

OPTIMIZACION DE DOSIS Y NIVELES DE REFERENCIA DIAGNOSTICO EN TCMC TORACICA: LO QUE EL TECNICO DEBE SABER EN LA PRACTICA DIARIA

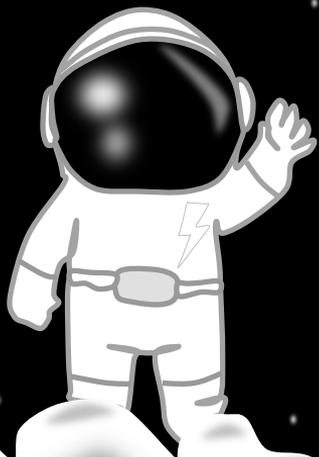
AUTOR: LIC. LEANDRO PACINI

MAIL: LEANDROPACINI21@GMAIL.COM

SIN CONFLICTO DE INTERÉS

SERVICIO DE DIAGNOSTICO POR IMAGENES, SANATORIO DELTA,

ROSARIO, SANTA FE, ARGENTINA



Introducción	Niveles de referencia diagnóstico	Nuestra Experiencia	Optimización de dosis	A.L.A.R.A	Parámetros Modificable	Conclusión	Bibliografía
--------------	-----------------------------------	---------------------	-----------------------	-----------	------------------------	------------	--------------

Objetivos:

Definir y diferenciar optimización de reducción de dosis

Siempre guiarse con los principios de A.L.A.R.A.

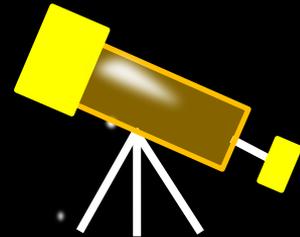
Conocer las herramientas disponibles para la optimización

Conocer los conceptos básicos de dosimetría en TC

Interpretar los índices de dosis tomográficos

Lograr una tabla de referencia propia del servicio

Tomar conciencia del impacto de nuestro trabajo



Introducción

Niveles de
referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

Conclusión

Bibliografía

El objetivo de un DRL es ayudar a evitar la dosis de radiación al paciente que no contribuye al propósito clínico de una tarea de diagnóstico médico por imágenes.

No son un límite máximo o mínimo

No son para un individuo

Son una herramienta para optimizar la dosis

Permiten conocer la distribución de la dosis de un examen en una institución

La dosis debe ser adecuada al diámetro del paciente

Dosis versus calidad de imagen



Las magnitudes usadas para determinar los DRL deben ser de fácil medida y, representar la cantidad de radiación ionizante en la obtención de imágenes médicas.

Para TC tenemos el CTDI vol y DLP



Teniendo niveles de referencia comparables
DRL locales
DRL nacionales
DRL internacionales



Ejemplos: Escoja 20 pacientes para un protocolo específico y calcule los promedios de CTDI vol y DLP

El DRL es el percentil 75 de los valores medios obtenidos

A	B	C	D
Nombre y Apellido	Equipo	CTDI vol	DLP
PAC 1	SIEMENS 16	XXX	XXX
PAC 2	SIEMENS 16	XXX	XXX
PAC 3	SIEMENS 16	XXX	XXX

Introducción

Niveles de referencia diagnóstico

Nuestra Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de dosis

Parámetros Modificable

Conclusión

Bibliografía

P75: 171 DLP

P75: 292DLP

Tabla 1 Valores de dosis efectiva normalizada según la región⁶

Región	Dosis efectiva normalizada E _{DLP} [mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹]
Cabeza	0,0023
Cuello	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen	0,015
Pelvis	0,019

Dosis Efectiva:

2.9 mSv

4.9 mSv

Tabla V. Niveles de referencia diagnósticos (E), propuestos por el ACR.

Examen	E (mSv)
Radiografía torácica posteroanterior	0,05
TC craneal	2 - 4
TC torácica	5 - 7
TC abdomen y pelvis	8 - 11
Angiografía coronaria	3 - 6
Radiación natural de fondo anual	2,5 - 3,6

Introducción

Niveles de
referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

Conclusión

Bibliografía

Principios de básicos:

- Reducir repeticiones y barridos múltiples
- Evitar irradiar zonas adicionales al área de interés
- Ajuste los parámetros para que la mayor parte de los exámenes estén por debajo de DRL

ALARA

As Low As Reasonably Achievable

*Niveles Diagnostico de Referencia

Introducción

Niveles de referencia diagnóstico

Nuestra Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de dosis

Parámetros Modificable

Conclusión

Bibliografía

¿Qué entendemos por Optimización de dosis?

La optimización prácticamente es ajustar los parámetros técnicos (Kv, mAs, Modulación de dosis, pitch, protocolos) al paciente (edad, Sexo, habito corporal) ,
Con el fin de llegar a un diagnóstico, con una calidad apropiada.
Es reducir dosis ajustándola a lo que el necesita el paciente.



Introducción

Niveles de
referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

Conclusión

Bibliografía

¿De todos los parámetros de optimización de dosis que tiene un equipo de TC cual puede manipular el Técnico?

CATEGORIA

CONDUCTA

GENERAL	Proporcionar material de información al paciente Revisar Protocolo e indicación de TC
ANTES DEL PROCEDIMIENTO	Promover estudios no ionizantes Usar herramienta de optimización de dosis
DURANTE EL PRODECIMIENTO	Topograma Modular la corriente del tubo Ajustar el protocolo dirigido a la patología Mejorar los algoritmos de reconstrucción
DESPUES DEL PROCEDIMIENTO	Calcular la dosis de radiación Reportar la dosis de radiación

CT Radiation Dose: What Can You Do Right Now in Your Practice?



Introducción

Niveles de
referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

Conclusión

Bibliografía

Modulación automática de la corriente del tubo

Potencial máximo del tubo

Ajuste de Protocolos

Velocidad de la mesa (cm/s) Tiempo de rotación del tubo

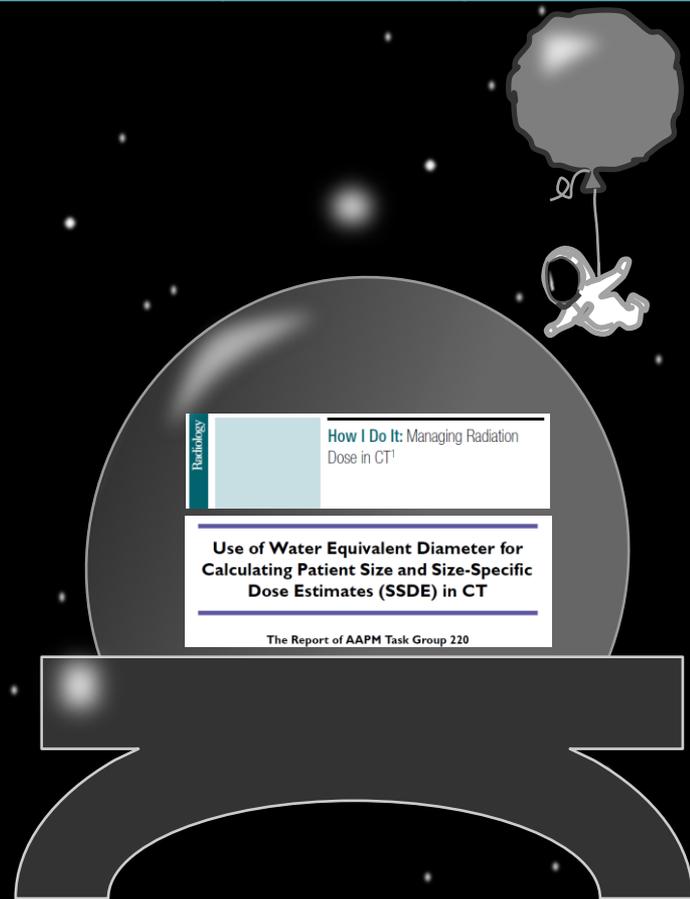
TOPOGRAMA



Topograma

La mesa del paciente no siempre se coloca de manera que el paciente esté en el isocentro de la gantry- Se demostró que mover un cilindro de agua de 30 cm de diámetro 5 cm y 10 cm más cerca del tubo de rayos X conducía a una sobreestimación de D_w en un 4,5 % y un 9,9 %, respectivamente Mover la mesa 5 cm más lejos del tubo condujo a una subestimación de D_w en un 4,2%

Estos errores ocurren porque los sistemas CT calibran S (espaciado entre detectores) con respecto al isocentro.



Introducción

Niveles de referencia diagnóstico

Nuestra Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de dosis

Parámetros Modificable

Conclusión

Bibliografía

Cuando el paciente está más alejado del tubo en relación con la distancia del tubo al isocentro la imagen del paciente se minimiza y la radiografía del localizador CT subestima la cantidad de atenuación dentro del campo de visión (FOV).

Cuando el paciente está más cerca del tubo en comparación con la distancia al isocentro, la sombra del paciente se magnifica y la radiografía del localizador CT sobrestima la cantidad de atenuación en el FOV.

Por lo tanto, incluso si los valores de píxeles de la radiografía del localizador de TC están calibrados correctamente en términos de atenuación del agua, el error de aumento causado por el mal centrado del paciente podría generar errores en la estimación del tamaño

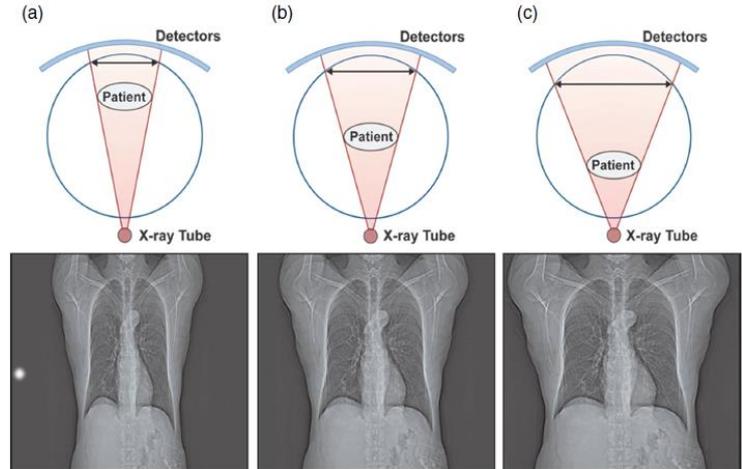


Figure 3. Minification (a) or magnification (c) of the patient's lateral dimensions occurs when the patient is not well centered in the FOV (b).

Introducción

Niveles de
referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

Conclusión

Conclusión

Control automático de exposición

Una buena forma reducir la dosis de radiación en TC es adaptando los parámetros de exploración a la anatomía del paciente.

La corriente del tubo se adapta automáticamente al tamaño y forma del paciente, y se modifica mediante la comparación de un topograma de un paciente de tamaño estándar (área, forma, volumen y densidad) con el tamaño real del paciente del estudio .

La modulación de corriente tiene en cuenta las diferencias en la atenuación de los rayos X en las distintas regiones del cuerpo



Introducción

Niveles de referencia diagnóstico

Nuestra Experiencia

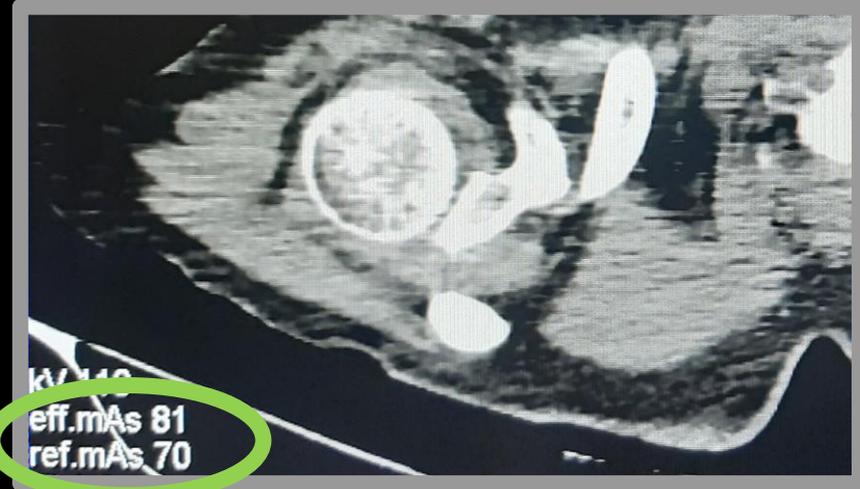
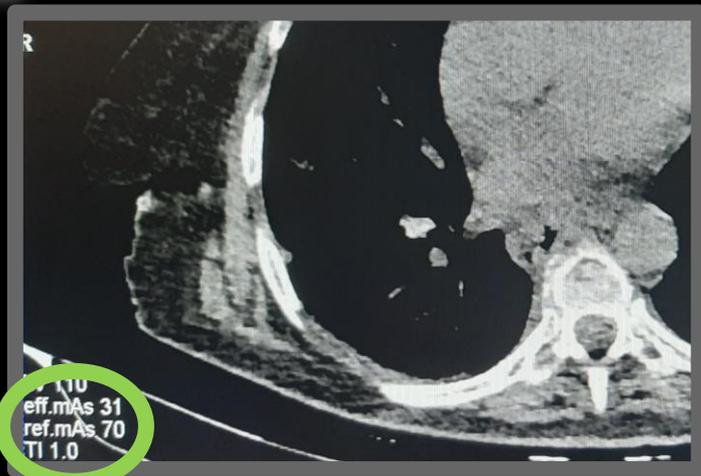
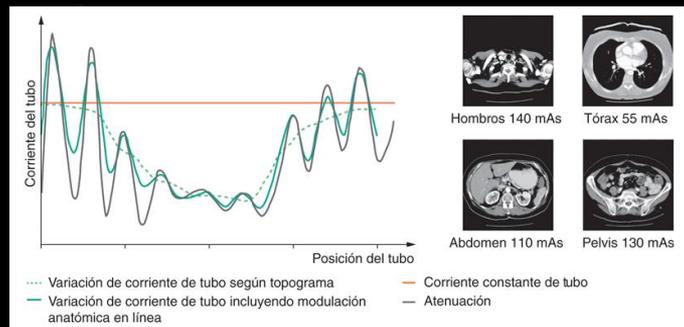
A.L.A.R.A

Optimización de dosis

Parámetros Modificable

Conclusión

Bibliografía



Potencial máximo del tubo

La energía de los fotones y su poder de penetración se determina por la diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo.

El operador puede ajustar la tensión del tubo, que se conoce como pico de kilovoltaje (kVp)

El CTDI vol es aproximadamente proporcional al cuadrado del porcentaje de cambio en Kv

El potencial del indica la energía máxima de los fotones de rayos X (en kilovoltios) en un espectro de energías de rayos X.



Introducción

Niveles de referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

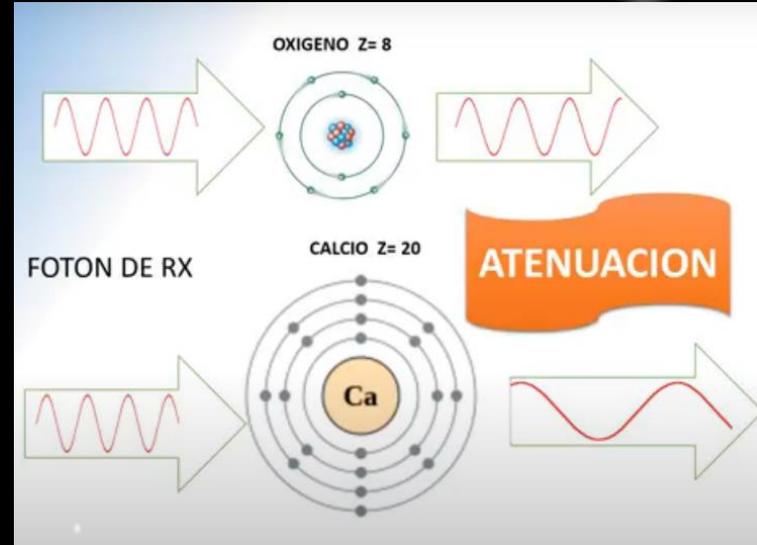
Conclusión

Bibliografía

Coeficiente de atenuación

La penetración de fotones en la materia se rige estadísticamente por la probabilidad por unidad de distancia recorrida de que un fotón interactúe mediante un proceso físico u otro.

El coeficiente μ depende de la energía de los fotones y del material atravesado.



Introducción

Niveles de referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

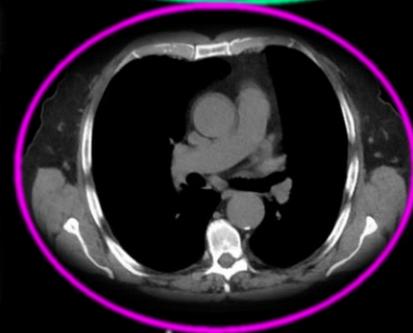
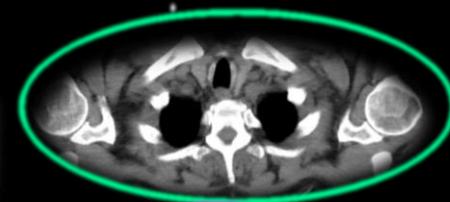
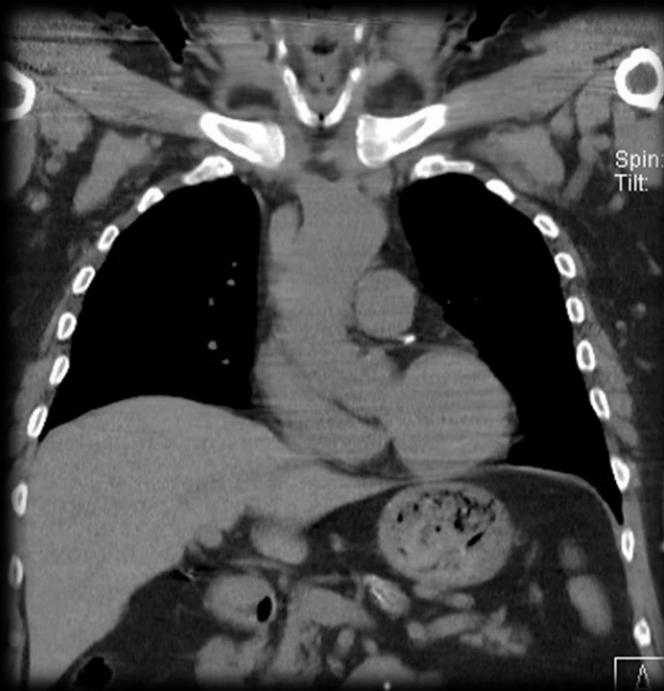
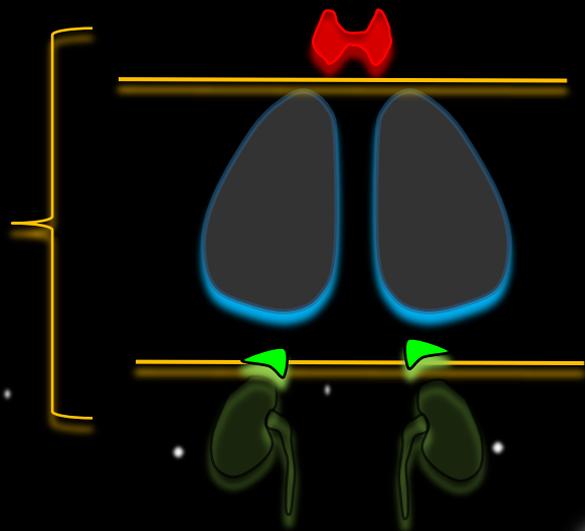
Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

Conclusión

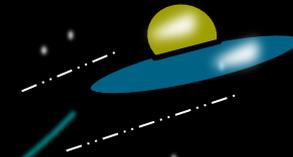
Bibliografía

Protocolo de tórax



PITCH/ANCHO DEL HAZ

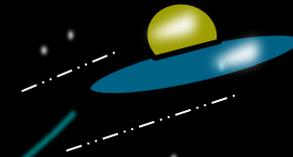
El movimiento de la mesa durante la exploración es un elemento fundamental a la hora de obtener resultados óptimos en un estudio, y tiene un efecto determinante en la calidad de la imagen y en la dosis de radiación.



El grosor de corte por la cantidad de detectores te da el ancho del haz
Este puede ser seleccionado dependiendo el estudio a realizar
Ejemplo: 16x0.75: 12mm

PITCH/ANCHO DEL HAZ

El movimiento de la mesa durante la exploración es un elemento fundamental a la hora de obtener resultados óptimos en un estudio, y tiene un efecto determinante en la calidad de la imagen y en la dosis de radiación.



El grosor de corte por la cantidad de detectores te da el ancho del haz
Este puede ser seleccionado dependiendo el estudio a realizar
Ejemplo: 16x0.75: 12mm

Introducción

Niveles de
referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

Conclusión

Bibliografía

Entender el impacto de nuestro trabajo hace que estemos en cada detalle para poder brindarle al paciente un estudio diagnóstico al menor costo posible en términos de dosis absorbida.

Es difícil de saber la cantidad de estudios que recibirá el paciente a lo largo de su vida, por tal motivo es que debemos conocer todas las herramientas que nos brinda el equipo que estemos utilizando en ese momento para poder combinarlo con un estudio dirigido y así concluir con un trabajo bien realizado.



Introducción

Niveles de
referencia
diagnostico

Nuestra
Experiencia

A.L.A.R.A

Optimización de
dosis

Parámetros
Modificable

Conclusión

Bibliografía

CT Radiation Dose: What Can You?

AJR 2011; 196:619–625

Radiación ionizante en tomografía

Anales de Radiología México 2012;2:90-97.

Corrección de índice de dosis en tomografía computarizada por parâmetro de diâmetro efectivo

Dosimetría en tomografía computada

0048-7619/© 2014 Sociedad Argentina de Radiología.