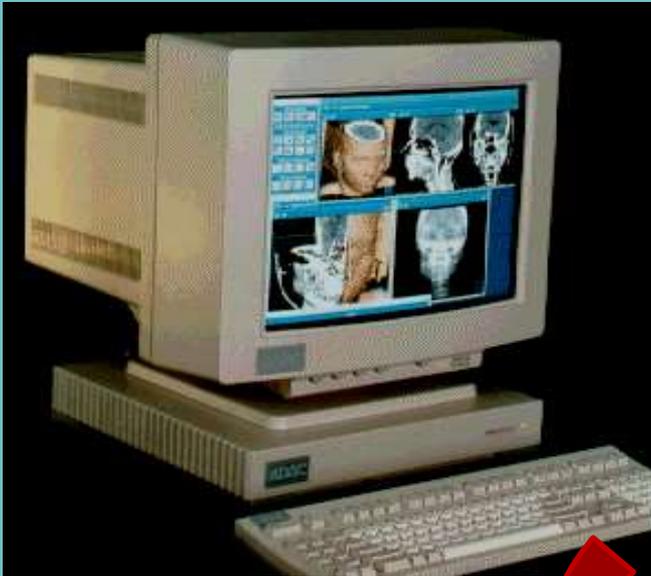
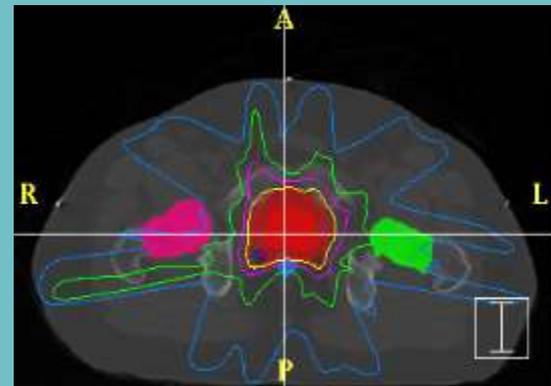


Sistemas de Planificación y Algoritmos de Cálculos

SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA



Sistema computarizado que es capaz de generar distribuciones de dosis (isodosis) en pacientes. El objetivo es la optimización de la distribución en el tumor, reduciendo al mínimo la dosis en el tejido normal para disminuir la toxicidad y efectos adversos.



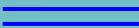
SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA

Objetivo: distribución uniforme de la dosis en el volumen blanco: +7% y -5% de la dosis prescrita (ICRU 50)

¿Volumen blanco?  DEFINICIÓN DE VOLÚMENES

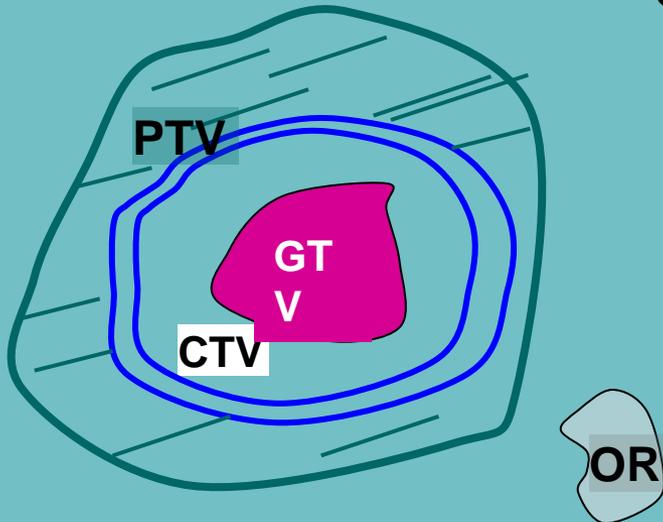
GTV: volumen tumoral palpable o visible

CTV: GTV + margen por enfermedad subclínica

ITV: CTV+margen interno por el movimiento de los órganos 

PTV: volumen de planificación, tiene en cuenta todas las variaciones geométricas, tamaño tal que asegura que la dosis prescrita llega al CTV

OR: órganos en riesgo, su radiosensibilidad puede determinar el cambio de un plan de tratamiento



SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

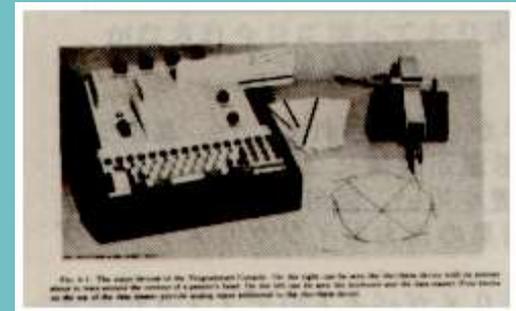
1. INTRODUCCIÓN

a. Historia de los sistemas de planificación

Desarrollo de calculador de isodosis

1965 Primer sistema de planificación desarrollado en Washington University Biomedical Computer Laboratory, llamado Consola para programar

1970 Primer sistema de planificación en venta por Artronix llamado PC-12. Al mismo tiempo, RAD-8 en UK.



SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

1. INTRODUCCIÓN

a. Historia de los sistemas de planificación

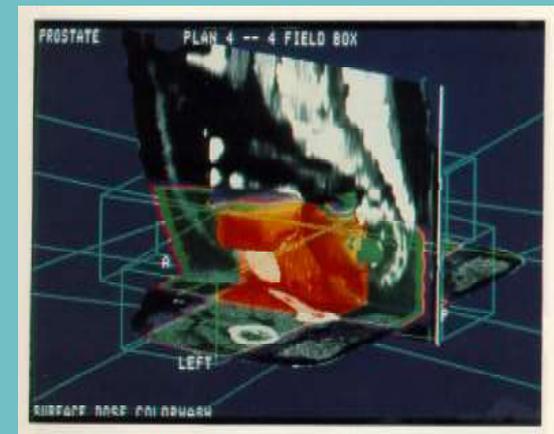
Desarrollo de calculador de isodosis

1978 Introduce el Beam Eye view un grupo de Rhode Island y Brown University.

1987 9th ICCR (La Conferencia internacional en el uso de computadoras en radioterapia)

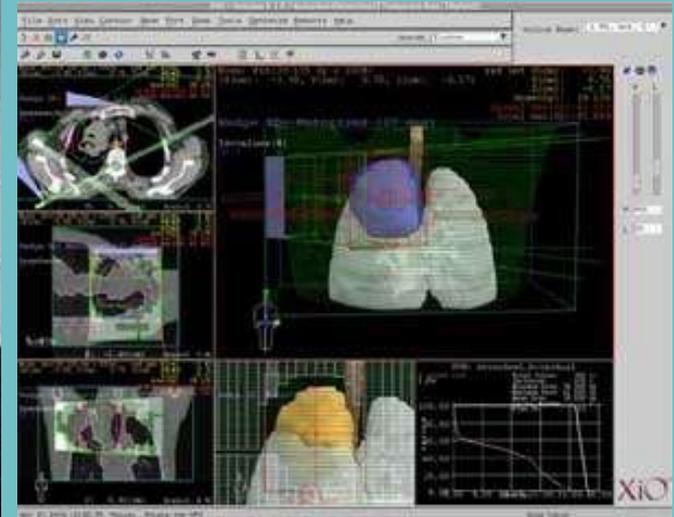
Publica los sistemas de planificación en 3-D
Universidad de Michigan

introduce TC y MRI y la manipulación de imágenes



SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

2. SISTEMA HARDWARE



- Memoria y accesorios de almacenamiento

- Hardware de comunicación

- Sistema para gráficos e imágenes

Imágenes

CT MRI SPECT PET ...

Datos de entrada para el proceso de planificación



REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN

- aceptar distintos tipos de datos de entrada y darles un arreglo común de voxels.
- Convertirlos luego en un único sistema común de referencia.
- La capacidad del planificador al utilizar las imágenes debe ser independiente del origen de las mismas.

SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

A. Datos de la máquina

- *Gantry, mesa y colimador*

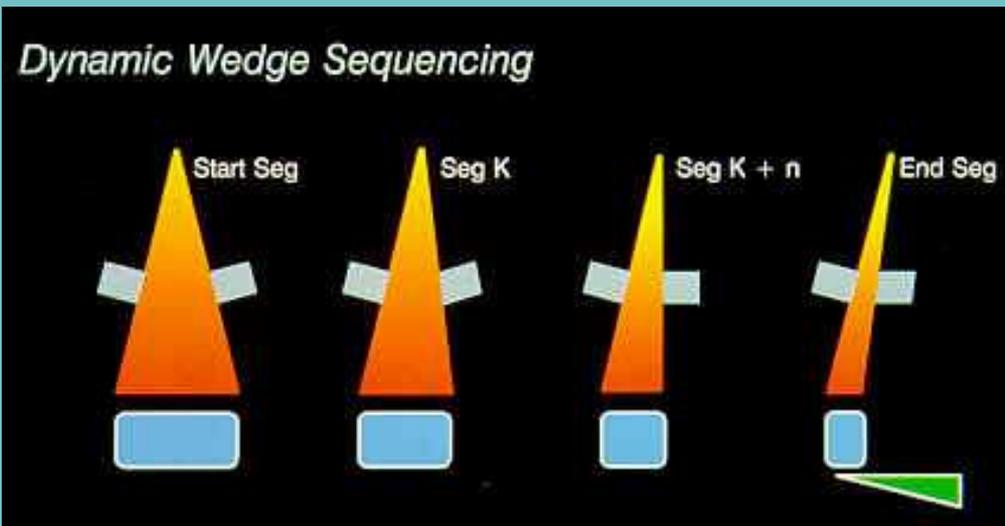
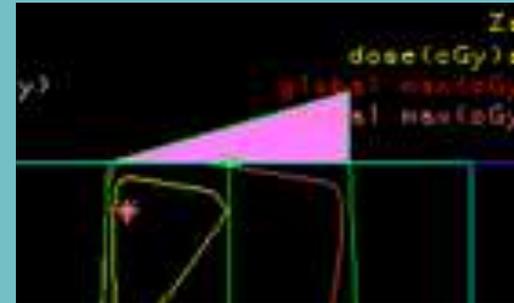


SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

A. Datos de la máquina, todos los accesorios influyen en la dosis a entregar

- Cuñas virtuales/dinámicas y físicas

- Apertura del campo para las cuñas



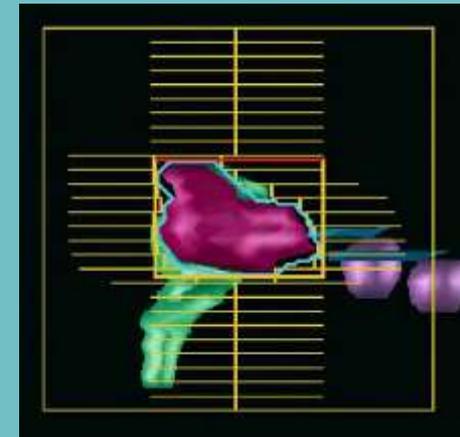
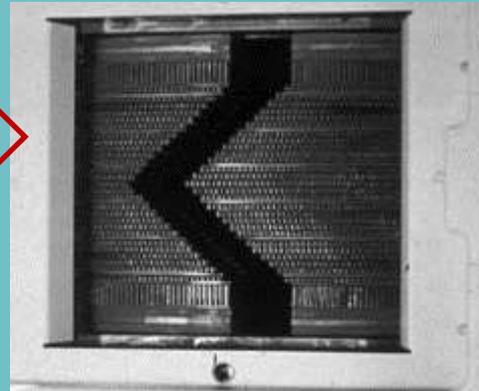
- Movimientos de las mandíbulas de cuñas dinámicas

SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

A. Datos de la máquina

Multiláminas y bloques

Diseño y movimientos del colimador multihojas

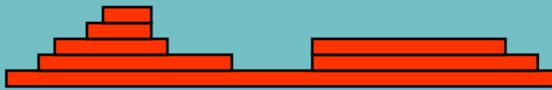


Distancia de las bandejas porta bloques y tipos de bloques

SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

A. Datos de la máquina

• Compensadores



Láminas de plomo



De aleaciones

• Conos



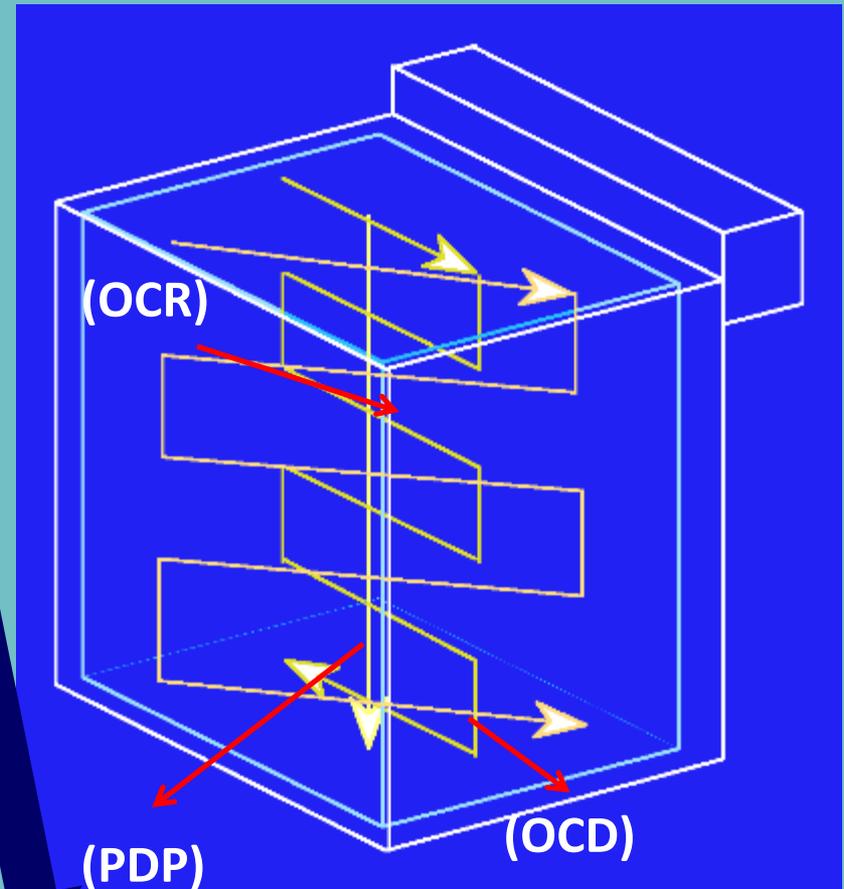
SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

B. Datos del haz

Obtención de datos

- Off center Ratio (OCR)
- Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)
- Off center diagonal (OCD)

- Factor de campo
- Factor Backscatter
- Factor bandeja, cuña, etc



DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

CÁLCULO DE TIEMPO O UM

SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

Generación de tablas de cantidades relativas a partir de datos medidos del PDD

PDD > TAR, TMR > TAR(0), TMR(0) > SAR, SMR

$$TAR(d, A) = \frac{PDD(f, d, A_0)}{100} * PSF(A_0) * \left(\frac{f + d}{f + d_{máx}} \right)^2$$

$$TMR(d, A) = \frac{PDD(f, d, A_0)}{100} * \frac{PSF(A_0)}{PSF(A)} * \left(\frac{f + d}{f + d_{máx}} \right)^2$$

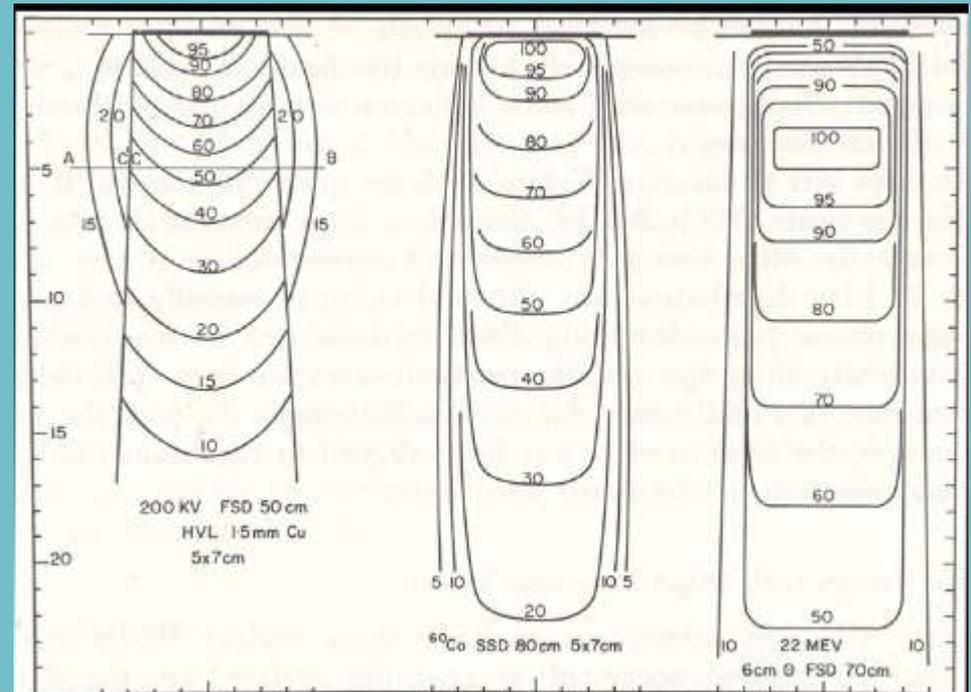
$$TAR_{r,d} = TAR_{0,d} + SAR_{r,d}$$

$$TMR_{(r,d)} = TMR_{(0,d)} + SMR_{(r,d)}$$

SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

B. Datos del haz

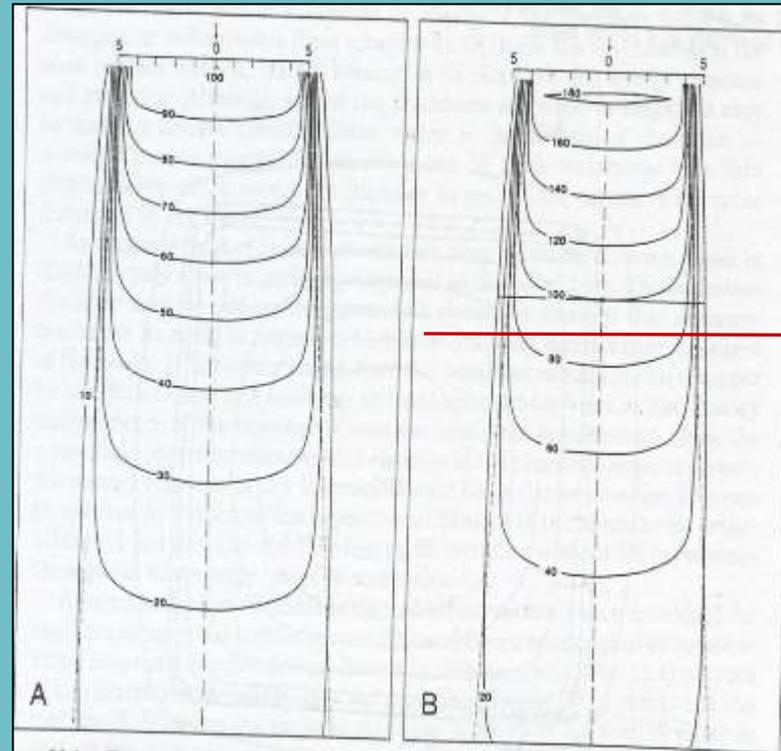
- Curvas de isodosis



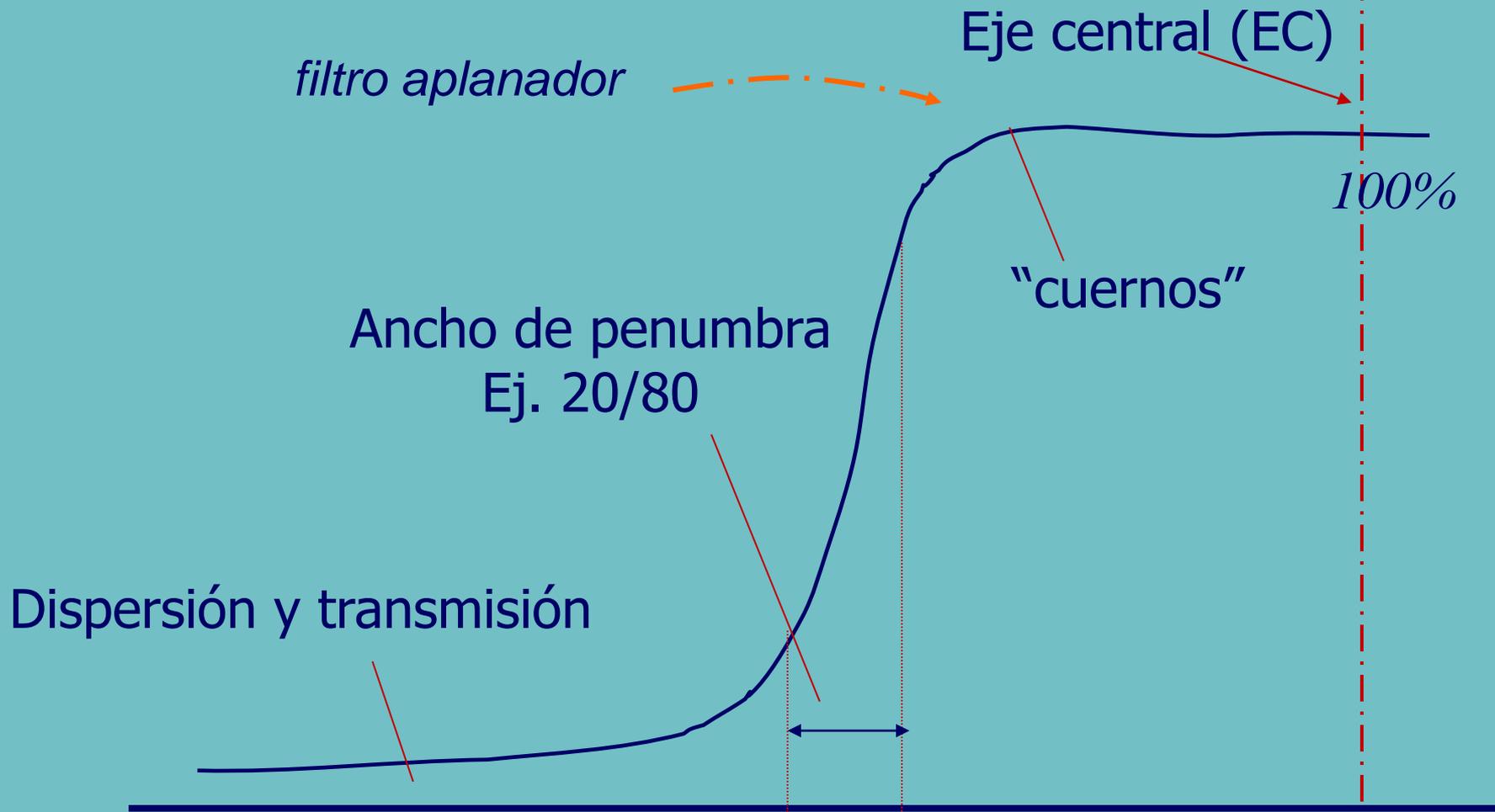
SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

Curvas de isodosis

1. La dosis en cualquier punto es mayor en el centro y gradualmente decrece hacia afuera.
2. Región de penumbra
3. Región del colimador (dispersión transmisión)



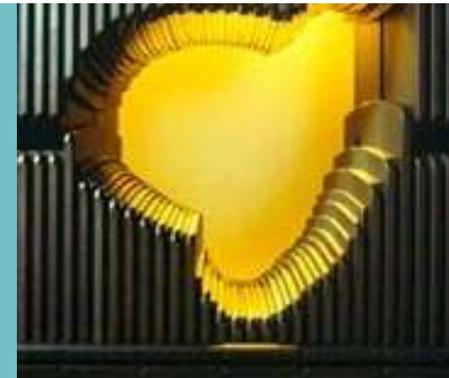
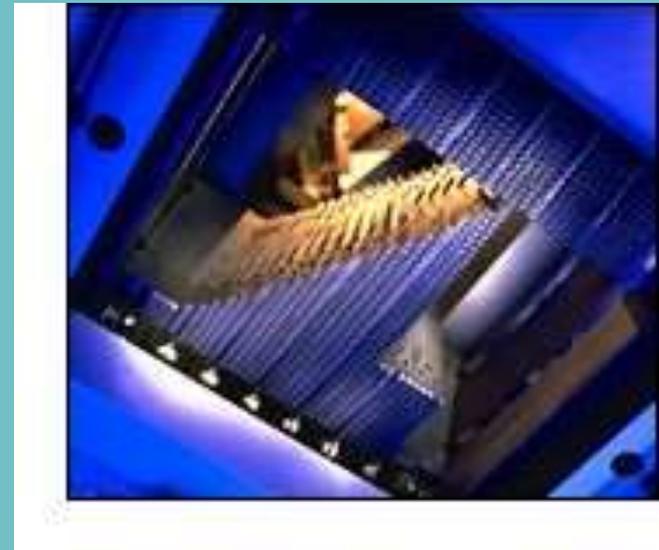
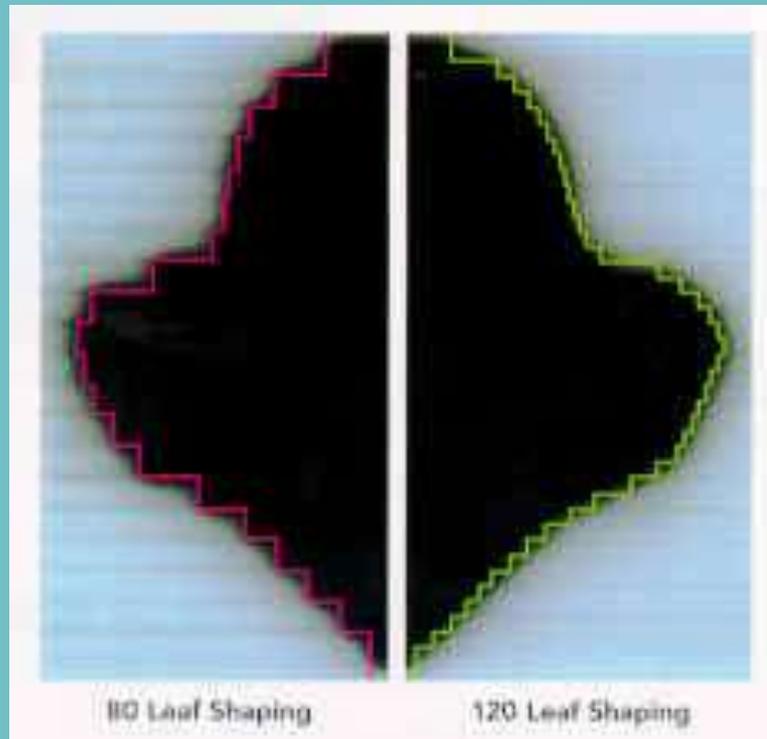
SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN



SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

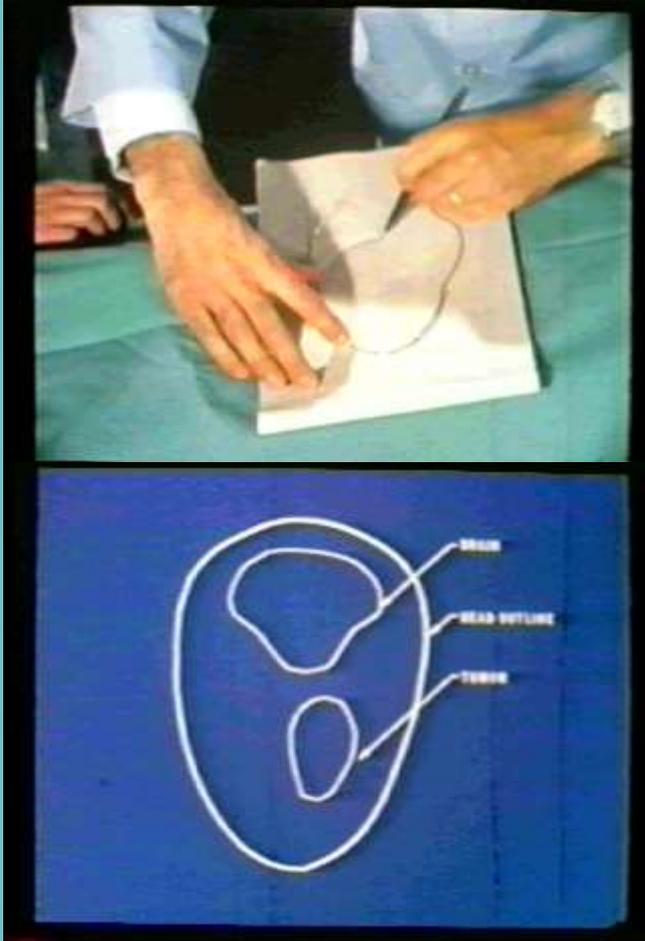
- *MLC(transmisión)*

B. Datos del haz

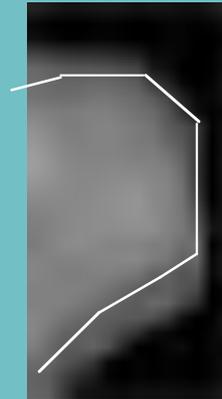
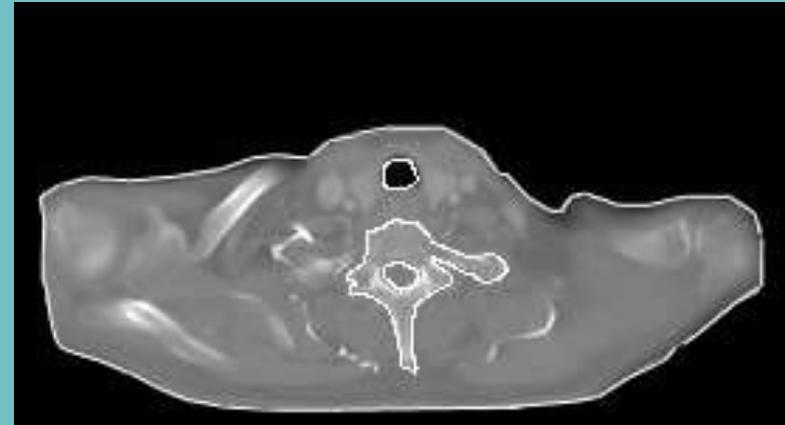


C. MANEJO DE DATOS DEL PACIENTE

- Información anatómica



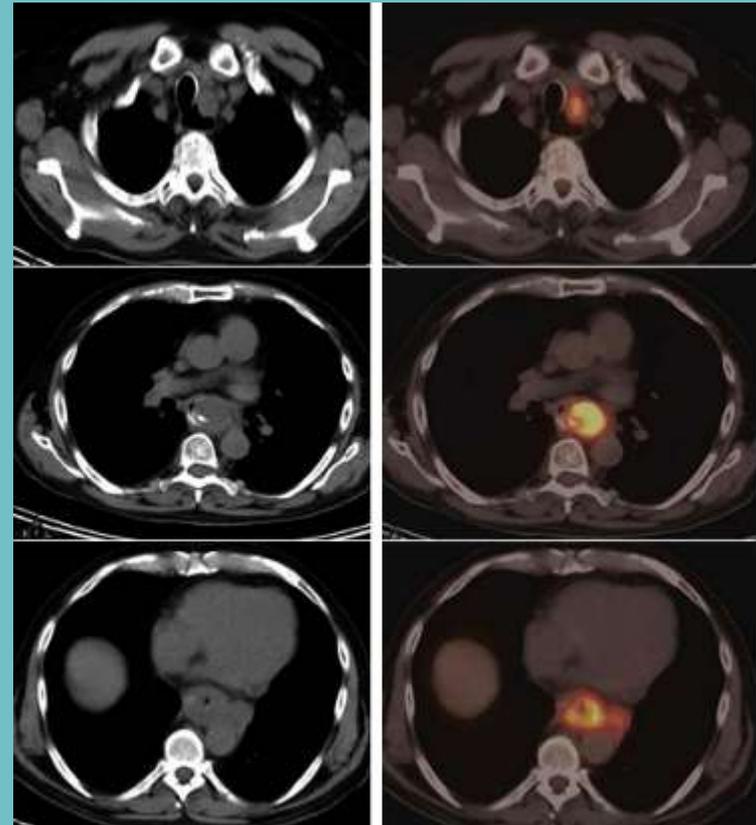
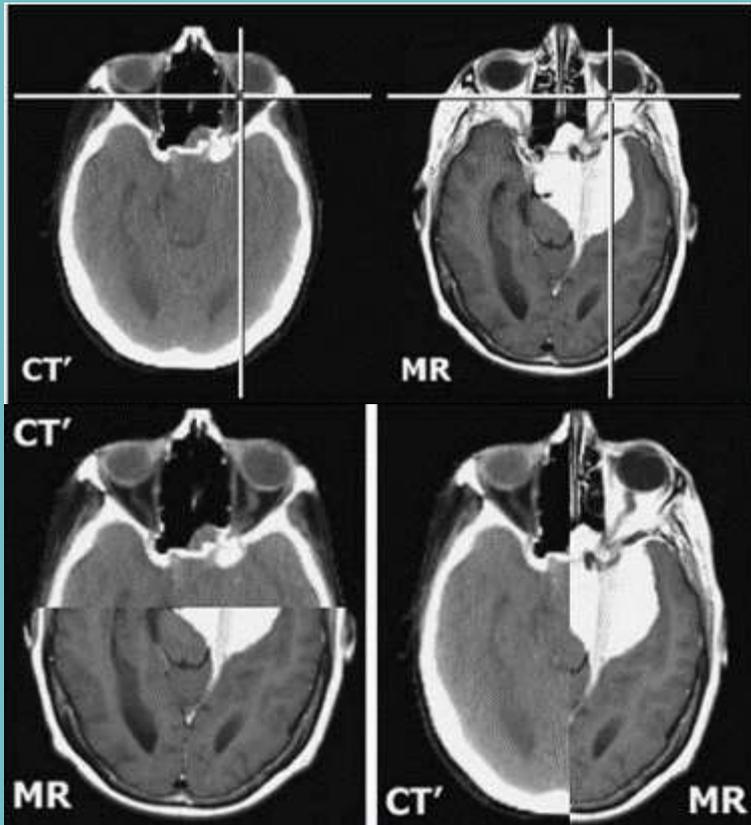
Obtención de contornos manualmente



Obtención de contornos por tomografía

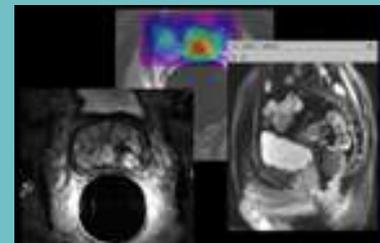
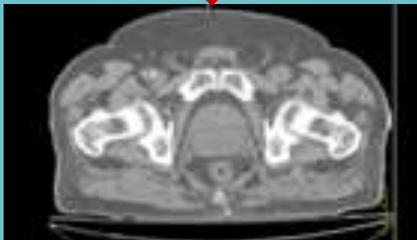
C. Manejo de datos del paciente

- Fusión de imágenes

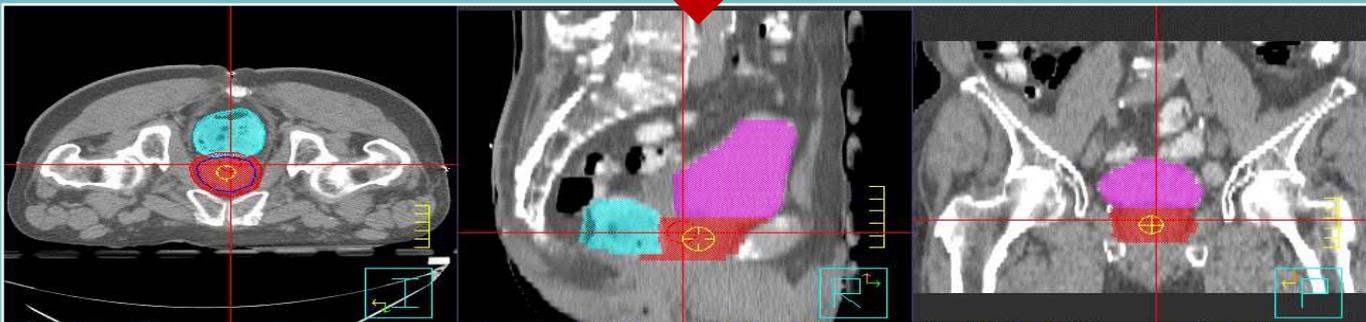


C. MANEJO DE DATOS DEL PACIENTE

Paciente



El sistema de planificación permite delimitar los volúmenes necesarios para la planificación



C. MANEJO DE DATOS DEL PACIENTE

ATENCIÓN: la prescripción de la dosis es al PTV

GTV

volumen palpable

CTV

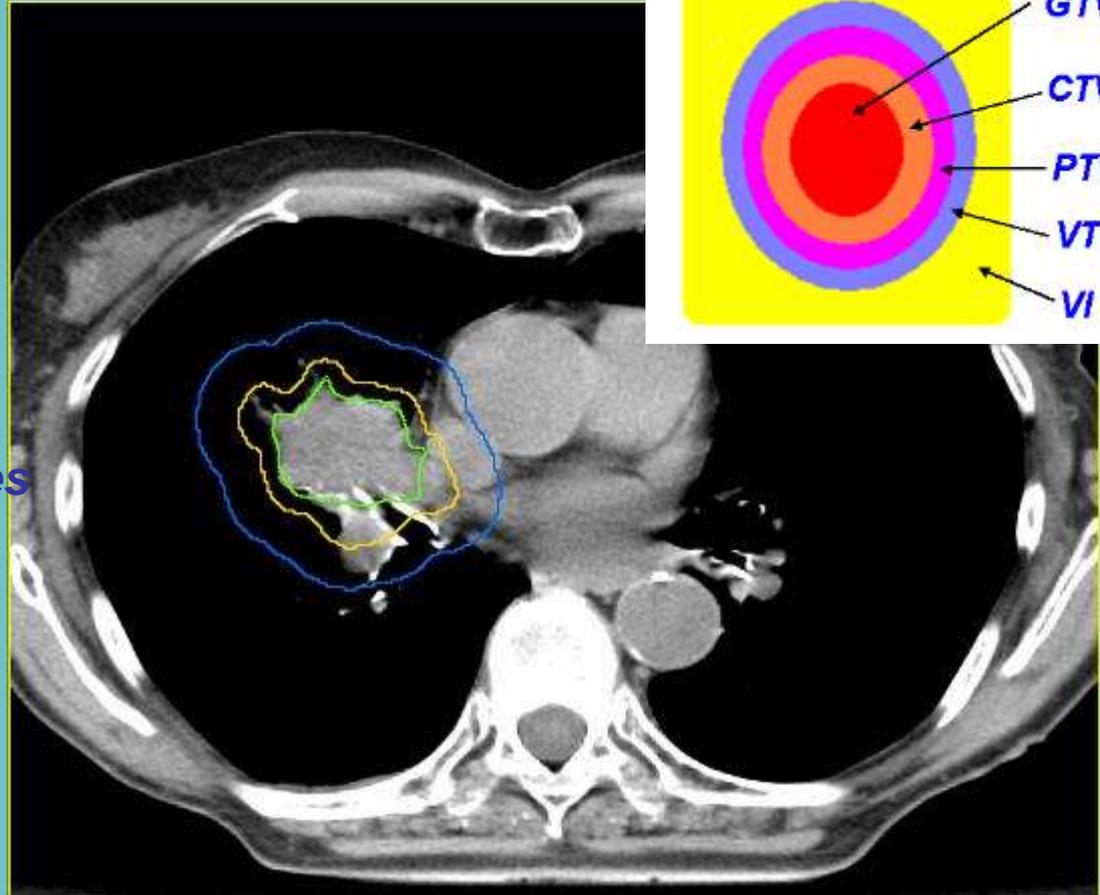
GTV + enfermedad subclínica

PTV

CTV+márgenes por set-up y movimiento

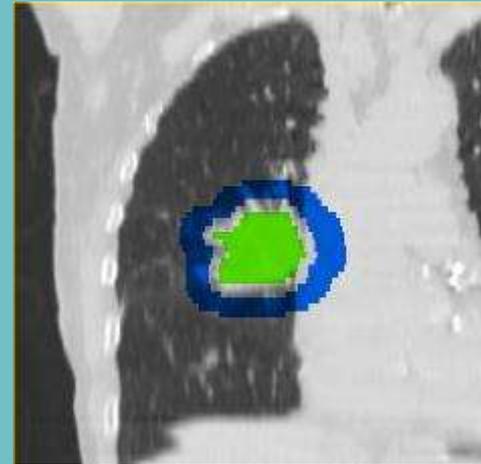
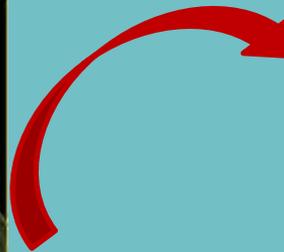
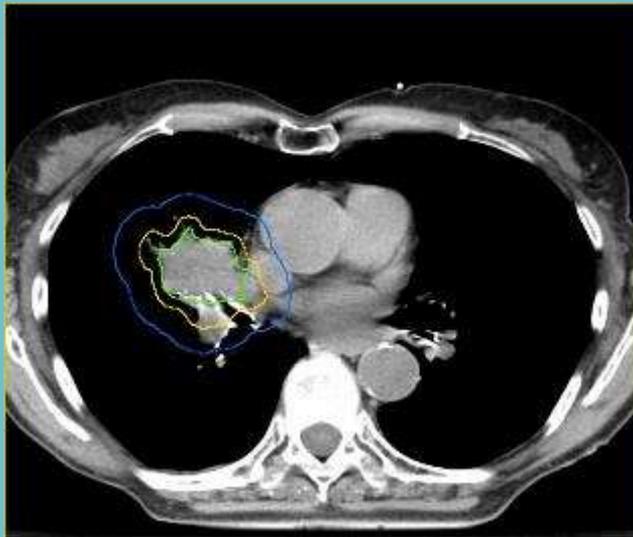
externo

interno



C. MANEJO DE DATOS DEL PACIENTE

Atención con la penumbra



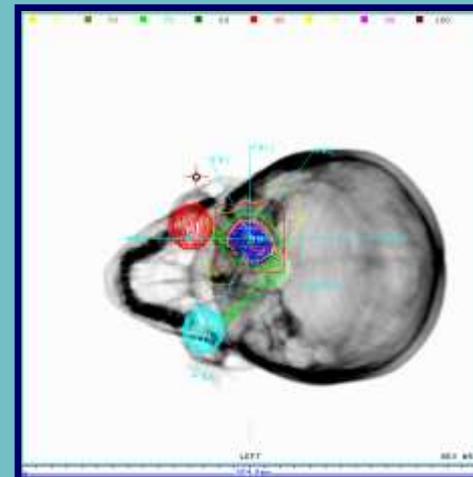
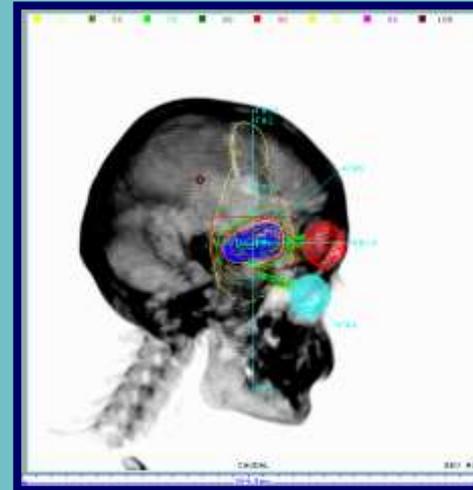
PTV + penumbra da diferentes tamaños de campo a diferentes ángulos del gantry



C. MANEJO DE DATOS DEL PACIENTE

Órganos de riesgo

- Tejidos normales
- Sensibilidad a la radiación.
- Pueden ser limitantes para la dosis total que será aplicada al tumor



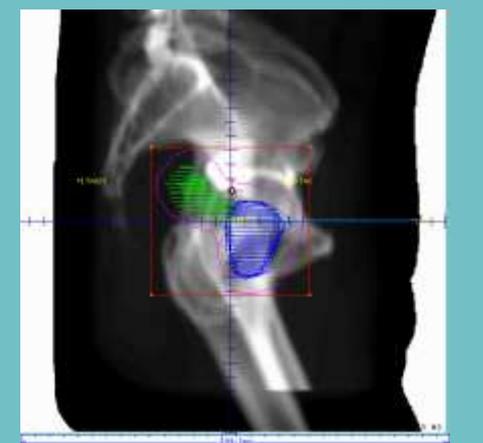
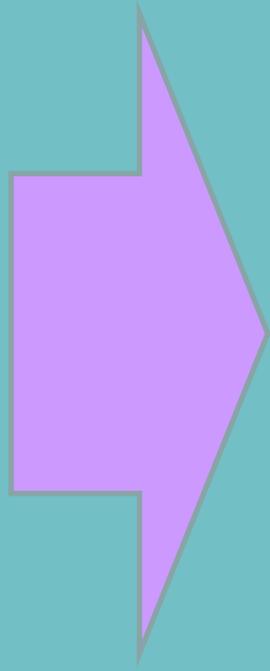
C. MANEJO DE DATOS DEL PACIENTE

Imágenes de la TC



DRR

• Simulación virtual



Vista de haz

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

Algoritmo

- Proceso para solucionar un problema matemático en un número finito de pasos que frecuentemente involucra repeticiones de algunos de sus pasos.
- Descripción de procedimiento, paso a paso, para solucionar un problema o alcanzar algún fin, especialmente con una computadora





Algoritmo

- Secuencia de instrucciones que opera sobre un conjunto de datos de entrada

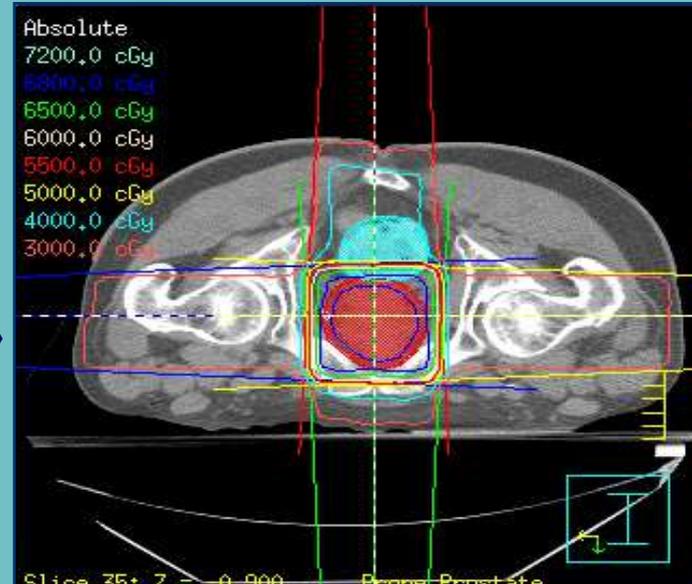
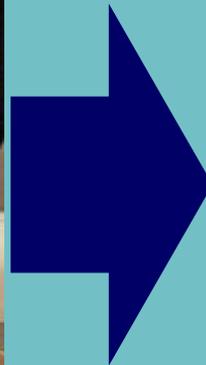


*En los sistemas de planificación de tratamientos, los algoritmos deben ser capaces de **predecir** la dosis en cualquier punto dentro del paciente para poder **decidir** la aceptación o no de un tratamiento y/o la elección de un plan alternativo de tratamiento*

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

1. Algoritmos basados en correcciones

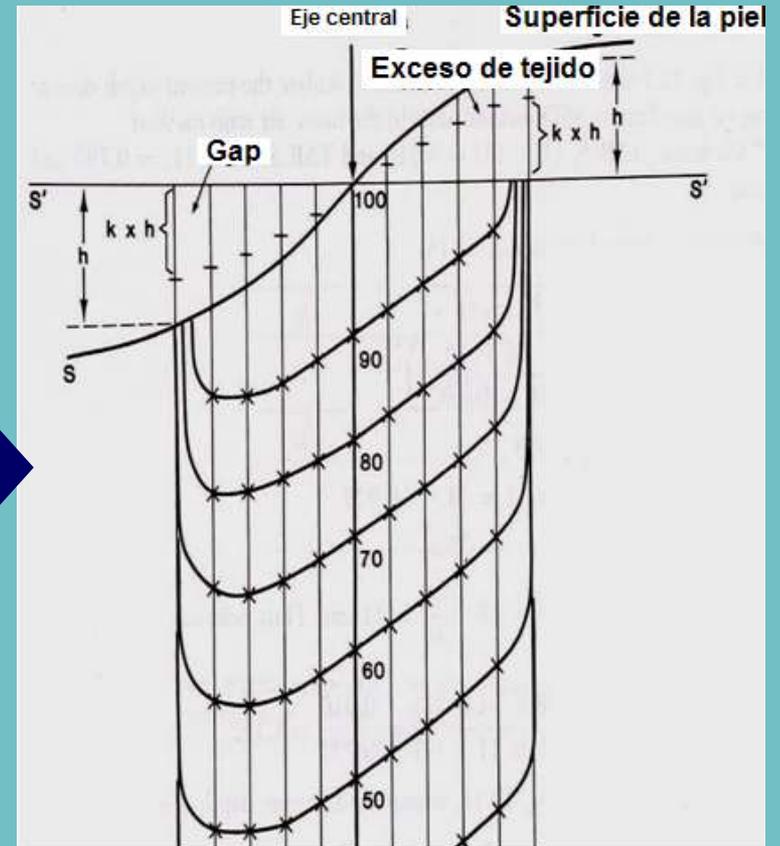
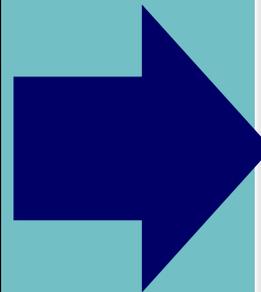
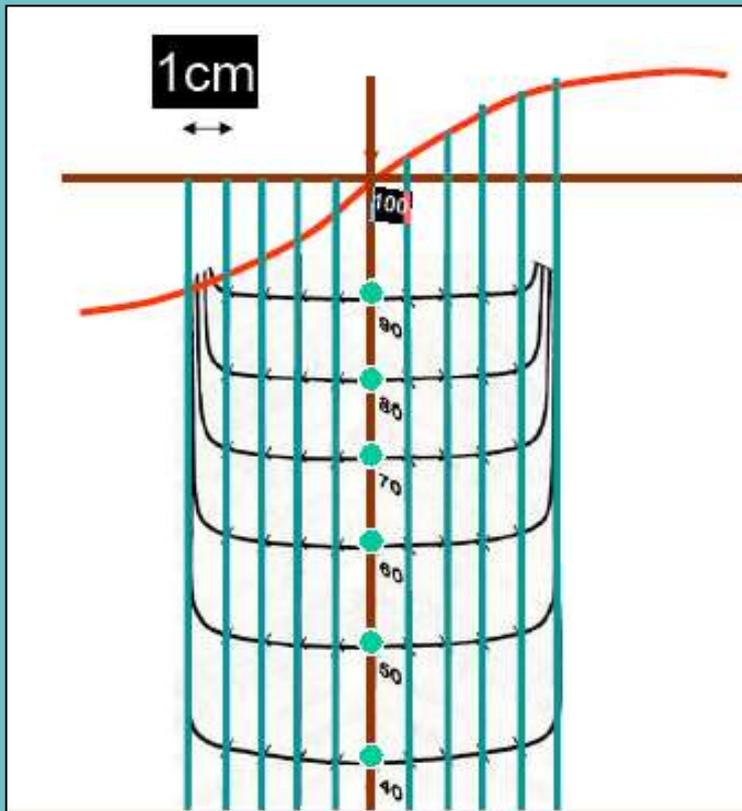
Usa parámetros medidos en agua y corrige los datos para aplicar a un paciente en una situación específica



D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

1. Algoritmos basados en correcciones

- Correcciones de contorno (irregularidades)



D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

1. Algoritmos basados en correcciones

Métodos de corrección

- Método de distancia efectiva foco - superficie
- Método de TAR (relación tejido-aire) o TMR (relación tejido-máximo)
- Método de desplazamiento de isodosis

Parameters Useful in Correcting Isodose Patterns for Air Gaps

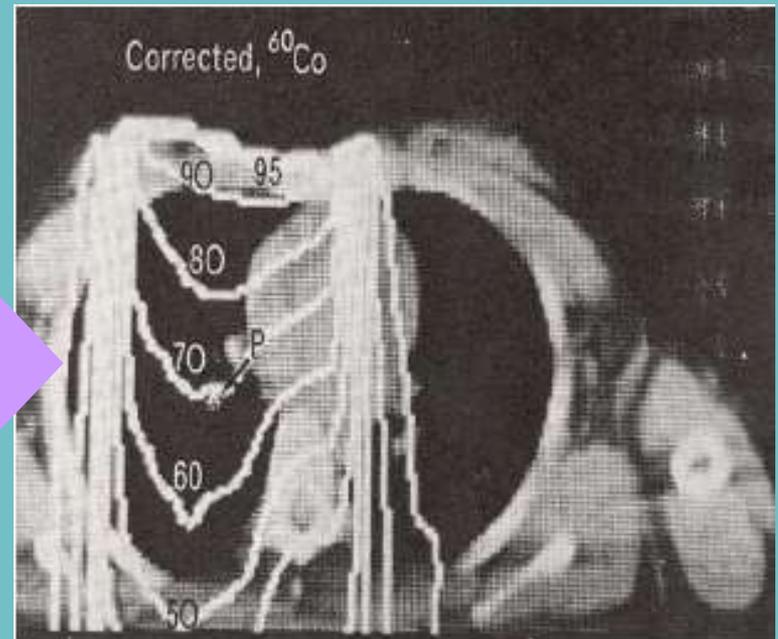
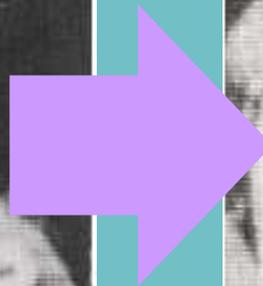
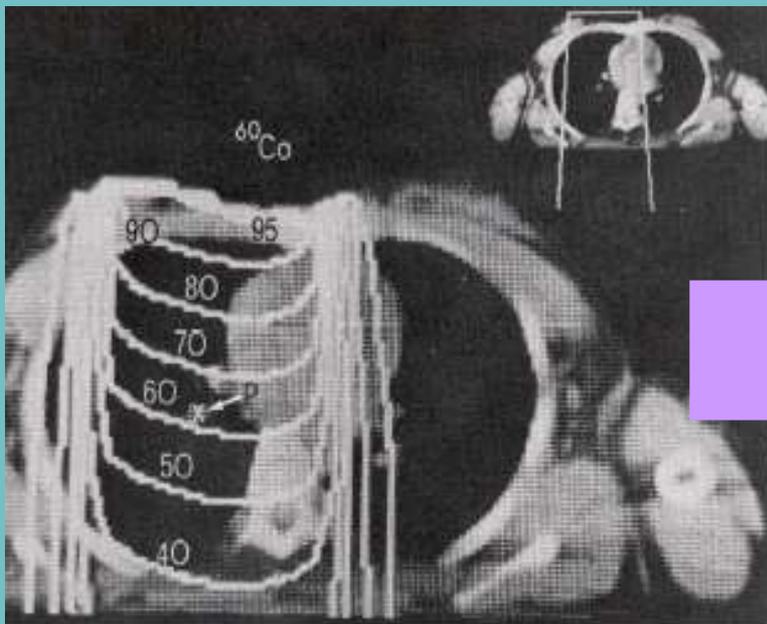
Radiation	SSD (cm)	Attenuation (per cm)	k
x rays up to 1 MV	50	10%	0.8
cobalt 60	80	5%	0.67
x rays from 1 to 5 MV	100	4%	0.7
x rays from 5 to 15 MV	100	3%	0.6
x rays from 15 to 30 MV	100	2%	0.5
x rays above 30 MV		2%	0.4

Derived from data for 10×10 cm fields. Values for k taken from van der Giessen (V4).

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

1. Algoritmos basados en correcciones

- Correcciones por heterogeneidad



Métodos: TAR, Power Law TAR, TAR equivalente, desplazamiento de isodosis

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

1. Algoritmos basados en correcciones

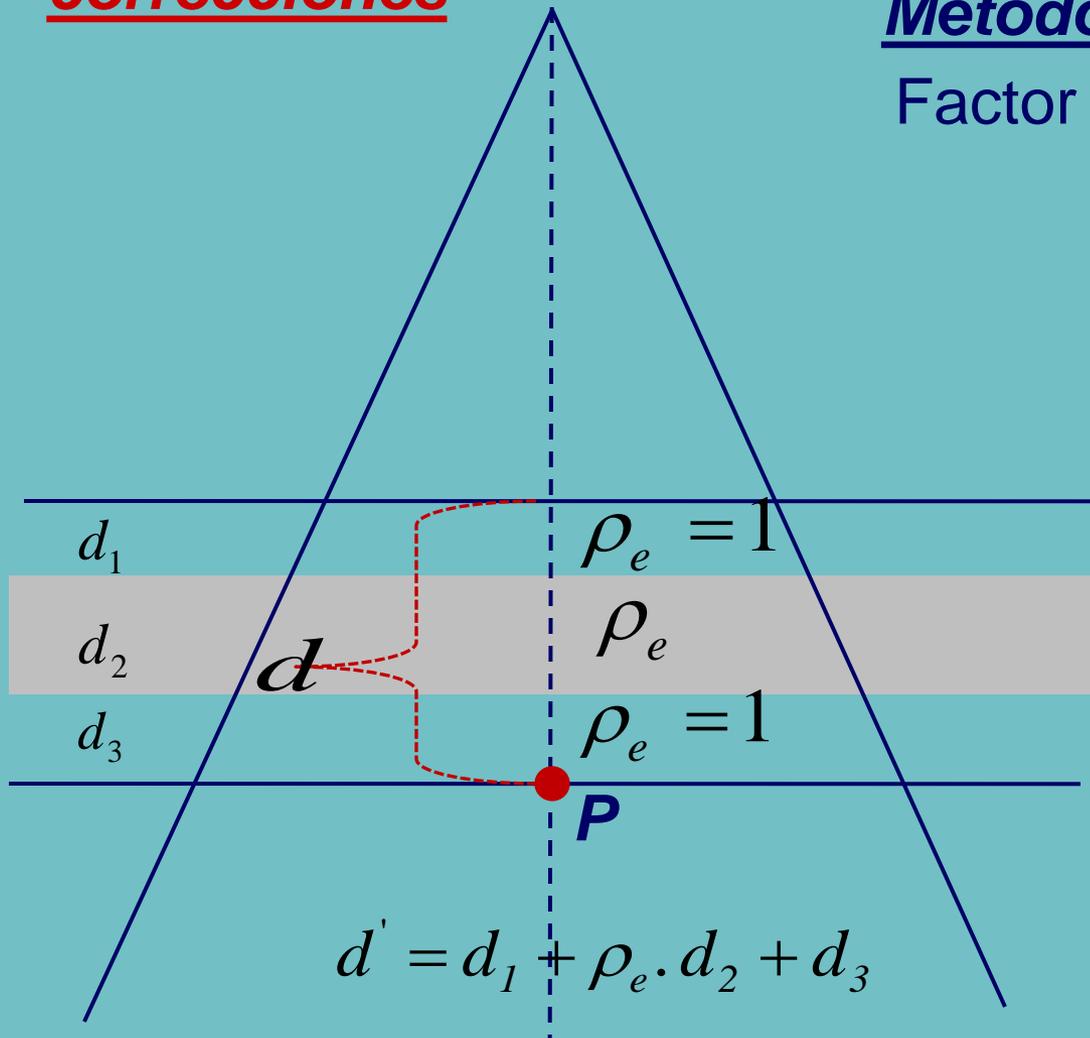
Para el cálculo en el punto P :
Método TAR

Factor de corrección

$$CF = \frac{TAR_{(d', r_d)}}{TAR_{(d, r_d)}}$$

d Donde:
= distancia desde la superficie hasta el punto de cálculo

r_d = es el campo proyectado



$$d' = d_1 + \rho_e \cdot d_2 + d_3$$

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

Para el cálculo en el punto P :

Método Power Law Batho

Factor de corrección

$$FC = \left(\frac{TAR_{(d_1+d_2, r_d)}}{TAR_{(d_3, r_d)}} \right)^{\rho_e^{-1}}$$

ρ_e

Donde:

= es la densidad electrónica de la heterogeneidad con respecto al agua

d_1

$\rho_e = 1$

d_2

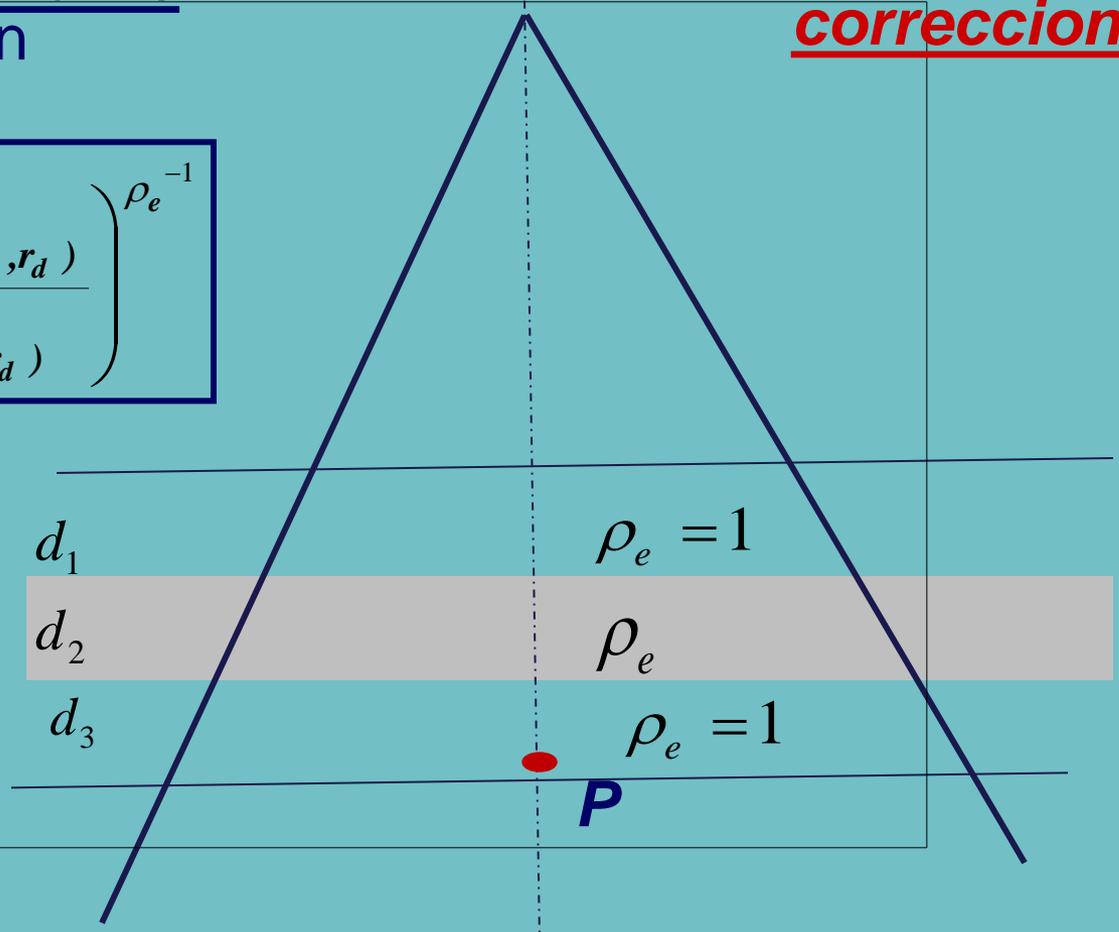
ρ_e

d_3

$\rho_e = 1$

P

1. Algoritmos basados en correcciones

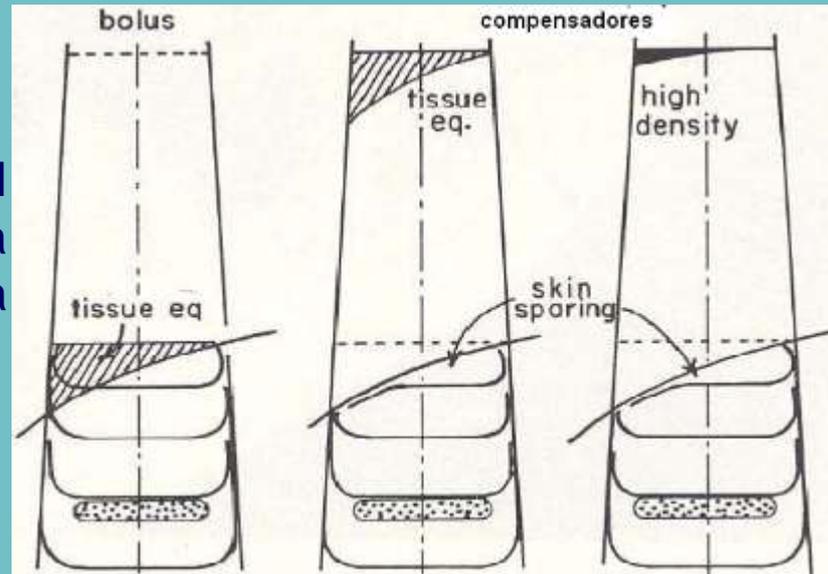
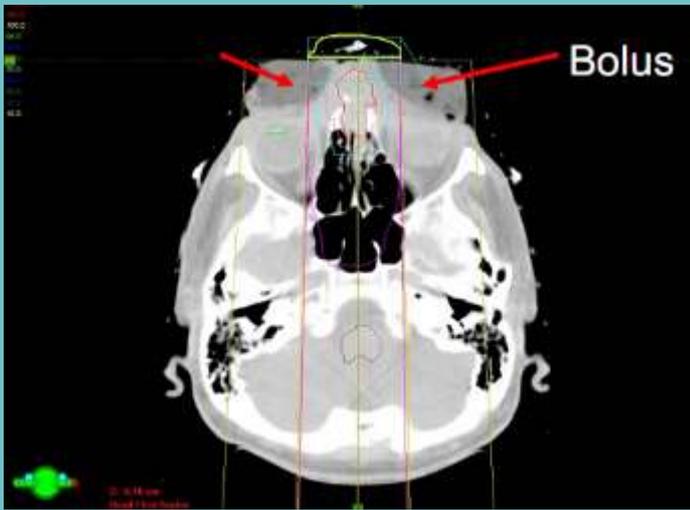


D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

1. Algoritmos basados en correcciones

Bolus

Material de densidad equivalente al tejido cuya función es aumentar la dosis en superficie y compensar la falta de tejido

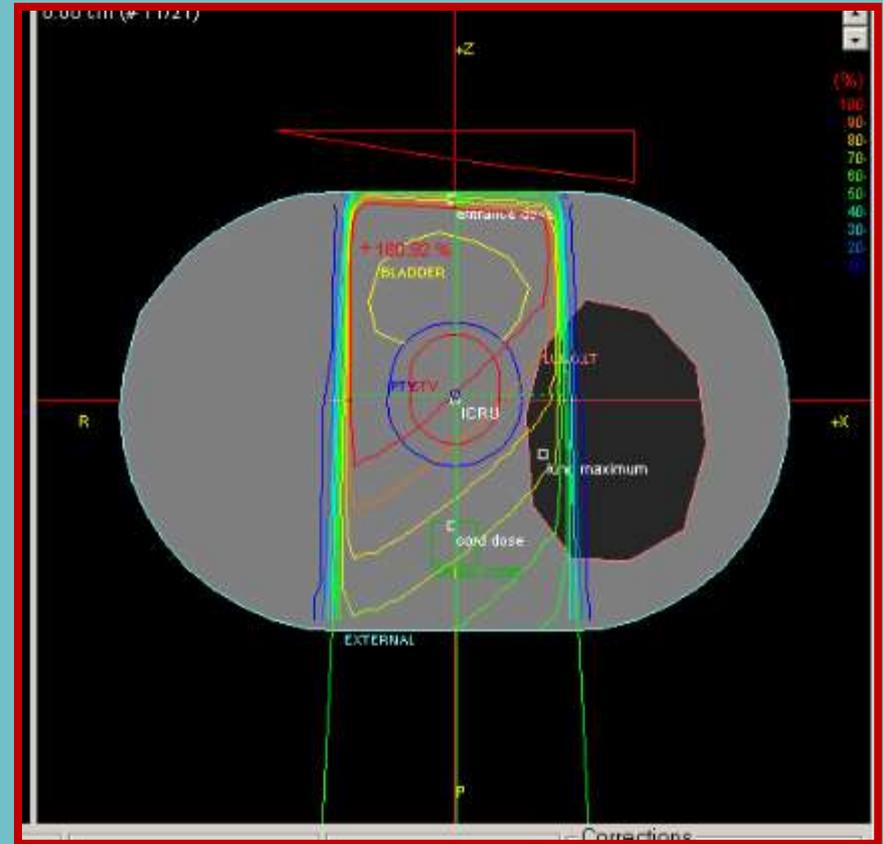
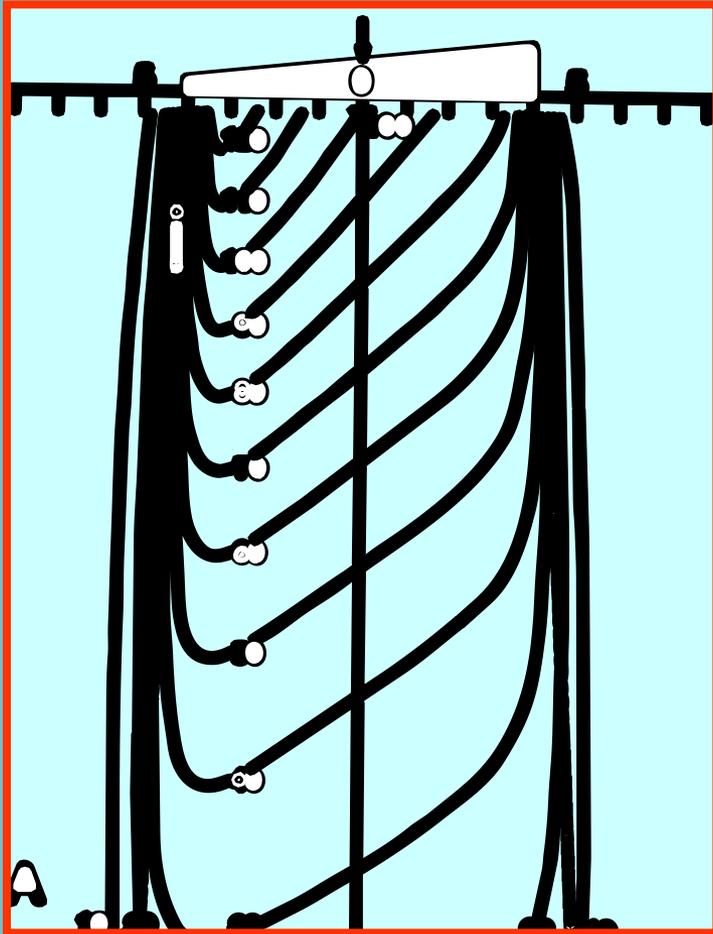


Compensadores, tienen el mismo efecto en la distribución de dosis que el bolus pero mantienen el skin sparing.

Son de fabricación muy laboriosa y los sistemas de planificación no calculan su distribución de dosis, requieren de la toma de datos del haz bajo esta condición

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

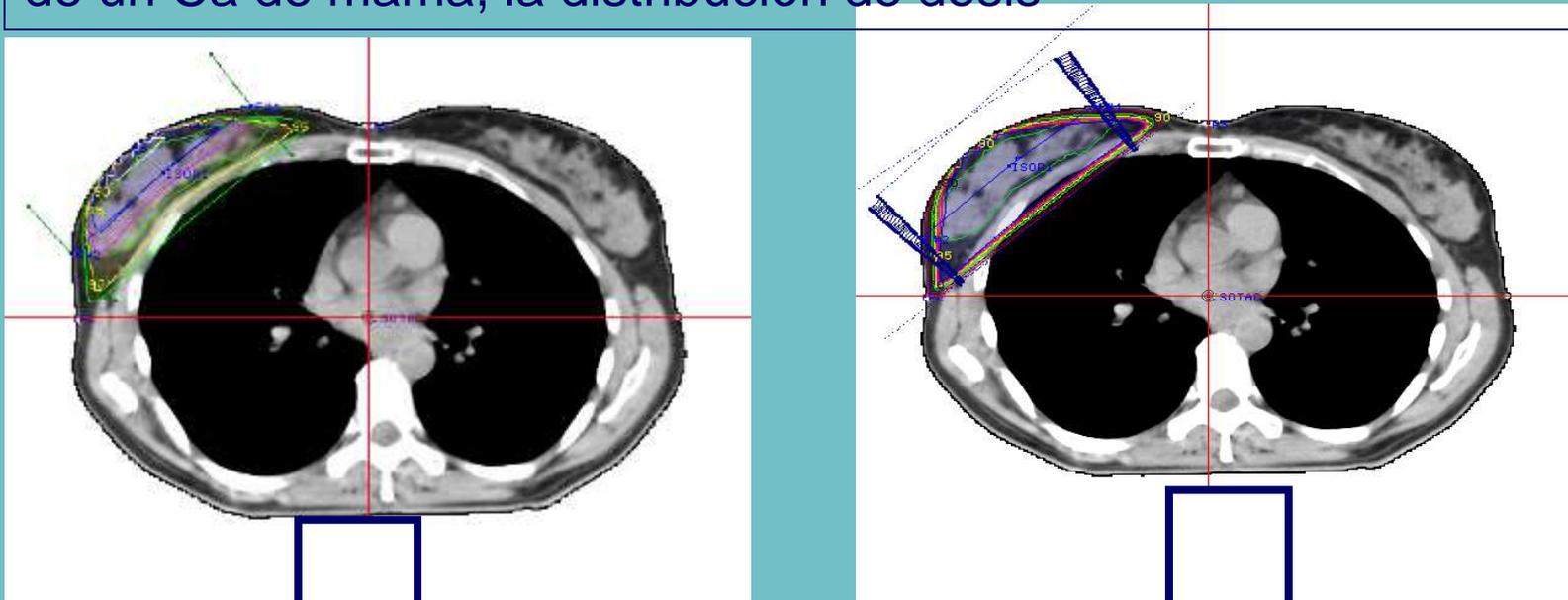
■ Uso de cuñas



D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

■ Uso de cuñas

Por ejemplo para el caso de los campos tangenciales en la irradiación de un Ca de mama, la distribución de dosis



Para el cálculo de UM, para dar 200cGy a la curva del 100%

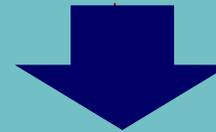
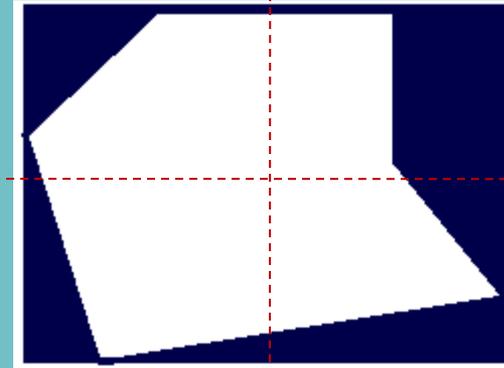
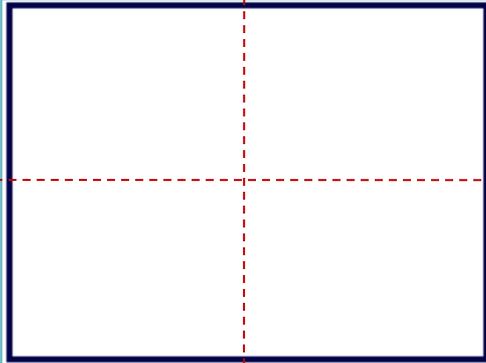
108 UM y 109UM

factor de cuña

206 UM y 208UM

Bloques

Tenemos un campo, cuyas dimensiones son **16 x 14**



Campo equivalente de 15 x 15
Factor de campo: 1.036
Sin bandeja

Campo equivalente de 13 x 13
Factor de campo: 1.025
Factor bandeja. 0.945

Para dar 200cGy a 5 cm de profundidad se requieren

202 UM

216 UM

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

2. Algoritmos basados en modelos

Calcula la dosis en el paciente moldeando representación del haz y su interacción en el paciente

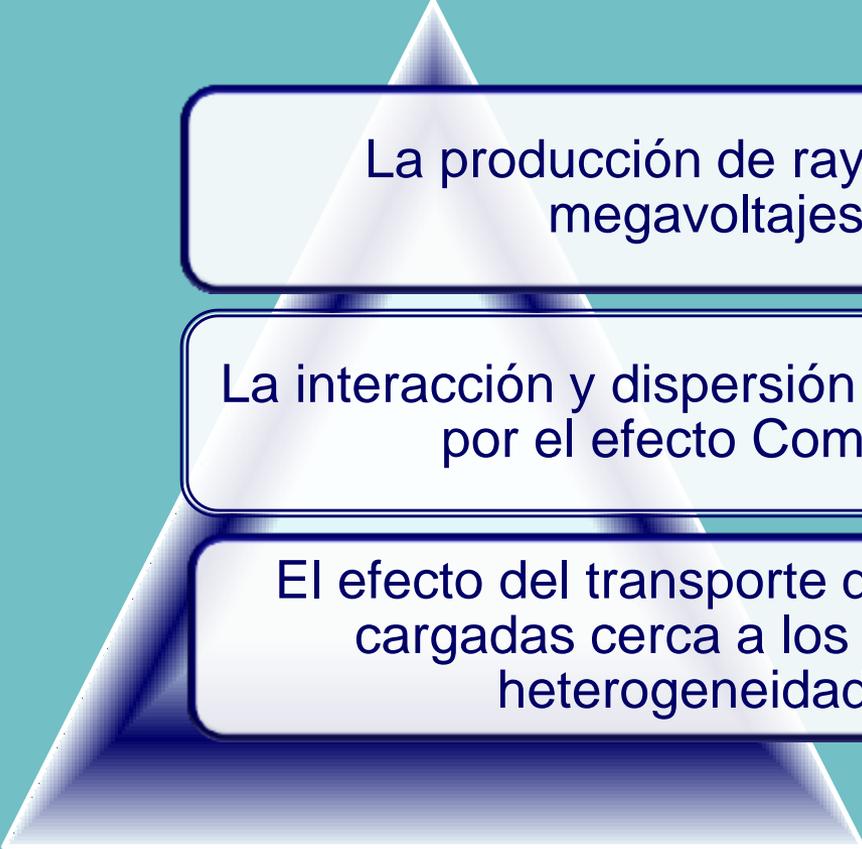
b. Simulación de la absorción y transporte de energía en el paciente

a. Simulación del espacio del acelerador, diseño del cabezal y características del haz de electrones que impactara en el blanco para producir los rayos x

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS

2. Algoritmos basados en modelos:

Aspectos físicos

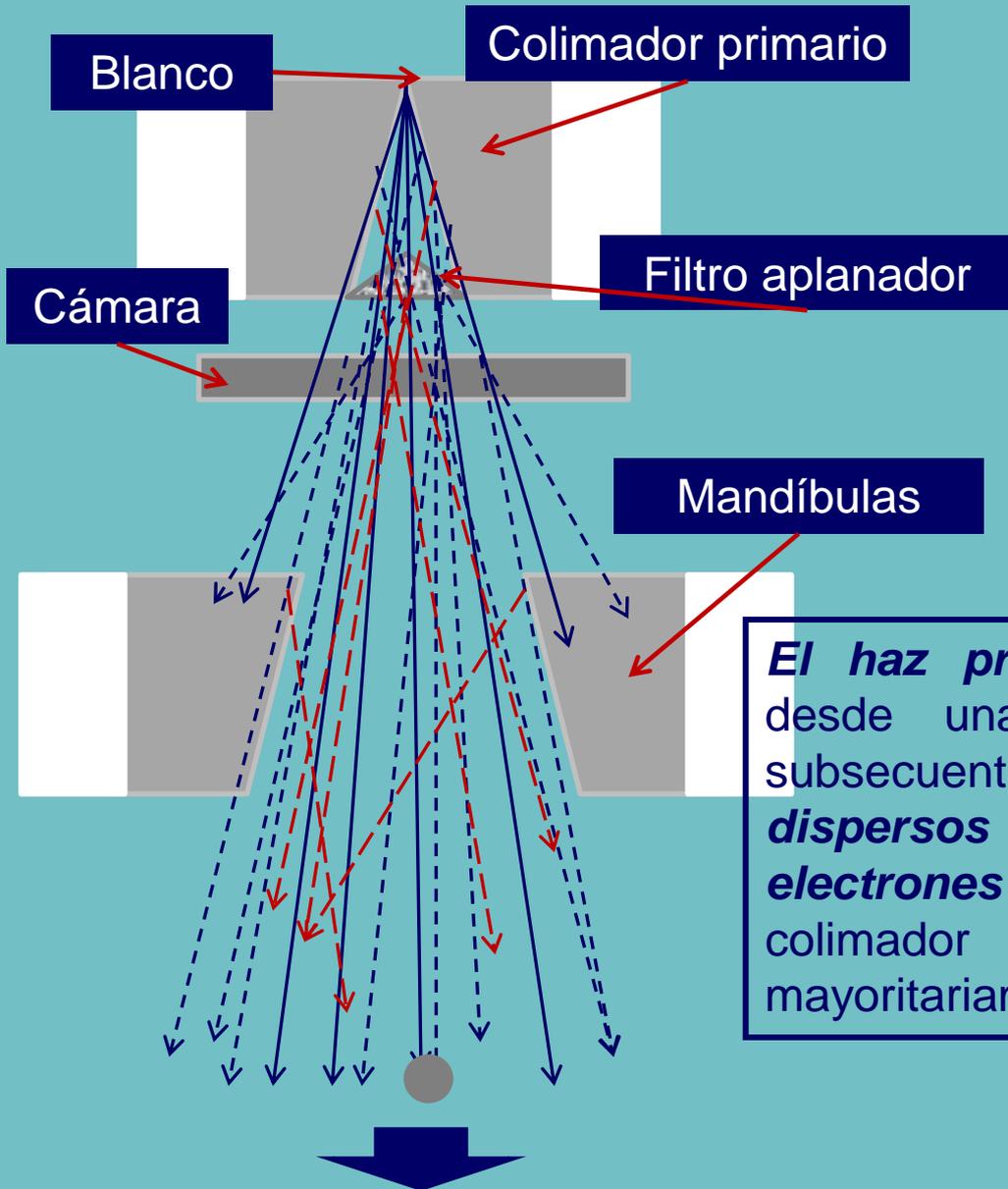


La producción de rayos X de megavoltajes

La interacción y dispersión de los fotones por el efecto Compton

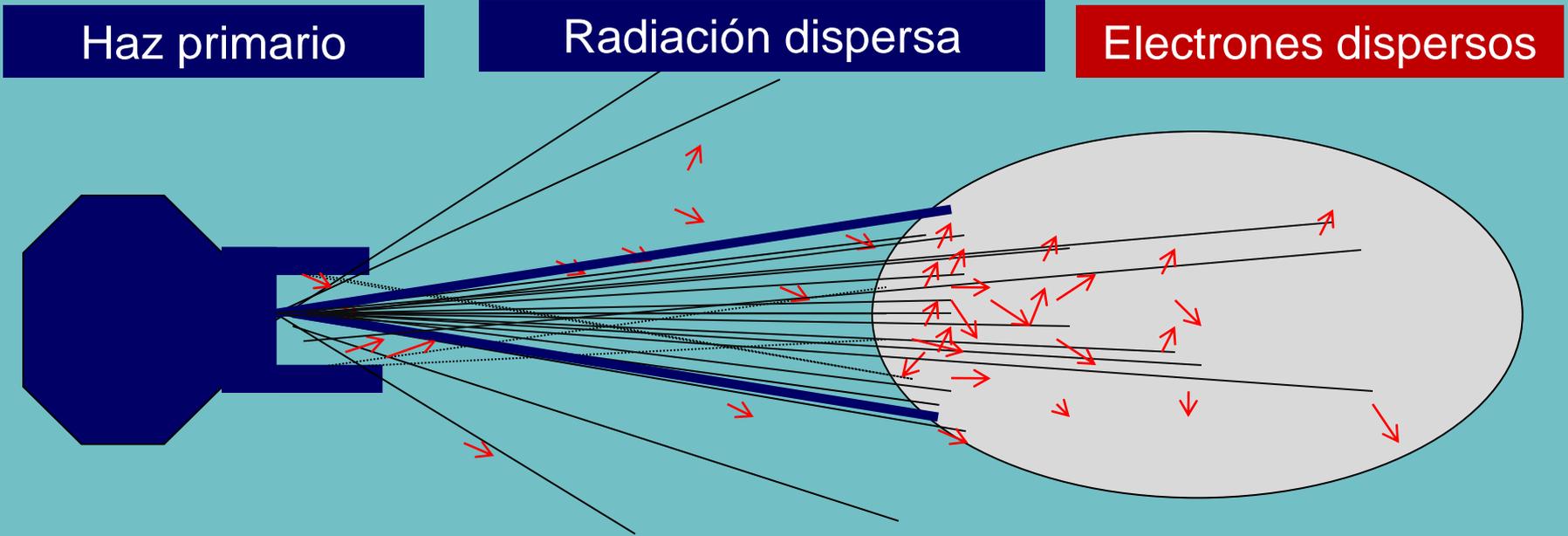
El efecto del transporte de partículas cargadas cerca a los bordes y heterogeneidades

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS



El haz primario (líneas sólidas) emitido desde una posición finita de la fuente es subsecuentemente contaminado por **fotones dispersos** (líneas punteadas azules) y **electrones** (líneas punteadas rojas) desde el colimador primario y filtro aplanador mayoritariamente

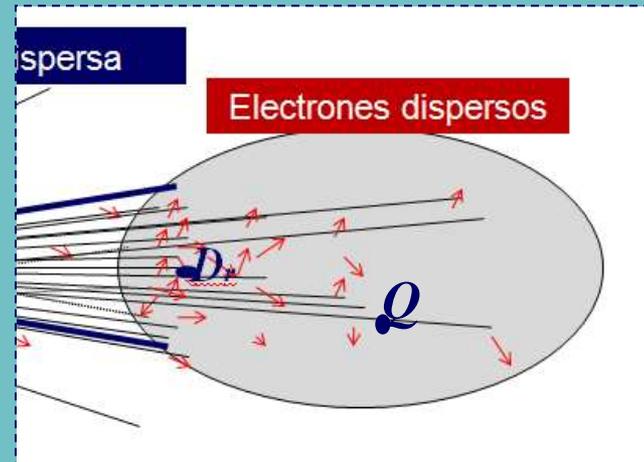
D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS



La dosis en el paciente se incrementa desde la piel (dosis en la superficie) debido al incremento de partículas cargadas en movimiento hasta alcanzar una dosis máxima $d_{m\acute{a}x}$ (región de build up) , o alcanzar el equilibrio electrónico. En los bordes del campo y en la interfase de medios de \neq densidad no existe equilibrio electrónico.

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS

Para determinar la dosis en el punto D , tendríamos que determinar la dosis primaria y la dosis por dispersión de todo el campo para ese punto



La dosis primaria para el punto será:

$$D_{\vec{r}} = K_c(\vec{r}) = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\rho} \psi_{\rho}(\vec{r}) = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\rho} \phi_{\rho}(\vec{r} = 0) h\nu_{\rho} e^{-\mu \vec{r}}$$

Coefficiente de atenuación del haz primario

Kerma

Fluencia de energía primaria

Energía primaria del haz de fotones

Coefficiente másico de absorción de energía

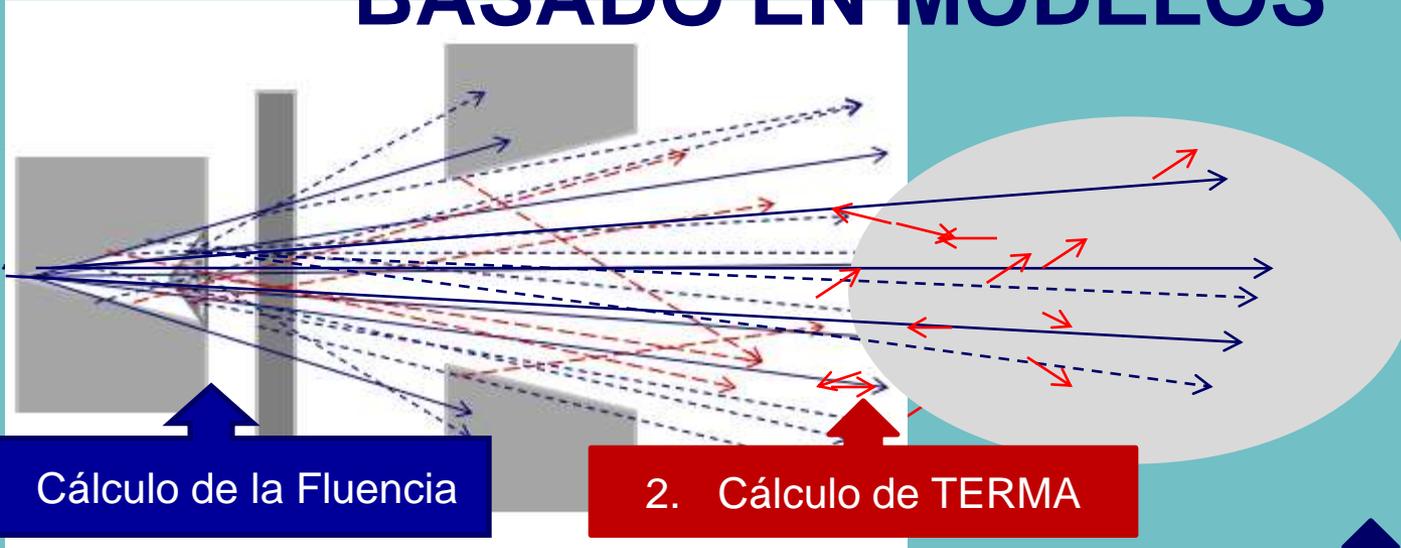
Fluencia de fotones primaria (superficie)

Donde:
 $\frac{dP_{scat}(\theta, \vec{r})}{dV}$
 es la probabilidad de dispersión del fotón primario en un ángulo θ por unidad de volumen

La dosis total será:

$$D_{tot}(\vec{r}) = D_{\rho}(\vec{r}) + \int D_{\rho}(\vec{r}) \frac{(\mu_{en})_{scat}}{(\mu_{en})_{\rho}} \frac{(h\nu)_{scat}}{(h\nu)_{\rho}} \frac{dP_{scat}(\theta, \vec{r})}{dV} e^{-\mu_{scat}(\vec{r}, \vec{r}')} dV$$

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS



1. Cálculo de la Fluencia

2. Cálculo de TERMA

3. Cálculo Kernel

4. Depósito de Dosis

5. Cálculo de Unidades de Monitor

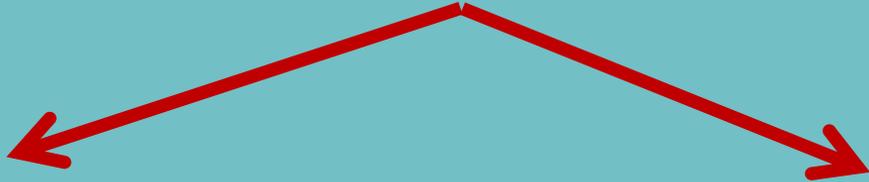
TERMA: energía total liberada por las interacciones primarias por unidad de masa en cada lugar de interacción primaria.

Determinan la conversión de Ψ a deposición de dosis

Kernel: modelo de deposición de energía alrededor de un punto (en un elemento de volumen) donde se produce la interacción de fotones (*point-spread kernel*). Los kernels elementales se superponen en todo el volumen del paciente para obtener la distribución de dosis en el mismo.

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS

Cálculo de dosis de haces de fotones



Basados en correcciones

- RTAR, Clarkson, ETAR
- Emplea datos obtenidos en agua
- Calcula las correcciones del contorno
- Calcula correcciones por inhomogeneidad

Basados en modelos

- Pencil beam, Superposición/convolución; Cálculos Monte Carlo
- Desarrolla un modelo para cada haz
- Propaga el modelo del haz dentro del paciente

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS

Cálculo de dosis para haces de fotones

Basados en correcciones

- Los datos medidos permiten un adecuado diseño de un plan de tratamiento
- Mejor resultado para geometrías simples
- Menos exacto con geometría compleja (falta de tejido, inhomogeneidad)
- Velocidad – relativamente rápido

Basados en modelos

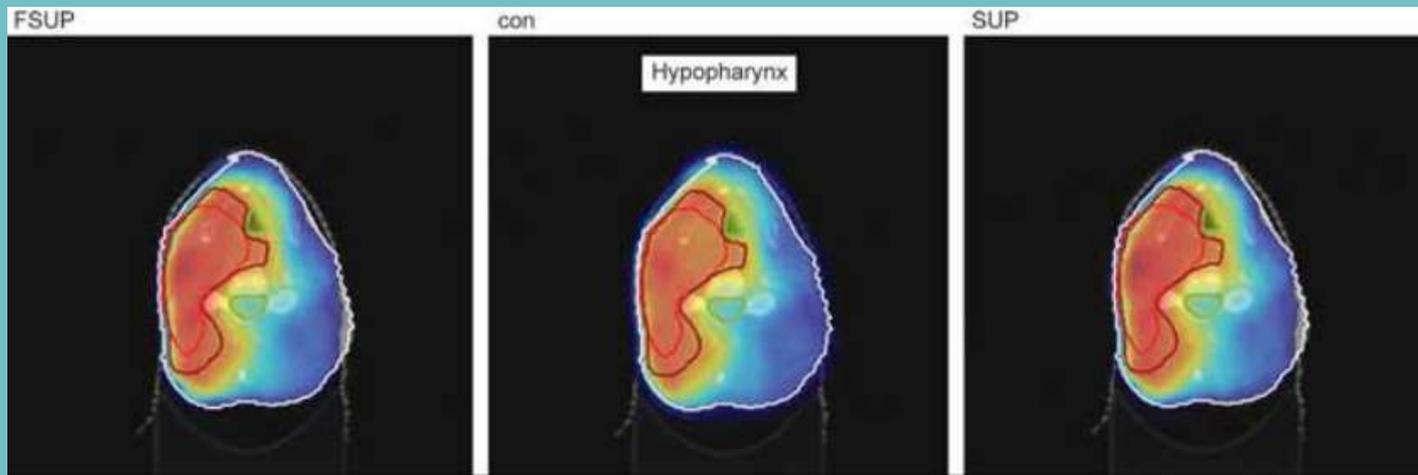
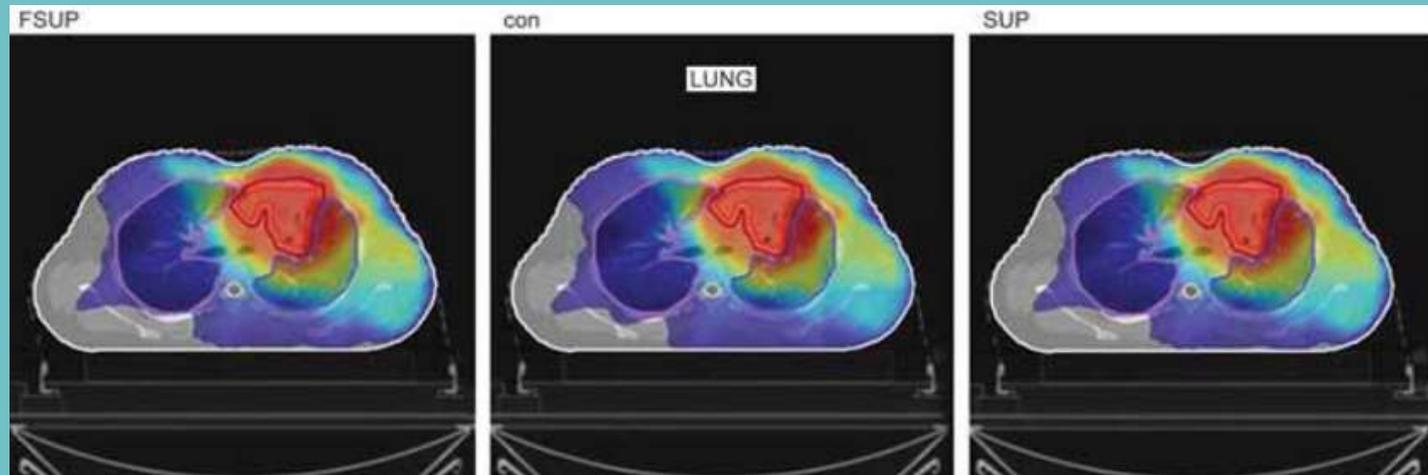
- Buenos resultados con simple geometría
- Buenos resultados con compleja geometría
- Muy pocos sistemas usan este método
- Medición de los datos es para verificar el modelo
- Velocidad- depende de la complejidad del modelo

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS

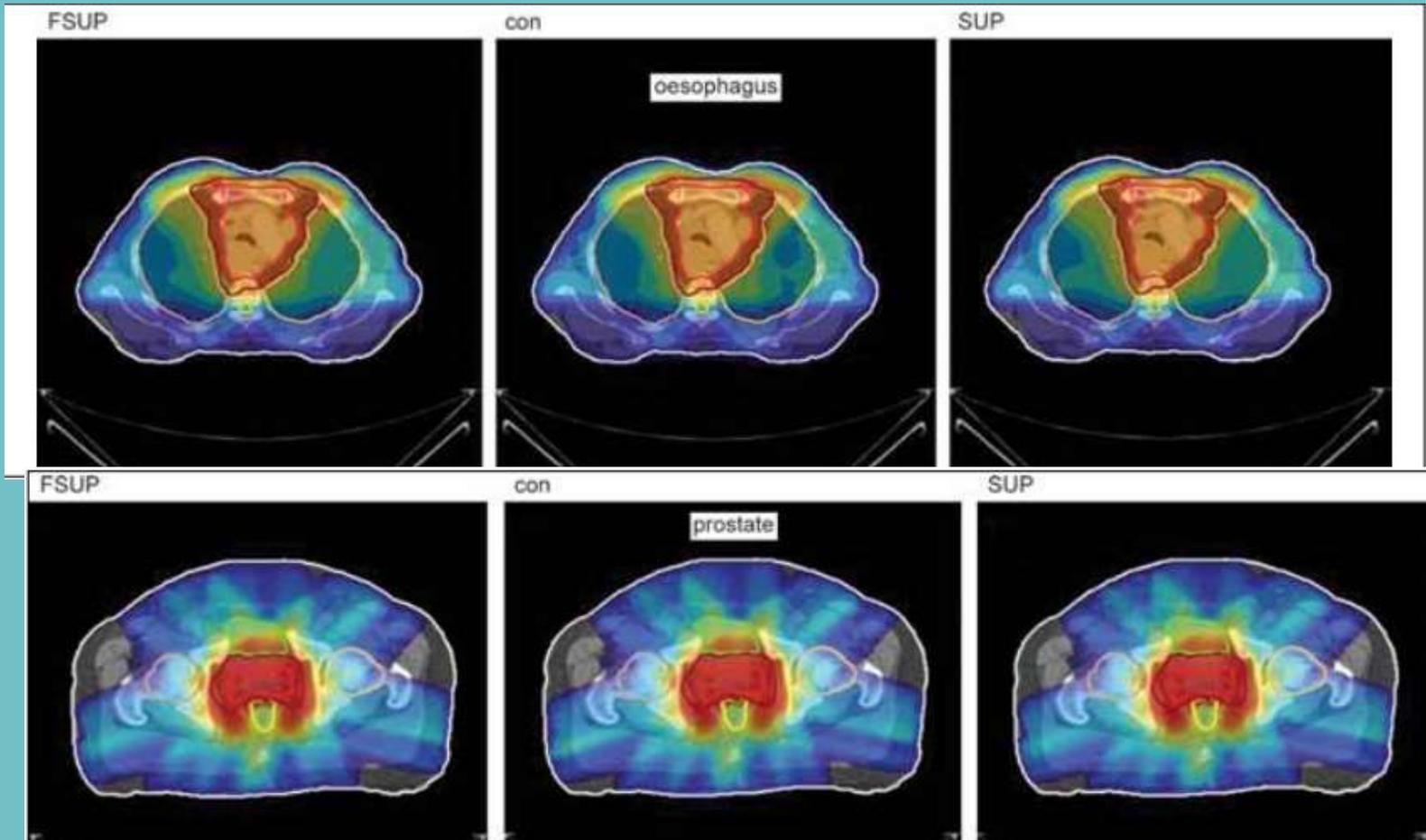
Comparación de algoritmos

Comparative study of convolution, superposition, and fast superposition algorithms in conventional radiotherapy, three-dimensional conformal radiotherapy, and intensity modulated radiotherapy techniques for various sites, done on CMS XIO planning system

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS



D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS



D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS

Comparación de algoritmos

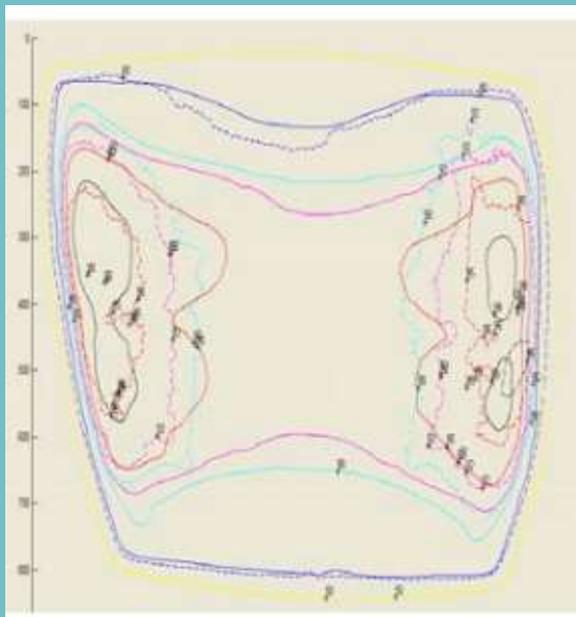
Table 2: Mean relative differences with prescribed dose with three algorithms

Technique	Organ	Mean relative difference (%)			Var*
		Convolution	Superposition	Fast superposition	
Conventional	Prostate	-0.32	-0.2	-0.64	0.44
3DCRT	Prostate	-0.71	-1.3	0.59	0.59
IMRT	Prostate	1.37	1.39	0.8	0.59
Conventional	Hypopharynx	2.89	3.36	3.31	0.47
3DCRT	Hypopharynx	2.34	2.68	2.55	0.34
IMRT	Hypopharynx	-0.38	-0.91	-1.1	0.72
Conventional	Esophagus	2.47	1.91	1.61	0.86
3DCRT	Esophagus	2.8	2.62	2.42	0.38
IMRT	Esophagus	0.96	0.58	0.4	0.56
Conventional	Lung	1.3	1.47	1.17	0.3
3DCRT	Lung	0.91	0.91	0.55	0.36
IMRT	Lung	-0.61	-0.55	-0.49	0.12

Var*: Percentage of variation between algorithms in mean relative difference

D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS

Comparación de algoritmos

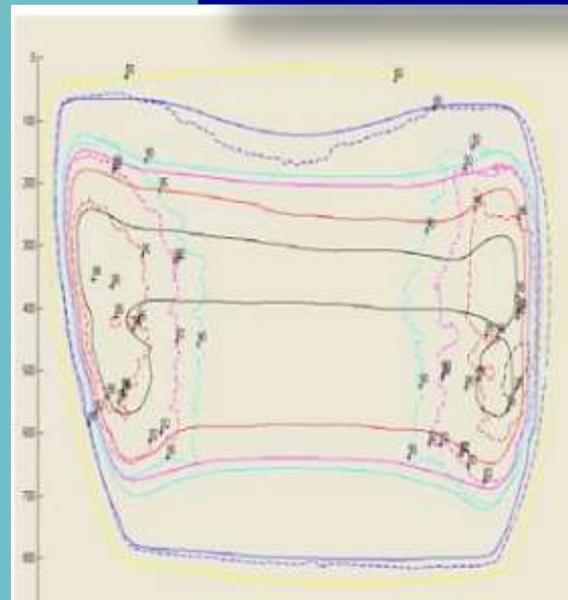


Superposición

Comparación de las distribuciones producidas en película XOmat-V y planificada mediante el algoritmo de Superposición

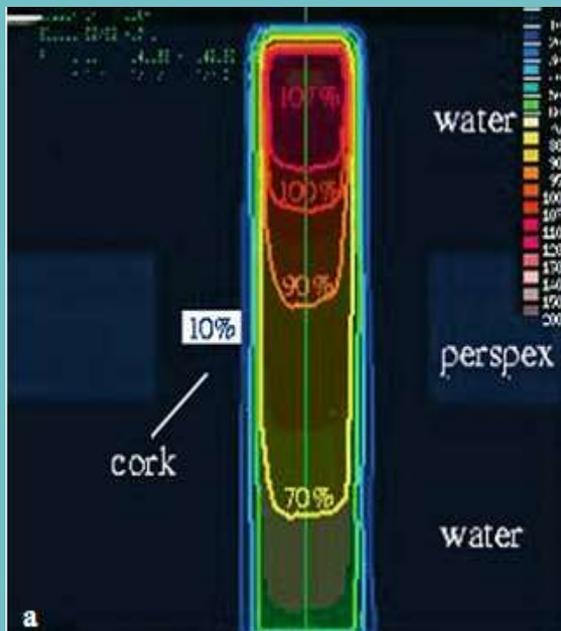
Comparación de las distribuciones producidas en película XOmat-V y planificada mediante el algoritmo de Convolución

Convolución



D. CÁLCULO DE DOSIS: ALGORITMOS BASADO EN MODELOS

Comparación de algoritmos



Pencil beam

Superposición

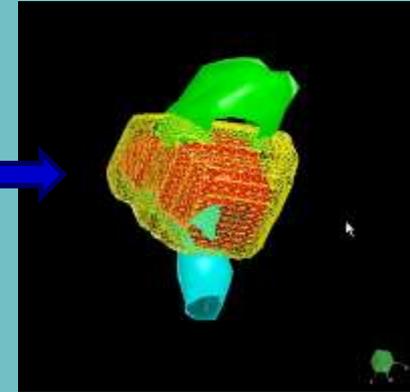
Monte Carlo

E. EVALUACIÓN

La evaluación consiste en comprobar si la distribución de un tratamiento particular tiene una cobertura adecuada de PTV y órganos de riesgos

Instrumentos

- Curvas Isodosis
- Planos ortogonales y superficies de isodosis
- Datos estadísticos de distribución de dosis
- Histograma Dosis Volumen (**DVH**)

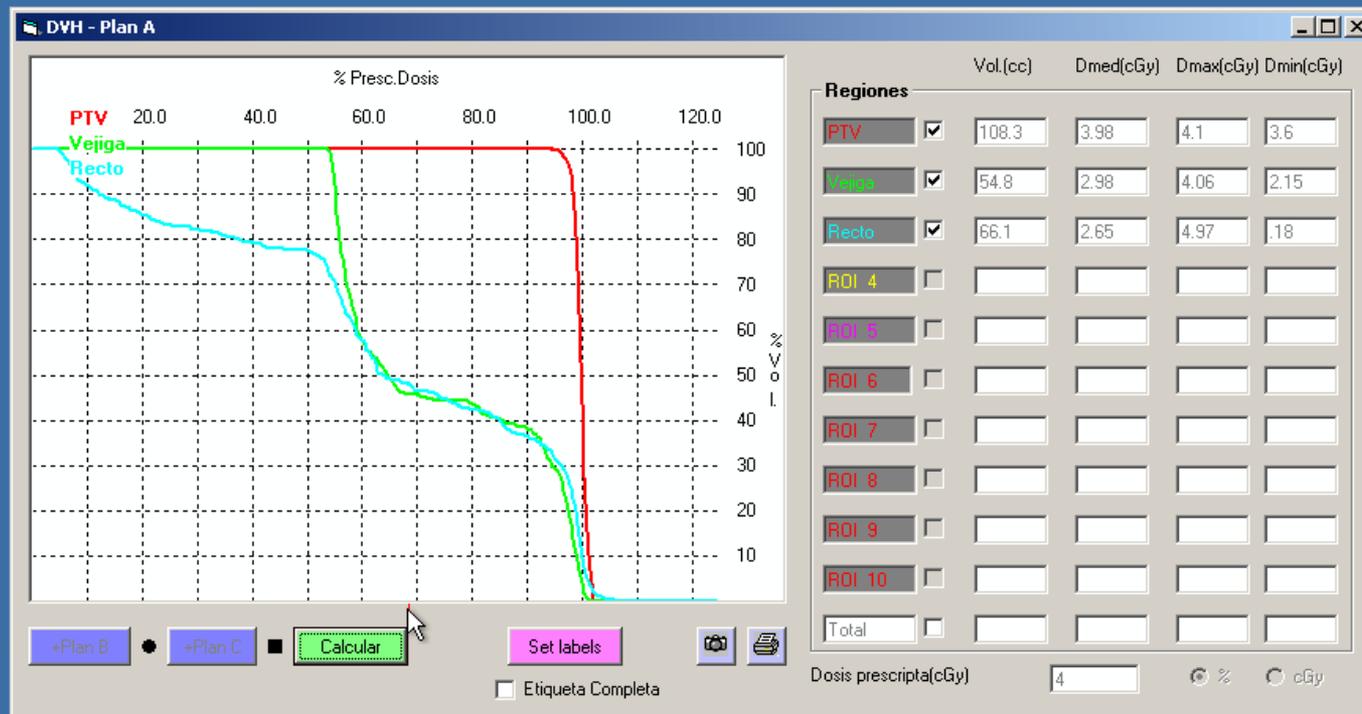


La evaluación de la distribución de isodosis se realiza con imágenes transversas

Es una manera sencilla de estimar la dosis en el paciente

E. EVALUACIÓN

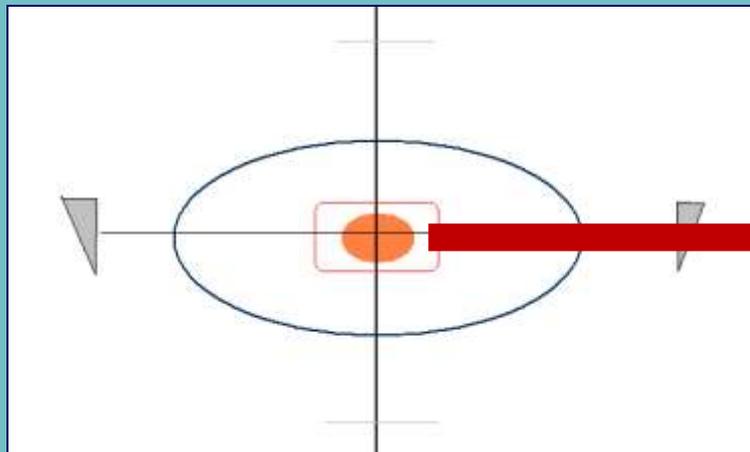
El Histograma Dosis Volumen en su forma más simple representa la frecuencia de distribución de dosis en un determinado volumen como el PTV u órganos de riesgo



El método más utilizado para la evaluación del plan de tratamiento

E. EVALUACIÓN ISODOSIS

Entendiendo a DVH

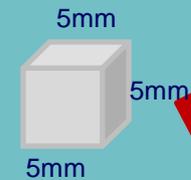


12

95	98	95	86	95	86	95
86	95	95	95	56	95	95
78	95	95	95	95	95	95
95	95	95	95	95	95	86
86	95	95	95	95	95	95
95	95	95	95	95	86	86
56	98	56	78	95	95	95

Dosis (Gy) a cada elemento del volumen

12

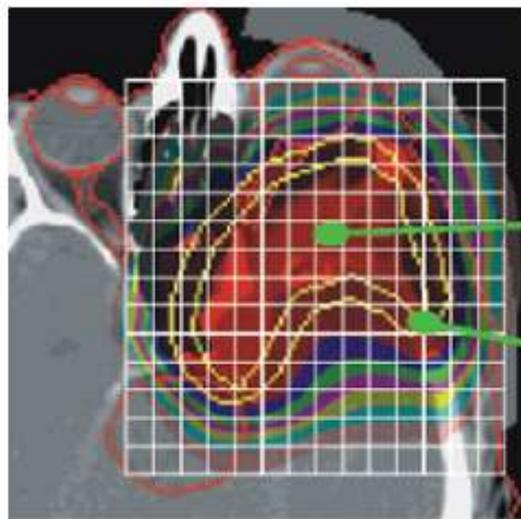


E. EVALUACIÓN

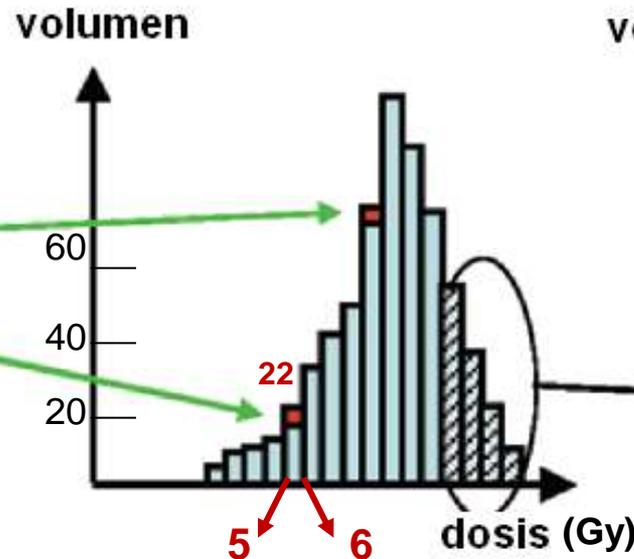
Entonces: La distribución de frecuencia de valores, en este caso dosis nos dará DVH directo.

Por ejemplo que 22 voxels tengan $5 \leq D < 6$ Gy.

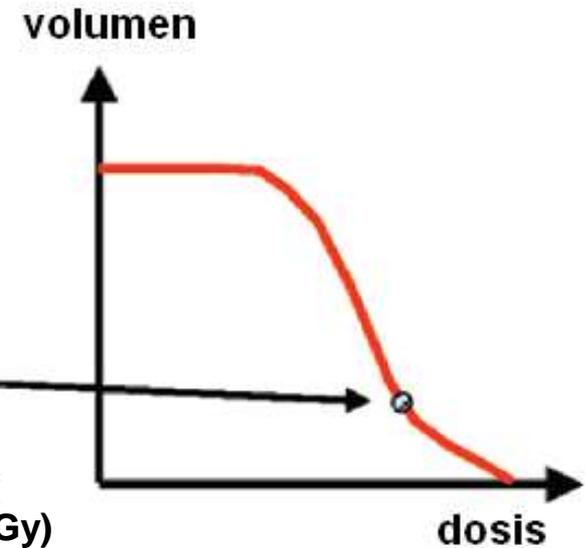
Frecuencia \rightarrow %volumen



Distribución dosis



DVH directo



DVH acumulativo

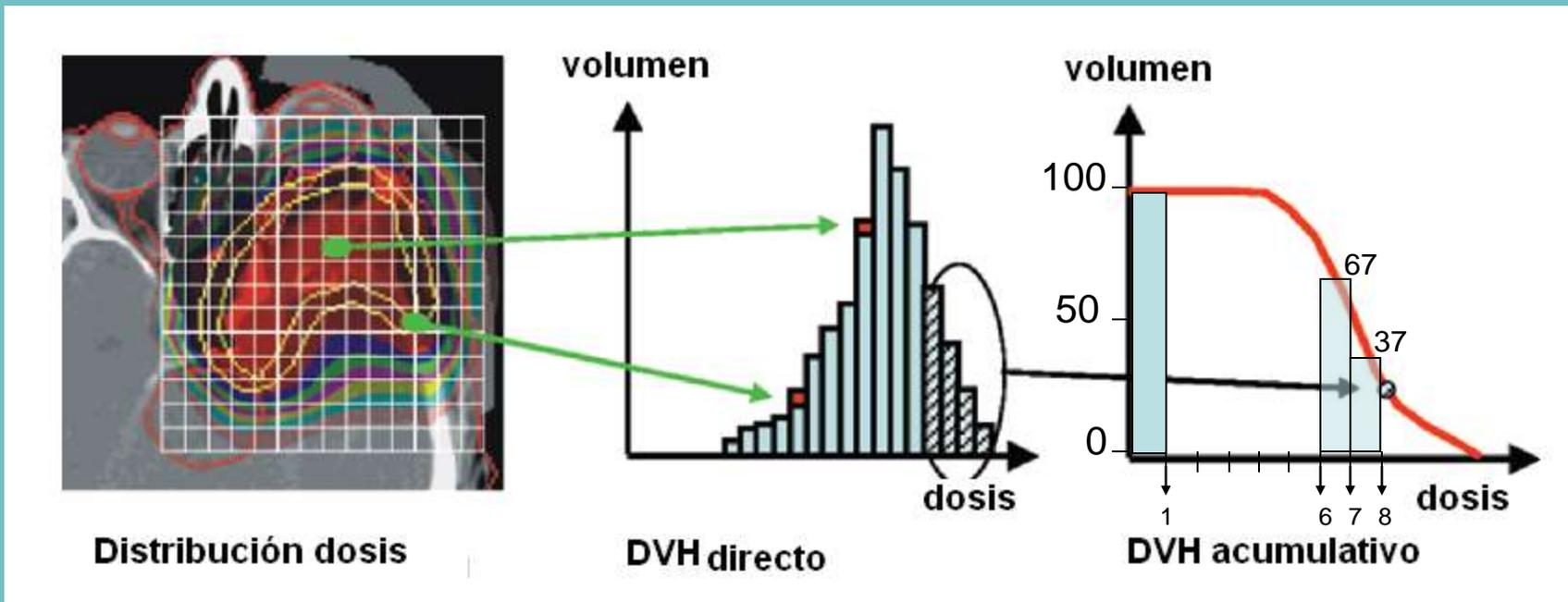
DVH directo es útil para la determinación de la cobertura tumoral y los componentes de distribución de dosis en el tejido normal

E. EVALUACIÓN

Entonces: Concepto de DVH acumulativo surge al establecer que un volumen reciba dosis mayores a la establecida

Por ejemplo el 37 % del volumen recibe $D \geq 7$ Gy.
el 67 % recibe $D \geq 6$ Gy

→ 30+37%



DVH acumulativo es útil para la determinación del volumen de un órgano que recibe $D >$ dosis umbral

E. EVALUACIÓN



DVH acumulativo

Representa el porcentaje de volumen (ordenada) que recibe dosis mayores que determinado valor (abscisa)

Surge el criterio de ***optimización***, es decir, encontrar la mejor posibilidad física y técnica de un plan de tratamiento con respecto a un criterio físico y clínico.

Fundamento de ***planeamiento inverso en IMRT***

DVH directo

Representa el porcentaje de volumen que recibe un determinado nivel de dosis

E. EVALUACIÓN DE LA ISODOSIS

1. Dose: 5659.3
2. Dose: 5588.8
3. Dose: 6113.9

DVH acumulativo

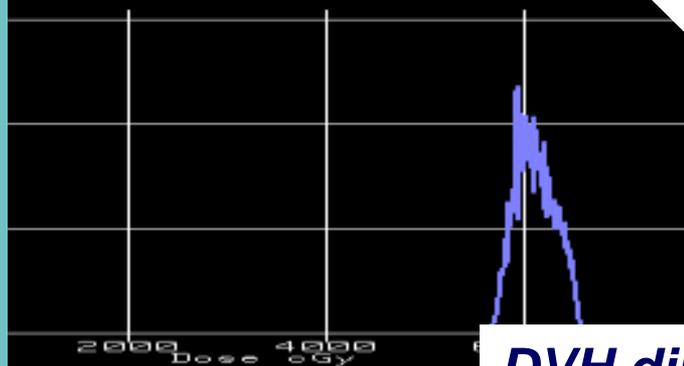
Representa el porcentaje de volumen (ordenada) que recibe dosis mayores que determinado valor (abscisa)

Los DVH nos dan información de los puntos fríos y calientes dentro de una estructura pero no su posición geométrica, y en el momento de comparar dos o más, cual es el más conveniente, surgen los conceptos de indicadores biológicos **TCP**

Probabilidad de control tumoral y **NTCP**: probabilidad de complicaciones del tejido normal

2000 4000 6000 8000
Dose cGy

Dose Distribution



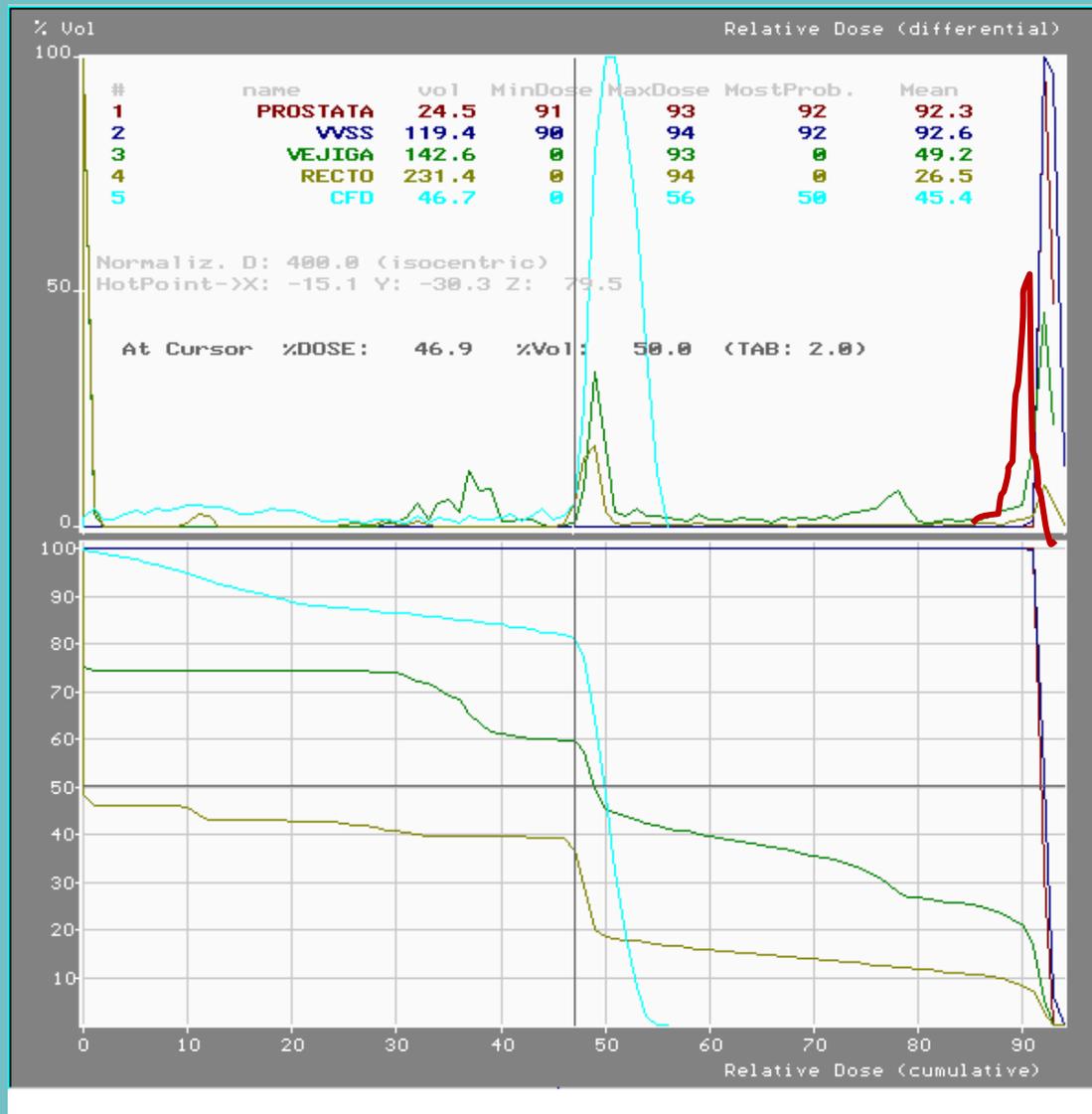
DVH directo

Representa el porcentaje de volumen que recibe un determinado nivel de dosis

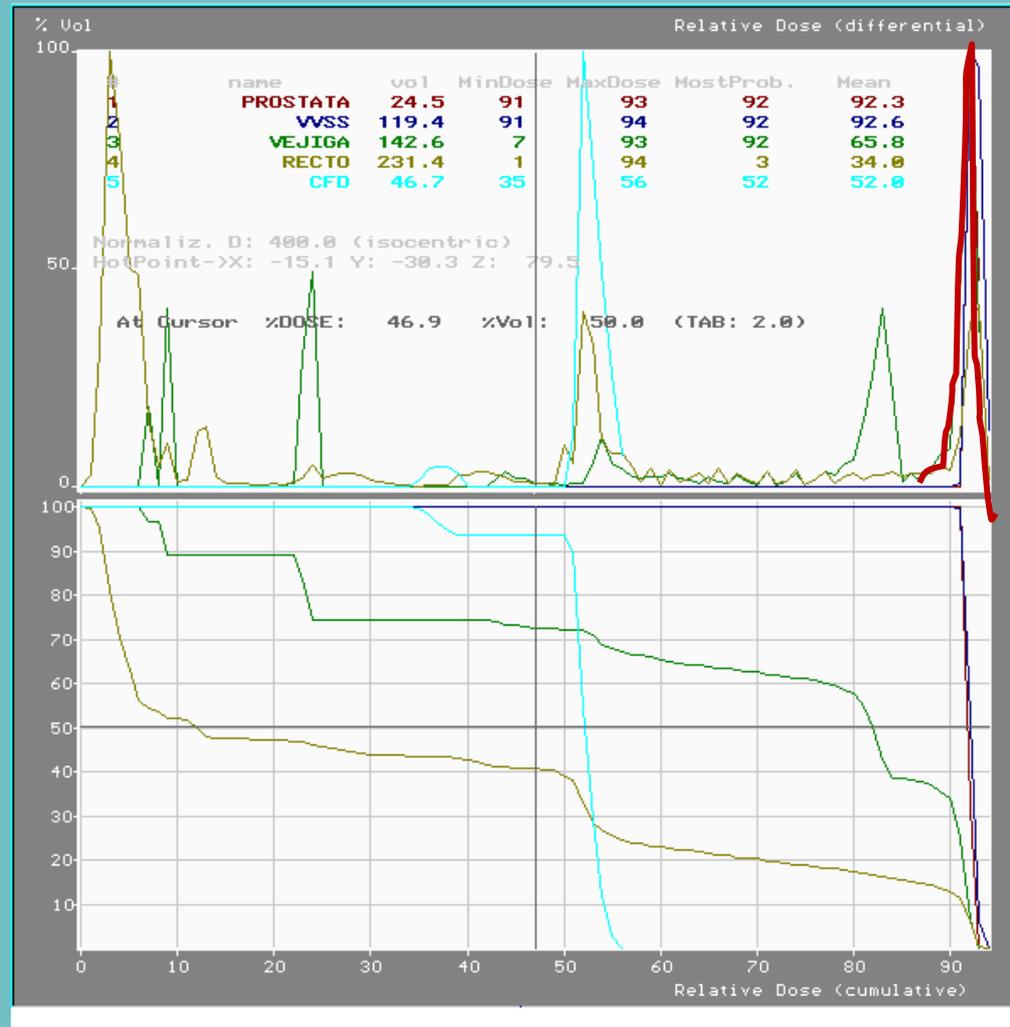
F5 SourceIndx

F6 His

E. EVALUACIÓN DE ISODOSIS



E. EVALUACIÓN DE ISODOSIS



RECORDATORIO

Programa de cálculo independiente para el cálculo de Unidades de Monitor y/o tiempo

