for genu valgum in adolescents. J Orthop Surg. 2009;17(3):313-16. PubMed; PMID: 20065371.Omidi-Kashani F, Hasankhani IG, Mazlumi M, Ebrahimzadeh MH.
- Varus Distal Femoral Osteotomy in Young Adults with Valgus Knee. J Orthop Surg Res. 2009;13:4,15. PubMed; PMID: 19435527.
- Deformidades angulares en los miembros inferiores. Revista Artemisa en línea Volumen 3 numero 2. 2007. Autor Luis Alberto Harfush Nasser.
- Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Primera Revisión. Edicomplet, 2002.
- McCullough EC, Payne JT, Baker HL, Hatteiy RR, Cedí PF, Stephens DH and Oedgaudus E. 1976Performance evaluation and quality

assurance of computed tomography scanners. EMI, ACTA, Radiology 120, 173-188.

- CERVO, Amado Luiz y Bervian Pedro Alcino. Metodología Científica. Traducida por Juan Guevara y Carlos Bernal. McGraw-Hill 1980.
- NORMA VENEZOLANA COVENIN. Protección contra las radiaciones ionizantes provenientes de fuentes externas usadas en medicina. FONDONORMA 1991.
- ICRP (Internacional comisión on Radiological Protection). Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP Publication 73.
- Manual del operador, Tomógrafo Axial Computarizado SOMATOM Emotion. Version syngo CT 2006 A. SIMENS AG. Traducido al español. Impreso en Alemania 2005.