

*Análisis del Cálculo de Tratamiento en
Cabeza y Cuello por dos Algoritmos de
Planificación diferentes: Haz Filiforme y
Algoritmo Analítico Anisotrópico en IMRT*

Br. Mary Karina Duque Arellano

Tutor: M.Sc. Jesús Dávila

Trabajo Especial de Grado



Caracas, 23 de octubre del año 2013



Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física

**ANÁLISIS DEL CÁLCULO DE TRATAMIENTO
EN CABEZA Y CUELLO POR DOS
ALGORITMOS DE PLANIFICACIÓN
DIFERENTES: HAZ FILIFORME Y ALGORITMO
ANALÍTICO ANISOTRÓPICO EN IMRT**

Br. Mary Karina Duque Arellano

M.Sc. Jesús Dávila, Tutor

Caracas, 23 de octubre del año 2013

ANÁLISIS DEL CÁLCULO DE TRATAMIENTO EN CABEZA Y
CUELLO POR DOS ALGORITMOS DE PLANIFICACIÓN
DIFERENTES: HAZ FILIFORME Y ALGORITMO ANALÍTICO
ANISOTRÓPICO EN IMRT

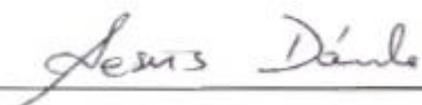
Br. Mary Karina Duque Arellano

*Trabajo Especial de Grado presentado
ante la ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título de
Licenciada en Física.*

M.Sc. Jesús Dávila, Tutor

Fecha

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por la Br. Mary Karina Duque Arellano, titulado: "Análisis del cálculo de Tratamiento en Cabeza y Cuello por dos Algoritmos de Planificación diferente: Haz Filiforme y el Algoritmo Analítico Anisotrópico en IMRT." para optar al título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.



17-10-2013

M.Sc. Jesús Enrique Dávila Pérez, Tutor

Fecha



17-10-2013

M.Sc. Ana R. Quintero

Fecha



17/10/2013

Dr. Miguel Martín

Fecha

Caracas, 17 de octubre del año 2013

Dedicado A:

La memoria de mi padre Victor Duque

A mi madre Ana Arellano

Agradecimientos

Primero agradezco a Dios por brindarme la sabiduría, constancia y paciencia para lograr alcanzar este objetivo.

A mis padres y hermanos por ser mi apoyo incondicional en todo momento, por su amor, comprensión, constancia y paciencia, por ser mi fortaleza para seguir adelante y siempre estar a mi lado para ayudarme a derrumbar cada obstáculo que se presente.

Al Servicio de Radioterapia Oncológica la Trinidad del Grupo GURVE, por haberme brindado su apoyo y haberme permitido usar sus instalaciones y equipos sin el cual no hubiese sido posible llevar a cabo este trabajo.

Agradezco especialmente al Profesor Jesús Dávila, por haberme dado la oportunidad de realizar este trabajo, y brindarme su sabiduría, confianza y paciencia durante todo el transcurso del mismo.

A la Universidad Central de Venezuela, particularmente a la Escuela de Física, y a todos sus profesores por brindarme sus conocimientos para ayudarme crecer como profesional y como persona.

A mis amigos, por su compañía y ayuda siempre que fue necesario, en especial a Eduard Coronado por brindarme todo su apoyo, paciencia y amor durante el transcurso de toda la carrera.

A todos, muchas gracias.

Índice General

Introducción	1
CAPITULO I	4
TUMORES DE CABEZA Y CUELLO	4
I.I. Anatomía	5
I.I.A. Cavidad Nasal y Senos Paranasales.....	5
I.I.B. Oído.....	7
I.I.C. Nasofaringe	8
I.I.D. Cavidad Oral	9
I.I.E. Orofaringe.....	10
I.I.F. Hipofaringe	11
I.I.G. Laringe	11
I.I.H. Glándulas Salivares.....	12
I.I.I. Tiroides	13
I.I.J. Niveles Ganglionares	14
I.II. Epidemiología	16
I.III. Factores de Riesgo.....	17
I.IV. Síntomas	18
I.V. Diagnóstico	18
I.VI. Estadiaje	19
I.VII. Tratamiento	30
I.VII.I. Principios Generales del tratamiento del Cáncer de Cabeza y Cuello.....	30

I.VII.I. Tratamiento para cada localización	32
I.VIII. Complicaciones de la radioterapia.....	58
CAPITULO II.....	59
ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS EN RADIOTERAPIA.....	59
II.I. Radioterapia De Intensidad Modulada IMRT	59
II.II. Algoritmo de Convolución de haz Filiforme (Pencil Beam Convolution PBC).....	62
II.II.1. Cálculo de dosis a profundidades estándar	66
II.II.2. Calculo de dosis en un punto arbitrario.....	66
II.II.4. Cálculo de Correcciones por Modelado del Paciente.....	75
II.II.5. Cálculo de la fluencia del campo.....	78
II.II.1.6. Normalización de la dosis	78
II.II.7. Normalización de la distribución total de dosis	81
II.II.8. Cálculo del tiempo de tratamiento.....	82
II.III. Algoritmo Análítico Anisotrópico (AAA).....	86
II.II.1. Modelado del haz de fotones	87
II.II.2. Modelado de la fuente primaria.....	89
II.II.3. Modelado de la fuente secundaria	91
II.II.II.4. Modelado de la contaminación electrónica	93
II.II.5. Modelado de los modificadores del haz de tratamiento	93
II.II.6 Modelo de dispersión del paciente.....	94
II.II.7. Haces Elementales	94

II.II.8. Cálculo de Dosis Volumétrica	95
CAPITULO III	102
MATERIALES Y MÉTODOS.....	102
III.I. Sistema de Planificación Eclipse v10.0	102
III.II. Acelerador Lineal.....	103
III.III. Arreglo Planar de Cámaras de Ionización	104
III.IV. Herramienta de comparación: Índice Gamma (γ).....	105
III.V. Los pacientes y planificación de los tratamientos.....	108
III.VI. La Comparación de los Planes.....	109
CAPITULO IV.....	110
RESULTADOS Y ANÁLISIS	110
IV.I. Comparación de las unidades monitor UM	110
IV.II. Comparación de la Dosis	110
IV.II.1. Histogramas Dosis – Volumen.....	110
IV.II.2. Dosis Máxima, Mínima y Media	113
IV.II.3. Heterogeneidades de la dosis	117
IV.III. Verificación de los planes de tratamiento.....	118
CAPITULO V.....	125
CONCLUSIONES	125
Bibliografía.....	128

Índice de Figuras

Fig 1.1. Tumores de Cabeza y Cuello.....	4
Fig 1.2. Anatomía de la cavidad nasal y senos paranasales	6
Fig 1.3. Anatomía del Oído	7
Fig 1.4. Anatomía de la Nasofaringe.....	8
Fig 1.5. Anatomía de la Cavidad Oral	9
Fig 1.6. Anatomía de la Faringe.....	10
Fig 1.7. Anatomía de la Laringe	12
Fig 1.8. Anatomía de las Glándulas Salivares	13
Fig 1.9. Anatomía de la Tiroides	14
Fig 1.10. Niveles Ganglionares	15
Fig 1.11. Tratamiento de Cáncer de Cabeza y cuello con máscara inmovilizadora	34
Fig. 2.1. Planificación de tratamiento de cabeza y cuello con la técnica de IMRT	60
Fig. 2.2. Colimador Multiláminas MLC	61
Fig. 2.3. Reconstrucción del haz en PBC	65
Fig. 2.4. Matriz de Intensidad de Campo	68
Fig. 2.5. Eje efectivo del campo	69
Fig. 2.6. Modelado del haz de fotones	88
Fig. 2.7. Ejemplo de espectro de energía para un haz de fotones de 6MV	90

Fig. 2.8. Ejemplo de la media de energía como función de la distancia desde el CAX para un haz de 6MV	90
Fig. 2.9. Ejemplo de un perfil de intensidad para un haz de 18MV	91
Fig. 2.10. Ejemplo de una curva de contaminación electrónica	93
Fig. 3.1. Acelerador Lineal Clinac iX versión Trilogy	104
Fig. 3.2. Maniquí Octavius 4D y Arreglo Planar de Cámaras ionización Octavius detector 729	105
Fig. 4.1 Histograma Dosis-Volumen	112
Fig. 4.2. Montaje realizado para la verificación de planes de tratamiento.....	119
Fig. 4.3. Comparación del plan medido con el plan calculado	120

Índice de Tablas

Tabla 1.1. Clasificación para el tumor primario (T) Cavidad Oral y Labio	20
Tabla 1.2. Clasificación para el tumor primario (T) Nasofaringe	20
Tabla 1.3. Clasificación para el tumor primario (T) Orofaringe.....	21
Tabla 1.4. Clasificación para el tumor primario (T) Hipofaringe	21
Tabla 1.5. Clasificación para el tumor primario (T) Laringe Supraglótica.....	22
Tabla 1.6. Clasificación para el tumor primario (T) Laringe glótica	22
Tabla 1.7. Clasificación para el tumor primario (T) Laringe subglótica	23
Tabla 1.8. Clasificación para el tumor primario (T) Seno Maxilar.....	23
Tabla 1.9. Clasificación para el tumor primario (T) cavidad nasal y seno etmoidal	24
Tabla 1.10. Clasificación para el tumor primario (T) glándula salival mayor	24
Tabla 1.11. Clasificación para el tumor primario (T) Tiroides.....	25
Tabla 1.12. Clasificación para el tumor primario (T) Oído.....	25
Tabla 1.12. Clasificación para Ganglios Linfáticos Regionales (N) en Labio, Cavidad Oral, Orofaringe, Hipofaringe, Laringe, Glándulas Salivares, Cavidad Nasal y senos paranasales	26
Tabla 1.13. Clasificación para Ganglios Linfáticos Regionales (N) en oído.....	26
Tabla 1.14. Clasificación para Ganglios Linfáticos Regionales (N) en Nasofaringe	27
Tabla 1.15. Clasificación para Ganglios Linfáticos Regionales (N) en tiroides ...	27

Tabla 1.16. Clasificación para Metástasis a Distancia (M) para todos los tumores de Cabeza y cuello	27
Tabla 1.17. Estadiaje de la AJCC para Carcinoma de Labio, Cavidad oral, orofaringe, hipofaringe, laringe, cavidad nasal y senos paranasales.....	28
Tabla 1.18. Estadiaje de la AJCC para Carcinoma de Nasofaringe.....	28
Tabla 1.19. Estadiaje de la AJCC para Carcinoma de Glándulas Salivares	29
Tabla 1.20. Estadiaje de la AJCC para Carcinoma de tiroides Papilar o folicular en menores de 45 años	29
Tabla 1.21. Estadiaje de la AJCC para Carcinoma de tiroides Papilar o folicular en pacientes de 45 años o más y Medular	29
Tabla 1.22. Estadiaje de la AJCC para Carcinoma de tiroides Indiferenciado (Anaplásico).....	30
Tabla 1.23. Dosis de tolerancia y complicaciones	58
Tabla 2.1. Medidas requeridas para el algoritmo PBC.....	63
Tabla 2.2. Valores de los elementos en la matriz	68
Tabla 4.1. Dosis recibida por el blanco	111
Tabla 4.2. Dosis mínima, máxima y media	116
Tabla 4.3. Heterogeneidades de dosis	117
Tabla 4.4. Resultados de los planes verificados.....	123

Introducción

El cáncer de cabeza y cuello es el nombre que se le da a los tumores malignos que se desarrollan en diversos órganos como glándulas salivares, cavidad oral, laringe, cavidad nasal, senos paranasales, oído, faringe y tiroides.

Se considera un tipo de cáncer infrecuente ya que solo representa el 5% de todos los tipos de tumores malignos, se encuentra asociado a factores como el tabaquismo, alcohol, deficiencia de higiene bucal, entre otros.

El tratamiento para este tipo de cáncer depende de la localización y extensión de la enfermedad, en general se emplea la cirugía, quimioterapia y/o radioterapia, siempre teniendo en cuenta los efectos cosméticos y funcionales en el paciente.

La finalidad de la radioterapia es lograr un mayor control tumoral y disminuir las secuelas que pueden causar los distintos tratamientos realizados al paciente, esta se puede aplicar como tratamiento radical para estadios tempranos, como tratamiento adyuvante para estadios avanzados y de forma paliativa para estadio muy avanzados.

El objetivo de la física de la radioterapia es lograr entregar la dosis prescrita al tumor con dosis mínima en los tejidos sanos circundantes, en los tumores de cabeza y cuello esto es especialmente complicado debido a que se encuentran una gran cantidad de estructuras en un espacio reducido, cuyas dosis de tolerancias generalmente se encuentran por encima de las dosis a entregar al blanco (5000 a 7000 cGy), lo que podría conducir a complicaciones en el paciente.

En actualidad gracias a técnicas como la IMRT (Radioterapia de Intensidad Modulada) donde se puede controlar el número de partículas en cada punto del haz de tratamiento (fluencia), logrando distribuciones de dosis que se adapten a la forma del tumor con el uso de un colimador multiláminas (MLC) se ha hecho posible lograr este objetivo.

Para la realización de los planes de tratamientos en radioterapia se han empleado distintos algoritmos de cálculos para lograr cada vez una entrega de dosis más precisa, entre estos se encuentran dos algoritmos especialmente adaptados para IMRT, el algoritmo de convolución de haz filiforme (Pencil Beam Convolution PBC) y Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA).

Usualmente para el cálculo de dosis en IMRT se ha empleado el algoritmo basado en haces filiformes PBC, que aunque tiene la ventaja de realizar el cálculo de dosis muy rápido, hay una desventaja bien conocida que es la pérdida de precisión por presencia de heterogeneidades.

En los tratamientos de tumores de cabeza y cuello esto representa un problema debido a la presencia de muchas heterogeneidades (cavidades de aire, huesos, músculos, etc.).

Para superar estos problemas de precisión se han empleado métodos basados en kernels avanzados, como algoritmo de convolución/superposición AAA.

Por esto, se propone emplear el algoritmo Analítico Anisotrópico AAA para la planificación de tratamiento de cabeza y cuello, el cual debe ser comparado con el método actual de cálculo (PBC) para conocer y comparar su precisión.

El objetivo es comparar los resultados arrojados al planificar tratamientos para tumores de cabeza y cuello en radioterapia con intensidad modulada

utilizando dos algoritmos diferentes: Algoritmo de convolución de haz filiforme (PBC) y Algoritmo Analítico Anisótropico (AAA).

CAPITULO I

TUMORES DE CABEZA Y CUELLO

El cáncer de cabeza y cuello es un término usado para nombrar una variedad de tumores malignos que se desarrollan en la cavidad bucal, fosas nasales, senos paranasales, faringe, laringe y glándulas salivares.

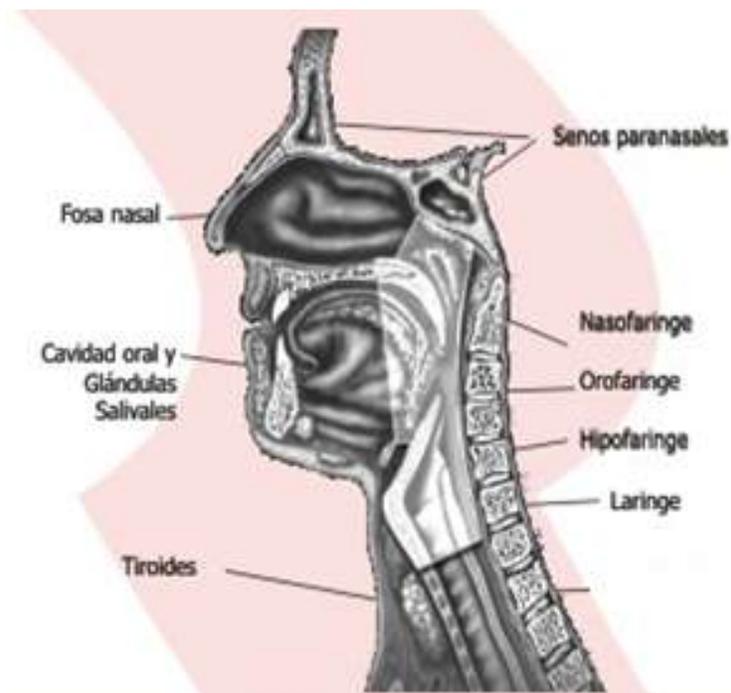


Fig 1.1. Tumores de Cabeza y Cuello

I.I. Anatomía

I.I.A. Cavidad Nasal y Senos Paranasales

- **Senos Paranasales**

"Paranasal" significa cerca de la nariz. Los senos paranasales son espacios huecos llenos de aire en los huesos que rodean la nariz. Los senos están revestidos con células que elaboran moco; este impide que el interior de la nariz se seque mientras se respira.

Hay varios senos paranasales que reciben su nombre de los huesos que los rodean:

- Los senos frontales están en la parte inferior de la frente, arriba de la nariz.
- Los senos maxilares están en los pómulos a cada lado de la nariz.
- Los senos etmoides están detrás de la parte superior de la nariz, entre los ojos.
- Los senos esfenoides están detrás de la nariz, en el centro del cráneo.

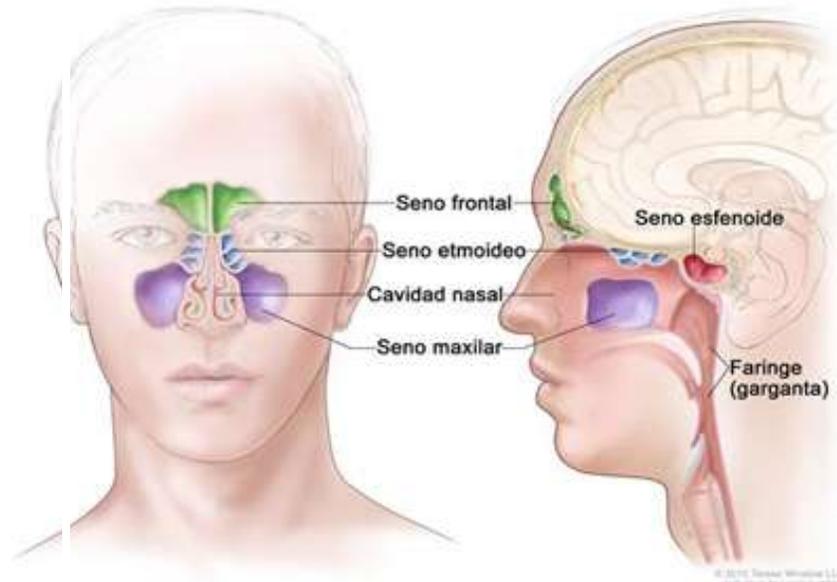


Fig 1.2. Anatomía de la cavidad nasal y senos paranasales

- **Cavidad Nasal**

La nariz se abre hacia la cavidad nasal, que está dividida en dos pasajes nasales. La cavidad nasal descansa arriba del hueso que forma el paladar y se dobla hacia abajo para unirse a la garganta. El área que está justo adentro de los orificios nasales se llama vestíbulo nasal. Un área pequeña de células especiales en la parte superior de cada pasaje nasal envía señales al cerebro para que funcione el sentido del olfato.

Los senos paranasales y la cavidad nasal filtran y entibian el aire, y lo humedecen antes de que llegue a los pulmones. El movimiento del aire a través de los senos junto con otras partes del aparato respiratorio ayuda a producir los sonidos necesarios para hablar.

I.I.B. Oído

El oído es un órgano conformado de tres partes:

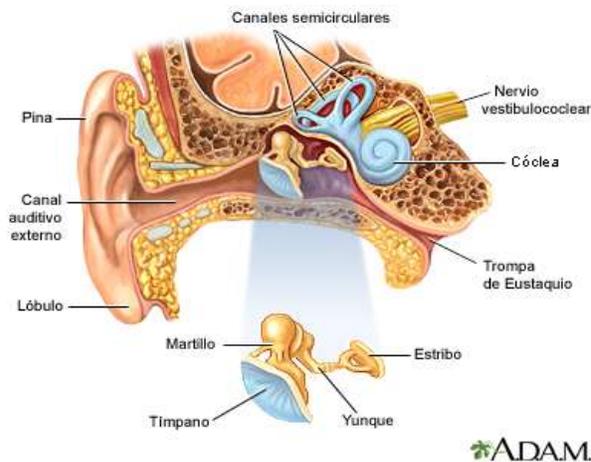


Fig 1.3. Anatomía del Oído

- El oído externo: comprende dos partes: el pabellón y el conducto auditivo externo.
- El oído medio: está formado por un conjunto de cavidades llenas de aire, en las que se considera tres importantes porciones: la caja del tímpano conformada por tres huesecillos -martillo, yunque, estribo-, la trompa de Eustaquio íntimamente relacionada con las vías aéreas superiores (rinofaringe).
- El oído interno: está comprendido por el laberinto óseo y membranoso. De este nacen las vías nerviosas acústicas y vestibulares. Las cavidades del laberinto están llenas de líquido endótico (endolinfa y perilinfa), que al movilizar las distintas membranas estimulan las células ciliadas internas y externas.

I.I.C. Nasofaringe

La nasofaringe, es la porción nasal de la faringe y está situada por detrás de las fosas nasales, justo por delante de la columna cervical.

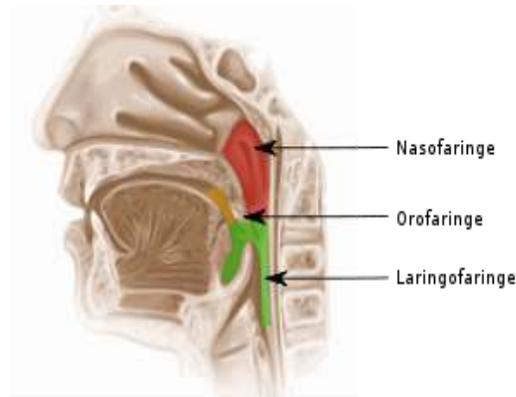


Fig 1.4. Anatomía de la Nasofaringe

Se comunica hacia abajo con la orofaringe y la laringofaringe y es la única de las tres cavidades que permanece permeable, es decir, continuamente abierta al aire.

En ella desembocan las trompas de Eustaquio que son los conductos que comunican los oídos con la faringe.

La nasofaringe está destinada a la fonación, la respiración y la ventilación del oído medio.

I.I.D. Cavity Oral

La cavidad oral incluye los siguientes elementos:

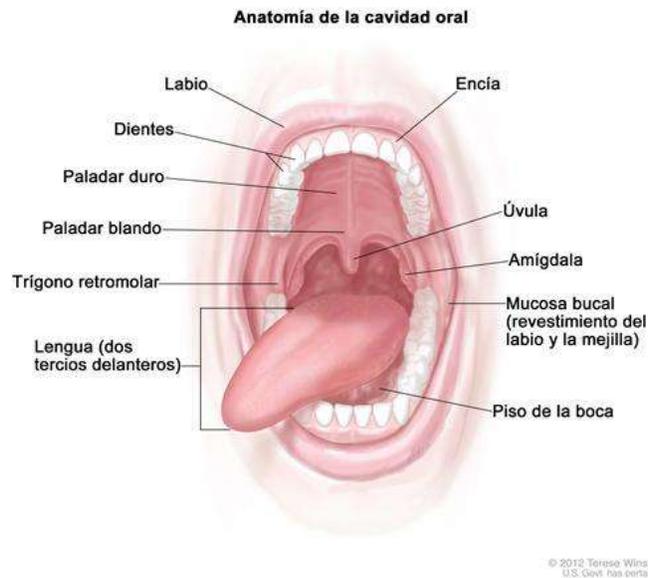


Fig 1.5. Anatomía de la Cavidad Oral

- Las dos terceras partes delanteras de la lengua, las encías, la mucosa bucal (el revestimiento interno de los labios y las mejillas).
- El suelo (fondo) de la boca debajo de la lengua.
- El paladar duro (el techo de la boca).
- el paladar blando (la porción muscular posterior del techo de la boca),
- El triángulo retromolar.

I.I.E. Orofaringe

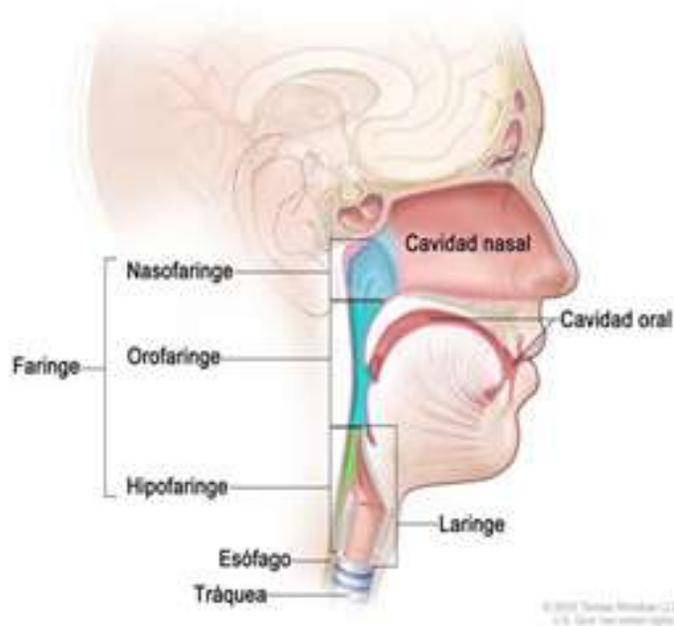


Fig 1.6. Anatomía de la Faringe

La orofaringe es la parte media de la faringe (garganta) detrás de la boca e incluye el tercio trasero de la lengua, el paladar blando, las partes laterales y posteriores de la garganta y las amígdalas.

La faringe es un tubo hueco de alrededor de cinco pulgadas de largo que comienza detrás de la nariz y termina en la parte superior de la tráquea y el esófago (el tubo que va desde la garganta hasta el estómago).

El aire y los alimentos pasan a través de la faringe camino a la tráquea o el esófago.

I.I.F. Hipofaringe

La hipofaringe es la parte de la garganta (faringe) que se encuentra al lado y detrás de la laringe. Ésta es el acceso hacia el esófago (el tubo que conecta la garganta con el estómago).

La comida pasa por la boca y a través de la hipofaringe y el esófago, donde luego pasa al estómago.

La estructura de la hipofaringe asegura que la comida vaya alrededor de la laringe y hacia el esófago.

I.I.G. Laringe

La laringe es una parte de la garganta, entre la base de la lengua y la tráquea, consta de cuerdas vocales que vibran y producen sonidos con el paso del aire. El sonido produce un eco en la faringe, la boca y la nariz para formar la voz humana.

La laringe consta de tres partes principales:

- **Supraglotis** es la parte superior de la laringe sobre la glotis, incluye la epiglotis.
- **Glotis:** es la parte media de la laringe, donde se localizan las cuerdas vocales.
- **Subglotis:** es la parte inferior de la laringe entre las cuerdas vocales y la tráquea.

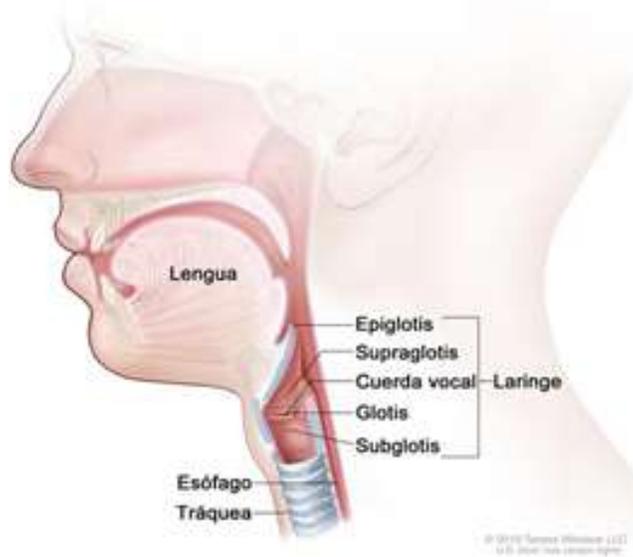


Fig 1.7. Anatomía de la Laringe

I.I.H. Glándulas Salivares

Las glándulas salivares se subdividen en glándulas mayores y menores. Las mayores son la parótida, submaxilar y sublingual.

- La glándula parótida está situada en la zona anterior al pabellón auricular. A través de ella discurre el nervio facial.
- La glándula submaxilar o submandibular se sitúa por debajo del mentón y la sublingual en el suelo de la boca.
- Las glándulas menores son entre 500 y 1000 situadas en la mucosa de los labios, paladar, lengua y todo el resto de las vías aéreas superiores.

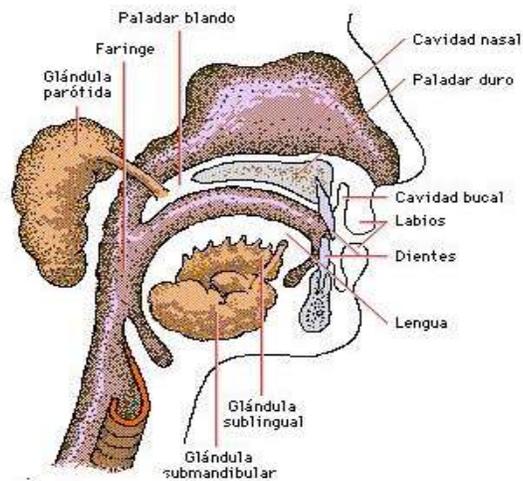


Fig 1.8. Anatomía de las Glándulas Salivares

I.I.I. Tiroides

La tiroides es una glándula localizada en la parte anterior del cuello, por delante de la laringe, con forma de mariposa y formada por dos lóbulos unidos en el centro.

La función del tiroides es la producción de hormonas que intervienen en el metabolismo del organismo (T3, T4 y Calcitonina).

La glándula tiroidea tiene dos tipos de células, produciendo dos tipos distintos de cáncer:

- Células foliculares: producen las hormonas tiroideas (T3 y T4), segregan una proteína característica llamada *tiroglobulina*
- Células C, productoras de calcitonina

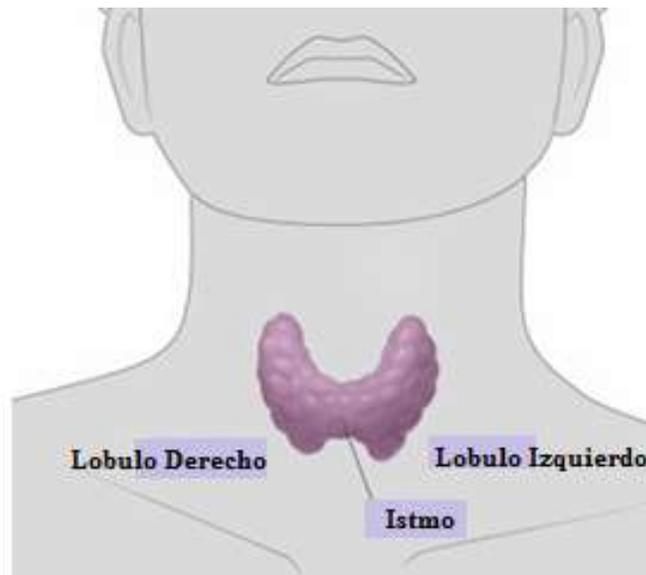


Fig 1.9. Anatomía de la Tiroides

I.I.J. Niveles Ganglionares

- Nivel I: Contiene los niveles submentonianos y submaxilares limitado por el cuerpo de la mandíbula superiormente y el hueso hioides inferiormente.
- Nivel II: Contiene los ganglios yugulares superiores y está limitado por arriba por la base del cráneo, el borde superior del esternocleidomastoideo, el hueso hioides y por delante del nivel I.
- Nivel III Contiene los ganglios yugulares medios, limitado por arriba por el hioides, hacia atrás por el borde posterior del esternocleidomastoideo e inferiormente por el borde superior del cartílago cricoides.
- Nivel IV Contiene los ganglios yugulares inferiores o supraclaviculares. Sus límites son el borde superior del cartílago cricoides arriba, la clavícula inferiormente y el borde posterior del esternocleidomastoideo.

- Nivel V comprende el triangulo posterior del cuello, la clavícula y el borde anterior del trapecio hacia atrás, y hacia adelante, el borde posterior del esternocleidomastoideo.
- Nivel VI es el compartimiento anterior. Se encuentra limitado por el hueso hioides por arriba, el esternón por debajo y el borde anterior de las carótidas lateralmente.
- Nivel VII Contiene los ganglios del mediastino superior.

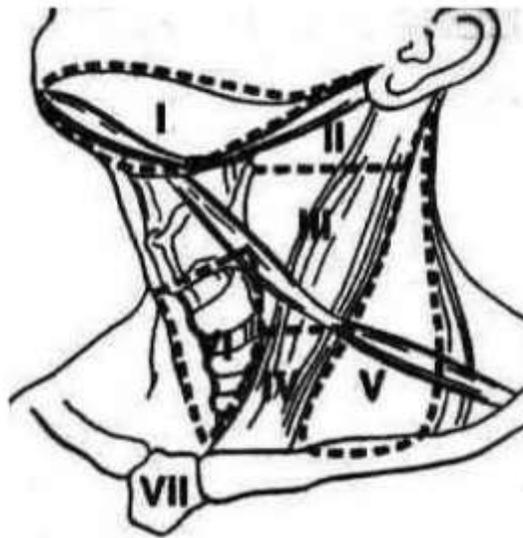


Fig 1.10. Niveles Ganglionares

I.II. Epidemiología

- Se puede considerar un tipo de tumor infrecuente, ya que representa un 5% de todos los tumores.
- Existen algunas variaciones en cuanto a su frecuencia en distintas áreas geográficas, pero en Europa la localización más frecuente es la laringe, seguido de la orofaringe, cavidad oral y nasofaringe.
- Es un tumor predominantemente masculino, aunque en los últimos años debido al aumento del hábito tabáquico en la mujer este cociente se está viendo modificado.
- La edad media de aparición es por encima de los 50 años, aunque los tumores de nasofaringe y glándulas salivares pueden aparecer antes.
- Según la raza: Entre la población afroamericana de Estados Unidos, la tasa de cáncer de cavidad oral y orofaringe es cuatro veces mayor que en blancos y latinos; la supervivencia es también menor en ese grupo etario, asociada al diagnóstico en etapas más avanzadas.
- Los carcinomas de células escamosas y basales son los más frecuentes con una mayor prevalencia del primero (4:1).
- Por lo general, los cánceres de las glándulas salivares, glándula tiroides o senos paranasales afecta a personas por debajo de 59 años, mientras que los cánceres de boca, garganta (faringe), o caja de la voz (laringe) afectan a personas por encima de los 59 años.

I.III. Factores de Riesgo

1. Tabaquismo responsable de 90% de los canceres de cavidad oral en hombres y 60% en mujeres.
2. Alcohol: El riesgo de cáncer es 6 veces mayor en los bebedores, está relacionado con los carcinomas epidermoides originados en la cavidad oral, orofaringe, laringe supraglótica e hipofaringe.
3. La combinación alcohol-tabaco incrementa en 50% el riesgo en relación a la población sin intoxicación alcohol-tabaco.
4. Higiene bucal: la higiene oral deficiente está asociado al cáncer de la cavidad oral.
5. Riesgo ocupacional: Profesionales expuestos al polvo de madera, cemento, pinturas, barnices, ácido sulfúrico e hidroclicórico, asbestos y níquel tienen mayor prevalencia de cáncer de cabeza y cuello.
6. El VPH está relacionado a canceres de la cavidad oral, amígdala, y esófago cervical).
7. Virus de Epstein – Barr (VEB) (Asociado al carcinoma de nasofaringe)
8. VIH (Asociado al Carcinoma de cavidad oral)
9. Reflujo gastroesofágico: Se ha sugerido que incrementa el riesgo de cáncer de la faringe y de la laringe supraglótica, sobre todo en la epilaringe (epiglotis suprahoioidea y pliegues ari-epiglóticos).
10. Dieta: el déficit de vitaminas A y C puede contribuir a la patogénesis del carcinoma de cavidad oral, laringe y faringe.

11. Radiaciones: la exposición a la luz ultravioleta explica la alta incidencia de cáncer de labio inferior, comparado con el superior, en población con trabajos al aire libre en individuos de piel clara.

I.IV. Síntomas

➤ **Síntomas generales:**

- Una llaga que no cicatriza o un bulto en la zona de la cabeza o el cuello
- Dolor de garganta persistente
- Dificultad o dolor al tragar
- Cambios en la voz o ronquera
- Escupir o toser con sangre

I.V. Diagnóstico

Para el diagnóstico de los tumores ubicados en la zona de cabeza y cuello en general se requiere:

- Exploración física exhaustiva del paciente. (Palpación del cuello)
- Endoscopia.
- Estudios por imágenes:

- TAC, RM, PET
- US (para evaluar nódulos en la tiroides y para guiar la aguja en las biopsias por punción en casos específicos de nódulos más pequeños que no se pueden palpar.)
- Biopsia
- Análisis de sangre
- Rx de tórax para determinar el estado de los pulmones

I.VI. Estadiaje

Un sistema de estadiaje proporciona una guía para definir la extensión y pronóstico de un tumor y sirve para comparar los resultados entre distintos centros. Hay varios sistemas de clasificación, pero el más utilizado es el TNM de la American Joint Committee on Cancer (AJCC).

T: Tumor primario

N: afectación de los ganglios linfáticos regionales

M: presencia de metástasis a distancia

a) **Tumor Primario (T)**

▪ **Cavidad Oral y labio**

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor de 2 cm o menos en su mayor dimensión
T2	Tumor de más de 2 cm pero no mayor a 4 cm en su mayor dimensión
T3	Tumor mayor de 4 cm en su mayor dimensión
T4a	(Labio) Tumor que invade: La cortical del hueso, nervio alveolar inferior, piso de la boca o piel.
T4a	(Cavidad Oral) Tumor que invade: la cortical del hueso, músculos extrínsecos de la lengua, seno maxilar o piel de la cara
T4b	(Labio y Cavidad Oral) Tumor que invade: el espacio masticador, la apófisis pterigoides, la base del cráneo o envuelve la carótida.

Tabla 1.1. Clasificación para el tumor primario (T)
Cavidad Oral y Labio

▪ **Nasofaringe**

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor limitado a la rinofaringe
T2	Tumor que invade a os tejidos blandos de la orofaringe y/o fosa nasal.
T2a	Sin extensión parafaríngea
T2b	Con extensión parafaríngea
T3	Tumor que invade estructuras óseas y/o senos paranasales.
T4	Tumor que invade el cráneo y/o nervios craneales, fosa infratemporal, hipofaringe, espacio masticador u órbita.

Tabla 1.2. Clasificación para el tumor primario (T)
Nasofaringe

- **Orofaringe**

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor de 2 cm o menos en su mayor dimensión
T2	Tumor de más de 2 cm pero no mayor a 4 cm en su mayor dimensión
T3	Tumor mayor de 4 cm en su mayor dimensión
T4a	Tumor que invade estructuras como: laringe, músculos extrínsecos de la lengua, músculo pterigoideo interno, paladar duro o mandíbula.
T4b	Tumor que invade estructuras como: músculo pterigoideo lateral, apófisis pterigoideas, rinofaringe lateral, base de cráneo o envuelve arteria carótida.

Tabla 1.3. Clasificación para el tumor primario (T)
Orofaringe

- **Hipofaringe**

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor limitado a un subsitio de la hipofaringe y de 2 cm o menos en su mayor dimensión.
T2	Tumor que invade más de un subsitio de la hipofaringe o un sitio adyacente o mide más de 2 cm pero no mayor a 4 cm en su mayor dimensión, sin fijación de la hemilaringe.
T3	Tumor mayor de 4 cm en su mayor dimensión o con fijación de la hemilaringe.
T4a	Tumor que invade estructuras como: Cartílago tiroides/cricoides, hueso hioides, glándula tiroides, esófago o tejidos blandos del compartimiento central del cuello.
T4b	Tumor que invade estructuras como: fascia prevertebral, envuelve la arteria carótida o estructuras del mediastino.

Tabla 1.4. Clasificación para el tumor primario (T)
Hipofaringe

- **Laringe**

- 1. **Supraglotis**

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor limitado a un subsitio de la supraglotis con movilidad normal de las cuerdas vocales.
T2	Tumor que invade más de un subsitio de la supraglotis o a la glotis o un sitio más allá de la supraglotis con movilidad normal de las cuerdas vocales.
T3	Tumor limitado a la laringe con fijación de la cuerda vocal, invasión de la región post-cricoidea, tejidos pre-epiglóticos, espacio paraglótico o con erosión de la cortical interna del cartílago tiroides.
T4a	Tumor que invade a través del cartílago tiroides y/o extensión a otros tejidos más allá de la laringe.
T4b	Tumor que invade el espacio prevertebral, estructuras del mediastino o envuelve arteria carótida.

Tabla 1.5. Clasificación para el tumor primario (T)

Laringe Supraglótica

- 2. **Glotis**

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor limitado a una o ambas cuerdas vocales (puede haber afectación de la comisura anterior o posterior) con movilidad normal.
T1a	Tumor limitado a una cuerda vocal.
T1b	Tumor que afecta ambas cuerdas vocales
T2	Tumor que se extiende a la supraglotis y/o subglotis y/o con compromiso de la movilidad de las cuerdas vocales.
T3	Tumor limitado a la laringe con fijación de la cuerda vocal y/o invasión del espacio paraglóticos y/o erosión del cortical interna del cartílago tiroides.
T4a	Tumor que invade a través del cartílago tiroides y/o extensión a otros tejidos más allá de la laringe.
T4b	Tumor que invade el espacio paravertebral, estructuras del mediastino o envuelve la arteria carótida.

Tabla 1.6. Clasificación para el tumor primario (T)

Laringe glótica

3. Subglotis

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor limitado a la subglotis
T2	Tumor que se extiende a las cuerdas vocales con movilidad normal o alterada.
T3	Tumor limitado a la laringe con fijación de la cuerda vocal.
T4a	Tumor que invade a través del cartílago cricoides o tiroides y/o extensión a otros tejidos más allá de la laringe.
T4b	Tumor que invade a la fascia prevertebral, estructuras del mediastino o envuelve la arteria carótida.

Tabla 1.7. Clasificación para el tumor primario (T)
Laringe subglótica

▪ Cavity Nasal y Senos Paranasales

1. Seno Maxilar

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor limitado a la mucosa antral son erosión o destrucción del hueso.
T2	Tumor con erosión o destrucción ósea, incluyendo extensión al paladar duro y/o el meato medio, excepto la pared posterior del antro y la apófisis pterigoides.
T3	Tumor que invade alguna de las siguientes estructuras: pared posterior del seno maxilar, tejido subcutáneo, piso o pared medial de la órbita, fosa pterigoidea o seno etmoidal.
T4a	Tumor que invade: el contenido orbitario anterior, piel de la mejilla, apófisis pterigoides, fosa infratemporal, lámina cribosa del etmoides, seno esfenoidal o seno frontal.
T4b	Tumor que invade alguna de las siguientes estructuras: ápex orbital, duramadre, cerebro, fosa craneal media, nervios craneales diferentes a la rama maxilar superior del trigémino, nasofaringe o clivus.

Tabla 1.8. Clasificación para el tumor primario (T)
Seno Maxilar

2. Cavidad nasal y seno etmoidal

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor limitado a un subsitio de la cavidad nasal o seno etmoidal, con o sin invasión del hueso.
T2	Tumor localizado en dos sobrerregiones en un solo sitio o que invade otro sitio adyacente dentro del complejo nesoeetmoidal, con o sin invasión del hueso.
T3	Tumor que invade el piso o pared medial de la órbita, el seno maxilar, el paladar o la lámina cribosa del etmoides.
T4a	Tumor que invade: el contenido orbitario anterior, piel de la nariz o la mejilla, extensión mínima a la fosa craneal anterior, apófisis pterigoides, seno esfenoidal o seno frontal.
T4b	Tumor que invade alguna de las siguientes estructuras: ápex, orbital, duramadre, cerebro, fosa craneal media, nervios craneales diferentes a la rama maxilar superior del trigémino, nasofaringe o civus.

Tabla 1.9. Clasificación para el tumor primario (T)
cavidad nasal y seno etmoidal

▪ Glándula salival mayor (Parótida, submaxilar y sublingual)

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1	Tumor de 2 cm o menos en su mayor dimensión sin extensión extraparenquimatosa.
T2	Tumor de más de 2 cm pero no mayor de 4 cm en su mayor dimensión sin extensión extraparenquimatosa.
T3	Tumor de más de 4 cm y/o con extensión extraparenquimatosa.
T4a	Tumor que invade la piel, la mandíbula, el canal auditivo o nervio facial.
T4b	Tumor que invade la base del cráneo, la apófisis pterigoides o envuelve la arteria carótida.

Tabla 1.10. Clasificación para el tumor primario (T)
glándula salival mayor

- **Tiroides**

Tx	Tumor primario no puede ser evaluado
T0	No hay evidencia de Tumor primario
T1	Tumor de 2 cm o menos en su mayor dimensión limitado a la tiroides.
T2	Tumor de más de 2 cm pero no mayor de 4 cm en su mayor dimensión limitado a la tiroides.
T3	Tumor de más de 4 cm en su mayor dimensión limitado a la tiroides o cualquier tumor con extensión extratiroidea mínima
T4a	Tumor que invade más allá de la capsula tiroidea e invade alguno de los siguientes: subcutáneo, laringe, tráquea, esófago o nervio recurrente.
T4b	Tumor que invade la fascia prevertebral, los vasos del mediastino o envuelve la arteria carótida.
T4a*	(Solamente carcinoma indiferenciado o anaplásico) tumor de cualquier tamaño limitado a la tiroides.
T4b*	(Solamente carcinoma indiferenciado o anaplásico) tumor de cualquier tamaño que se extiende más allá de la capsula tiroidea.

Tabla 1.11. Clasificación para el tumor primario (T)
Tiroides

- **Oído**

T1	Tumor limitado al CAE, sin erosión o afectación de tejidos blandos.
T2	Tumor con erosión ósea del CAE (sin incluir todo el espesor) o con afectación limitada de tejidos blandos menor a 0,5 m.
T3	Tumor con erosión ósea del CAE (todo espesor) con afectación de tejidos blandos menor a 0,5 m, o con afectación del odio medio y/o mastoides.
T4a	Tumor que erosiona la cóclea, ápex petroso, pared medial del odio medio, canal carotideo, foramen yugular o duramadre, o extensión a los tejidos blandos mayor a 5 cm, afectación de la articulación temporomandibular de la apófisis estiloides o evidencia de parálisis facial.

Tabla 1.12. Clasificación para el tumor primario (T)
Oído

b) **Ganglios Linfáticos Regionales (N)**

- **Labio, Cavidad Oral, Orofaringe, Hipofaringe, Laringe, Glándulas Salivares, Cavidad Nasal y senos paranasales**

Nx	Los ganglios regionales no pueden ser evaluados
N0	No hay metástasis ganglionares
N1	Metástasis a un ganglio linfático único ipsilateral cuya dimensión mayor es igual o menor de 3 cm.
N2	Metástasis a un ganglio linfático único ipsilateral mayor 3 cm pero no mayor de 6 cm, o metástasis en ganglios múltiples ipsilaterales ninguno mayor de 6 cm, o metástasis bilaterales o contralaterales, ninguno de ellos mayores de 6 cm.
N2a	Metástasis en un ganglio único ipsilateral mayor de 3 cm pero no mayor de 6 cm.
N2b	Metástasis en ganglios múltiples ipsilaterales ninguno mayor a 6 cm.
N2c	Metástasis en ganglios bilaterales o contralaterales, ninguno de ellos mayores de 6 cm.
N3	Metástasis en un ganglio linfático mayor de 6 cm.

Tabla 1.13. Clasificación para Ganglios Linfáticos Regionales (N) en Labio, Cavidad Oral, Orofaringe, Hipofaringe, Laringe, Glándulas Salivares, Cavidad Nasal y senos paranasales

- **Oído**

N0	No hay metástasis ganglionares
N1	La presencia de metástasis ganglionares es un signo de mal pronóstico, cualquier ganglio linfático se debe considerar como enfermedad avanzada (estadio III/IV)

Tabla 1.14. Clasificación para Ganglios Linfáticos Regionales (N) en oído

- **Nasofaringe**

Nx	Los ganglios regionales no pueden ser evaluados
N0	No hay metástasis ganglionares
N1	Metástasis ipsilateral, a ganglios linfáticos cuya dimensión mayor es igual o menor de 6 cm, por encima de la fosa supraclavicular.
N2	Metástasis bilateral, a ganglios linfáticos cuya dimensión mayor es igual o menor de 6 cm, por encima de la fosa supraclavicular.
N3	Metástasis a ganglios linfáticos mayor de 6 cm o en la fosa supraclavicular.
N3a	Mayor a 6 cm
N3b	En la fosa supraclavicular.

Tabla 1.15. Clasificación para Ganglios Linfáticos Regionales (N) en Nasofaringe

- **Tiroides**

Nx	Los ganglios regionales no pueden ser evaluados
N0	No hay metástasis ganglionares
N1	Metástasis a ganglios linfáticos regionales.
N1a	Metástasis en el nivel VI
N1b	Metástasis en ganglios cervicales, unilaterales, bilaterales o contralaterales o mediastino superior.

Tabla 1.16. Clasificación para Ganglios Linfáticos Regionales (N) en tiroides

c) **Metástasis a Distancia (M)**

Mx	La presencia de metástasis a distancia no puede ser determinada.
M0	Sin metástasis a distancia
M1	Metástasis a distancia

Tabla 1.17. Clasificación para Metástasis a Distancia (M) para todos los tumores de Cabeza y cuello

d) **Estadía**

- **Carcinoma de Labio, Cavidad oral, orofaringe, hipofaringe, laringe, cavidad nasal y senos paranasales**

Estadio 0	Tis	N0	M0
Estadio I	T1	N0	M0
Estadio II	T2	N0	M0
Estadio III	T1-2	N1	M0
	T3	N0-1	M0
Estadio IVA	T1-3	N2	M0
	T4a	N0-2	M0
Estadio IVB	T1-4	N3	M0
	T4b	N0-3	M0
Estadio IVC	T1-4	N0-3	M1

Tabla 1.18. Estadía de la AJCC para Carcinoma de Labio, Cavidad oral, orofaringe, hipofaringe, laringe, cavidad nasal y senos paranasales

- **Carcinoma de Nasofaringe**

Estadio 0	Tis	N0	M0
Estadio I	T1	N0	M0
Estadio IIA	T2a	N0	M0
Estadio IIB	T1	N1	M0
	T2a	N1	M0
	T2b	N0-1	M0
Estadio III	T1	N2	M0
	T2a-b	N2	M0
	T3	N0-2	M0
Estadio IVA	T4	N3	M0
Estadio IVB	T1-4	N3	M0
Estadio IVC	T1-4	N0-3	M1

Tabla 1.19. Estadía de la AJCC para Carcinoma de Nasofaringe

- **Cáncer de Glándulas Salivares**

Estadio I	T1	N0	M0
Estadio II	T2	N0	M0
Estadio III	T3	N0	M0
	T1-3	N1	M0
Estadio IVA	T1-3	N2	M0
	T4a	N0-2	M0
Estadio IVB	T1-4	N3	M0
	T4b	N0-3	M0
Estadio IVC	T1-4	N0-3	M1

Tabla 1.20. Estadaje de la AJCC para Carcinoma de Glándulas Salivares

- **Carcinoma de Tiroides**

- 1. Papilar o folicular en menores de 45 años**

Estadio I	T1-4	N0-1	M0
Estadio II	T1-4	N0-1	M1

Tabla 1.21. Estadaje de la AJCC para Carcinoma de tiroides Papilar o folicular en menores de 45 años

- 2. Papilar o folicular en pacientes de 45 años o más y Medular**

Estadio I	T1	N0	M0
Estadio II	T2	N0	M0
Estadio III	T3	N0	M0
	T1-3	N1a	M0
Estadio IVA	T1-3	N1b	M0
	T4a	N0-1	M0
Estadio IVB	T4b	N0-1	M0
Estadio IVC	T1-4	N0-1	M1

Tabla 1.22. Estadaje de la AJCC para Carcinoma de tiroides Papilar o folicular en pacientes de 45 años o más y Medular

3. Indiferenciado (Anaplásico)

Estadio IVA	T4a	N0-1	M0
Estadio IVB	T4b	N0-1	M0
Estadio IVC	T4	N0-1	M1

Tabla 1.23. Estadiaje de la AJCC para Carcinoma de tiroides Indiferenciado (Anaplásico)

I.VII. Tratamiento

I.VII.I. Principios Generales del tratamiento del Cáncer de Cabeza y Cuello

Son tres los pilares del tratamiento de los tumores de cabeza y cuello: la cirugía, la radioterapia y la quimioterapia.

- **Cirugía**

Se suele usar para estadios tempranos y estadios avanzados solo cuando el tumor es operable, siempre teniendo en cuenta los efectos funcionales y cosméticos después de la operación. En estadios avanzados, la cirugía sigue siendo el mejor método de rescate en los enfermos que presenta recaídas tumorales operables. Como secuelas destacables pueden ser: falta en la preservación de órganos como la laringe y lengua, trastornos funcionales, etc.

- **Quimioterapia**

La quimioterapia para los tumores de cabeza y cuello se administra habitualmente por vía venosa, aunque existen algunos fármacos que se pueden

administrar vía oral. El tratamiento se administra a intervalos fijos de tiempo que dependen para cada uno de ellos. Cada período de tratamiento se conoce como ciclo y puede variarse dependiendo de las condiciones del paciente. En los tumores de cabeza y cuello, la quimioterapia se administra según tres esquemas fundamentales: Neoadyuvante o previo a la cirugía o radioterapia, adyuvante o después de tratamiento radical con cirugía o radioterapia, concomitante o a la vez que la radioterapia. Algunos de los efectos secundarios de la quimioterapia en los tumores de cabeza y cuello pueden ser idénticos los de la radioterapia, incluyendo dolor en la zona irradiada, boca seca, infecciones y cambios en el sabor de los alimentos. La mayoría de estos síntomas ceden con la finalización del tratamiento.

- **Radioterapia**

Se puede emplear como tratamiento radical para estadios tempranos, como tratamiento adyuvante para estadios más avanzados y como tratamiento paliativo para tumores muy avanzados. Los campos de tratamiento a emplear dependen de la localización del tumor, y se debe tener cuidado en la delimitación del blanco debido a la gran cantidad de estructuras presentes en este espacio tan reducido. La dosis varía según la localización y estadio del tumor pero generalmente oscila entre 5000 y 7000 cGy con un fraccionamiento convencional de 180 a 200 cGy, con fotones producidos con potencial acelerador de 6MV y/o 18 MV.

I.VII.I. Tratamiento para cada localización

1. Laringe

1.1. Cáncer glótico

Generalmente diagnosticado en fases tempranas dada la sintomatología ocasionada por lesiones pequeñas (in situ, T₁, T₂).

Las lesiones T₁ y T₂ raramente presentan ganglios metastásicos. El tratamiento radiante permite un buen control de la enfermedad, excelente sobrevida y preservación de la voz.

En lesiones T₃ y T₄, la posibilidad de control de la lesión se reduce considerablemente y el riesgo de metástasis ganglionares aumenta. El tratamiento tradicionalmente es la laringotomía total con disección ganglionar radical.

Algunos prefieren usar la radioterapia como modalidad terapéutica inicial en casos donde la lesión está limitada a la cuerda con extensión supraglótica.

Con la finalidad de preservar el órgano, se ha utilizado tratamiento combinado de quimioterapia y radioterapia, para pacientes con cuerdas vocales fijas en especial.

1.1.1. Radioterapia

Se usan generalmente fotones de 4-6 MV en tumores in situ y en T₁, empleando campos laterales opuestos de 5x5 cm², en la mayoría de los casos sin filtros compensadores.

Para tumores T₂, se usan campos mayores procurando cubrir ganglios yugulares medios, la dosis recomendada es de 6600 cGy en 6 semanas y media con fracciones de 200 cGy para tumores T₁ y 6800 -7000 cGy en T₂.

En tumores T₃ y T₄ los campos deben cubrir la laringe más el drenaje ganglionar, en casos N₀ se incluyen niveles II-III y IV y en casos más avanzados todo el cuello, utilizando campos laterales opuestos. Se administran 4600 cGy en 4 ½ semanas, para luego reducir los campos al área del tumor primario y los ganglios cervicales afectados y continuando con los campos laterales opuestos hasta llegar a 7000 cGy.

Para tumores T₃ y T₄ en los que se realiza laringetomía total. En el tratamiento postoperatorio el volumen de tratamiento radiante debe incluir ambos lados del cuello, cubriendo todos los ganglios superior e inferior. Se usan campos laterales opuestos con buena cobertura del estoma. Cuando hay invasión subglótica extensa es necesario irradiar ganglios pretraqueales y mediastino usando campos anterior- posterior. La dosis usual es de 4500 a 4600 cGy con fracciones de 180 a 200 cGy, pudiéndose incrementar a 6000-6600 cGy a las áreas de mayor riesgo como el estoma, tejidos blandos o zonas ganglionares. Es necesario excluir la médula espinal.

Los pacientes se tratan con una máscara inmovilizadora para garantizar la reproducibilidad del tratamiento.



Fig 1.11. Tratamiento de Cáncer de Cabeza y cuello con máscara inmovilizadora

1.2. Cáncer de Supraglotis

Región muy rica en linfáticos y con frecuencia los tumores tienen metástasis regionales en el momento del diagnóstico inicial (55%). Suele tener diagnóstico tardío dada la escasa sintomatología.

Las lesiones T₁ y T₂ pueden ser tratadas con iguales resultados con laringotomía supraglótica y radioterapia, siendo esta modalidad preferida dada la dificultad de adaptación de algunos pacientes a la laringotomía supraglótica y la posibilidad de ir a un rescate quirúrgico en caso de falla de la radioterapia. Las lesiones T₃ y T₄ se tratan con radioterapia o con tratamiento combinado radioquimioterapia.

1.2.1. Radioterapia

Se utilizan fotones producidos con potencial acelerador de 4 – 6 MV los campos de tratamiento cubren toda la laringe y el drenaje ganglionar yugular superior, medio e inferior. Pueden utilizarse campos laterales opuestos y campo anterior directo para el tratamiento del cuello inferior, con unión de los campos lo más bajo posible para no bloquear estructuras laríngeas en el campo anterior. Es necesario colocar un bloque protector a la medula espinal del campo posterior en el tratamiento. Esta es excluida del tratamiento al alcanzar una dosis de 4600 cGy donde posteriormente se colocara el bloque.

Estos campos se tratan hasta 4600 cGy con fracciones de 200cGy diarias, posteriormente se reducen los campos al área del tumor primario hasta alcanzar una dosis de 6600-6800 cGy para los tumores T₁, T₂, N₀ y 7000 cGy en T₃, T₄.

Cuando la radioterapia es posterior a una laringotomía supraglótica la dosis debe ser menor, 5040 cGy, usando fracciones de 180 cGy, para evitar el edema.

1.3. Cáncer Subglótico

Se trata de una localización infrecuente, 1% de los tumores laríngeos. La extensión subglótica de tumores de glotis es más frecuente. Estos tumores pueden extenderse directamente al cartílago cricoides, tráquea, dando metástasis ganglionares a los ganglios inferiores de la cadena yugular y al mediastino superior.

1.3.1. Radioterapia

El campo de tratamiento radiante debe incluir toda la laringe, los ganglios y el mediastino superior. Se puede tratar toda la laringe y los ganglios yugulares superiores y medios a través de campos laterales opuestos y los ganglios cervicales inferiores y mediastino superior por un campo anterior con protección de la línea media y haz central en el borde superior. Se excluye la medula espinal a los 4600 cGy.

Se llevan los campos laterales lo más bajo posible hasta el nivel de las clavículas para evitar proteger ganglios pretraqueales que podrían poseer enfermedad.

Se prefiere en esos casos tratar la laringe y el drenaje ganglionar, incluyendo el mediastino a través de campos anterior y posterior hasta 4600 cGy y continuar por campos laterales excluyendo la medula y cubriendo toda la laringe y la región traqueal.

1.3.1.1. Radioterapia de Intensidad Modulada IMRT

Con el uso de técnicas como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), los médicos pueden ahora atacar a un tumor con más precisión que antes, a la vez que limita la cantidad de radiación que alcanza los tejidos normales adyacentes.

2. Cavity Nasal y Senos Paranasales

La terapéutica tradicional de los senos paranasales ha sido combinación de cirugía y Radioterapia, excepto en tumores inoperables por invasión masiva del cráneo, nasofaringe o senos esfenoidales.

2.1. Cirugía

En los tumores de los senos maxilares requiere, una maxilectomia radical, incluyendo extirpación del maxilar superior y senos etmoidales, con preservación de la órbita y globo ocular en tumores situados en la parte inferior del antro, si hay invasión orbitaria se requiere extracción de la orbita. En algunos casos en necesario la resección cráneo facial, si existe invasión superior de los senos etmoidales.

En tumores de los senos etmoidales siempre que sea posible se realiza cirugía, que requiere un maxilectomía medial y etmoidectomia en bloque, y en caso de extensión superior a los senos etmoidales o de la lamina cribiforme, se requiere resección craneofacial. En tumores esfenoidales el tratamiento de elección es la radioterapia

Las lesiones de la fosa nasal se dividen en tumores del vestíbulo nasal y de la cavidad nasal. Las lesiones del vestíbulo nasal se manejan al igual que las lesiones en piel con cirugía o radioterapia; en etapas precoces de la enfermedad se prefiere utilizar la irradiación si la cirugía ocasiona un efecto cosmético importante, en lesiones avanzadas T₃ y T₄ el tratamiento de elección es cirugía radical, seguida de Radioterapia postoperatoria.

2.2. Quimioterapia

El papel de la quimioterapia no está bien definido aún, generalmente se usa 5-FU en conjunto con Radioterapia, en otros esquemas se ha usado Bleomicina y Metotrexato seguido con Radioterapia y cirugía, o Cisplatino solo o en combinación con otras drogas como tratamiento neoadyuvante.

El empleo de estos regímenes de quimioterapia ha producido resultados favorables en cuanto a la respuesta al tumor, pudiéndose evitar la cirugía radical en buen número de pacientes con enfermedad localmente avanzada.

2.3. Radioterapia

En lesiones del antro maxilar sin invasión a la órbita la técnica de tratamiento clásica utiliza un campo anterior y lateral, con filtros en cuñas de 45°.

En lesiones que invaden estructura de la orbita no es posible proteger el globo ocular en el lado afecto; en este caso se puede emplear un campo anterior y un campo oblicuo, evitando la irradiación del globo ocular contralateral, utilizando filtros en cuñas de 60°, sin embargo en estos casos al igual que tumores en los senos etmoidales se prefiere usar la técnica de los 3 campos uno anterior y 2 laterales con filtros en cuña cuyo borde anterior está situado a nivel del canto externo ocular, debiendo utilizarse ponderación en el campo anterior ya que gran parte de la dosis se administra a través del mismo.

La dosis en Radioterapia (RT) preoperatoria oscila entre 5000 a 6000 cGy en 5 a 6 semanas, en RT postoperatoria la dosis recomendada es 6000 cGy en 6 semanas y en pacientes con márgenes positivos 6600-6800 cGy de 6 a 7 semanas, debe tenerse siempre en cuenta que la dosis recibida en tallo cerebral y

medula espinal no debe exceder 4600 a 5000 cGy (se puede evitar la irradiación de estas estructuras usando campos laterales).

En lesiones del vestíbulo nasal se pueden tratar con electrones, se pueden emplear esquemas de 5000 cGy en 4 semanas o 6600 a 7000 en 6 a 7 semanas.

En vestíbulo nasal algunos autores utilizan combinación RT externa con electrones hasta una dosis de 300 cGy en 2 semanas, seguida por implante de braquiterapia intersticial de Ir-192 con una dosis de 3000 a 3500 cGy en 3 a 4 días.

En tumores de la cavidad nasal se tratan con una técnica similar a los tumores de senos etmoidales.

En el tratamiento de senos maxilares no se ha recomendado la radiación electiva dada la baja incidencia de metástasis, sin embargo se recomienda la irradiación profiláctica en tumores recurrente o indiferenciados, en lesiones que invaden regiones con drenaje linfático como nasofaringe, orofaringe y cavidad oral, en estos casos se ha sugerido la irradiación electiva del cuello con una dosis de 5000 cGy en 5 semanas.

2.3.1. Radioterapia de intensidad Modulada IMRT

El empleo de IMRT representa una ventaja en el tratamiento de tumores de los senos paranasales y fosa nasal dada la localización particular de estas lesiones y su ubicación en la vecindad de órganos de tolerancia crítica: los ojos, nervios ópticos y cerebro.

a) Delimitación de los volúmenes blanco para RT postoperatoria es:

- El **CTV1** Debe abarcar el tumor residual y áreas adyacentes que puedan estar afectadas por el tumor, el lecho quirúrgico donde exista invasión de tejidos blancos por el tumor o extensión extracapsular de ganglios linfáticos metastásicos cervicales.
- El **CTV2** debe incluir las áreas del cuello que se decida irradiar profilácticamente (tumores T₃, T₄, tumores recurrentes indiferenciados.)

b) Delimitación de los volúmenes blanco para RT radical:

- El **CTV1** Debe abarcar el tumor macroscópico (tumor primario y los ganglios locales metastasicos) y las regiones adyacentes afectadas por el tumor.
- El **CTV2** debe incluir las áreas del cuello irradiadas profilácticamente.

c) Dosis recomendadas:

- En pacientes que reciben RT radical más Quimioterapia (QT) concurrente la dosis recomendada es de 7000 cGy en 35 fracciones al CTV1 y para el CTV2 5600 cGy en 28 fracciones o 5400 cGy en 30 fracciones.
- En pacientes en RT sin QT concomitante las dosis sugeridas han sido para el CTV1 6600 cGy en 30 fracciones y para el CTV2 5400 cGy en 30 fracciones.
- Para evitar daños a la visión las fracciones utilizadas para CTV1 se deben reducir la dosis diaria de 180 a 190 cGy si el CTV1 está próximo a los nervios ópticos o el quiasma.

- En paciente sometidos a RT postoperatoria la dosis recomendada es al CTV1 es de 6000 cGy en 30 fracciones si los márgenes son negativos y 6300 cGy con fracciones de 210 cGy en caso de márgenes positivos y en el CTV2 5400 cGy con fracciones de 180 cGy.
- La dosis total a nervios ópticos y quiasma debe limitarse a 5400 cGy y en caso de tumor macroscópico en proximidad de la vías ópticas, la dosis máxima es de 6000 cGy con lo cual se espera un 10% de probabilidades de complicaciones, y al tallo cerebral debe restringirse a 5400 cGy.

3. Oído

3.1. Tumores del oído externo

Estas lesiones generalmente se manejan con cirugía, resección del conducto auditivo externo (CAE), del cartílago y/o hueso.

Los tumores pequeños, especialmente en el pabellón auricular, pueden tratarse satisfactoriamente con RT externa con electrones.

La cirugía es usualmente la opción cuando existe compromiso del cartílago o hay extensión hacia el CAE. Cuando el tumor involucra el CAE y la concha adyacente, pero no afecta el oído medio ni la mastoides, se trata comúnmente con resección parcial del hueso temporal. En todos los casos se indica RT postoperatoria.

3.2. Tumores del oído medio y del hueso temporal

Los procedimientos quirúrgicos a utilizar dependen de la extensión local de la lesión y varían desde una resección subtotal del hueso temporal hasta la resección total del mismo.

En tumores con extensión a la parótida, la mandíbula o el cuello, se debe indicar parotodectomía, mandibulectomía o disección cervical. La RT postoperatoria está indicada en todos los casos y tumores inoperables se utiliza como tratamiento único.

3.3. Radioterapia

Los tumores que afectan al pabellón se deben tratar de forma similar a los tumores de la piel, con esquemas de RT prolongados de 7000 cGy en 6_{1/2} a 7 semanas.

Las lesiones más extensas del CAE se tratan con RT como modalidad única o combinada con cirugía.

Los campos deben abarcar todo el oído y el hueso temporal con un margen de 3 cm, el volumen tratado debe incluir los ganglios linfáticos ipsilaterales (preauriculares, postauriculares y subgástricos). La técnica utilizada es la de campos oblicuos con filtro de cuña o preferiblemente técnica de haz mixto.

Inicialmente se tratan campos iniciales amplios hasta una dosis de 4500 a 5000 cGy, en 4_{1/2} – 5 semanas y posteriormente se reducen hasta llegar a una dosis total de 6000 a 6500 cGy en caso RT postoperatoria o de 7000 cGy en caso de RT radical con fracciones diarias de 180 a 200 cGy.

En el tratamiento radiante es importante tener en cuenta la tolerancia de estructuras normales críticas:

- Lóbulo temporal 6000 cGy
- Quiasma óptico 5400 cGy
- Médula espinal 4500 cGy
- Tallo cerebral 5400 cGy

4. Nasofaringe

4.1. Cirugía

El papel de la cirugía se encuentra limitado en el carcinoma de la nasofaringe, ya que localización anatómica de la lesión no permite la extirpación quirúrgica radical.

El vaciamiento del cuello en general se reserva en casos de recidivas ganglionares después de la RT cuando el primario este controlado.

Se ha sugerido tratamiento quirúrgico en casos con masas cervicales voluminosas, de acuerdo a la experiencia ya que la combinación de dosis moderada de radiación con cirugía produce menos fibrosis cervical que las dosis altas de RT.

En algunos casos se ha usado la cirugía como tratamiento de rescate para recidivas del tumor primario. La RT es la principal opción para tumores de Nasofaringe.

4.2. Quimioterapia

Inicialmente, se suministraba a pacientes con recaídas después del tratamiento radiante con fines paliativos.

El mayor potencial de esta modalidad como aplicación terapéutica adyuvante al tratamiento radiante (Cisplatino, 5FU) encontrando resultados alentadores con altas tasas de respuesta y disminución en las recurrencias loco-regionales y mejorías en la sobrevida.

4.3. Radioterapia

Los campos de tratamiento deben incluir el primario y todas las áreas adyacentes de posible diseminación; además de ambos lados del cuello también en estadios precoces.

En general, la irradiación se realiza con campos laterales opuestos que abarcan la nasofaringe, la base del cráneo y las porciones adyacentes a la cavidad nasal y senos paranasales, la orofaringe y el cuello superior. El cuello inferior se trata con un campo anterior con protección de línea media para evitar la superposición de campos a nivel de la médula espinal.

El tratamiento se realiza con estos campos hasta una dosis de 4500 cGy con fracciones diarias de 180 cGy.

En pacientes con ganglios palpables se prefiere usar campos anterior-posterior y posterior- anterior AP-PA y una vez alcanzada la dosis ya señalada, los campos se reducen para tratar la nasofaringe excluyendo la médula espinal.

Se usan campos laterales opuestos y se lleva la dosis hasta 6500 – 7000 cGy en las lesiones T₁ y T₂ y 7000 cGy en T₃ y T₄ . Algunos autores emplean campos laterales y uno anterior para el tratamiento de esta patología. La irradiación se administra con fotones producidos con potencial acelerador de 6 y 18 MV.

4.3.1. Radioterapia de Intensidad Modulada IMRT

Los volúmenes definidos para esta modalidad de tratamiento son los siguientes:

- **CTV1:** incluye el tumor macroscópico en nasofaringe y regiones ganglionares afectadas
- **CTV2:** regiones ganglionares adyacentes en un espacio de 2-3cm alrededor de las áreas ganglionares del CTV1
- **CTV3:** el resto de las áreas ganglionares ipsilaterales y contralaterales.

Dosis recomendadas:

- Pacientes sometidos a Radioquimioterapia
 - Al CTV1 7000 cGy en 35 fracciones
 - Al CTV2 6300 cGy en 35 fracciones
 - Al CTV3 5400 cGy en 30 fracciones

- Pacientes sometidos a RT sola
 - Al CTV1 6660 cGy en 37 fracciones
 - Al CTV2 5940 cGy en 33 fracciones
 - Al CTV3 5400 cGy en 30 fracciones

5. Cavity Oral

En tumores de cavity oral las dos armas fundamentales son: cirugía y Radioterapia.

La selección del tratamiento va depender de la ubicación de la lesión y del estadio de la enfermedad, teniendo en cuenta los resultados cosméticos y funcionales del mismo.

En lesiones con estadio precoz I y II por lo general son curables con cirugía o RT. En estadio avanzados III y IV en particular cuando la lesión primaria es voluminosa, infiltra en profundidad o es necrótica, hay invasión ósea o muscular profunda, invasión de los tejidos blandos del cuello, metástasis ganglionares o ante la presencia de enfermedad residual posterior a la cirugía el empleo de tratamiento combinado permite mejorar el control local de la enfermedad.

En tumores localmente avanzados se ha empleado la QT como tratamiento concurrente a la RT primaria o postoperatoria, empleando regímenes a base de cisplatino y más recientemente con taxanos.

La extensión del tratamiento quirúrgico depende del estadio de la lesión, la resección debe abarcar la enfermedad macroscópica y microscópica. De acuerdo a la probabilidad de metástasis ganglionares en pacientes N₀, se considera la

realización de disección electiva del cuello. Ante la presencia de metástasis ganglionares el tratamiento de elección es la disección del cuello, seguida de RT postoperatoria.

5.1. Radioterapia

Generalmente se emplean campos laterales opuestos, el paciente debe inmovilizarse con el uso de una máscara de material termoplástico.

En tumores de la lengua y piso de la boca se utiliza un compresor lingual para evitar la irradiación de la porción superior de la cavidad oral.

En la técnica de tratamiento convencional se utilizan campos laterales opuestos que abarquen la lesión y el cuello superior, administrando por medio de estos una dosis de 4500 a 4600 cGy con fracciones de 180 a 200 cGy diarias.

Posteriormente se excluye la medula espinal y se continúa con campos laterales opuestos de acuerdo a la localización de la lesión, se alcanza una dosis de 6000 cGy en caso de RT postoperatoria o 6500 a 7000 cGy a nivel de primario y metástasis ganglionares en caso de RT radical.

El cuello posterior una vez alcanzada la dosis de 4500-4600 cGy se trata por medio de electrones de 9 MeV.

El cuello inferior se trata con campo anterior único con bloque de protección a línea media, para evitar la superposición de los campos a nivel de la médula espinal. Este campo se trata a la profundidad de dosis máxima hasta una dosis de 5000 cGy, utilizando fracciones de 180 a 200 cGy diarias.

En caso de que existan metástasis ganglionares en el cuello inferior, debe tratarse esta región por medio de campos anterior y posterior con protección a

línea media. en estos casos, se reducirán los campos a 5000 cGy para alcanzar una dosis total de 6500 a 7000 cGy en las áreas de adenopatías metastásicas.

5.2.1. Radioterapia de Intensidad Modulada IMRT

- a) Delimitación de volúmenes para el tratamiento con esta técnica:
- **CTV1:** incluye el tumor macroscópico primario y regiones ganglionares afectadas.
 - **CVT2:** Incluye ganglios ipsilaterales adyacentes.
 - **CTV3:** Incluye el resto de áreas ganglionares no afectadas.
- b) Dosis recomendadas cuando se utiliza QT concomitante:
- 7000 cGy en 35 fracciones al CTV1
 - 6300 en 35 fracciones al CVT2
 - 5600 cGy en 35 fracciones al CTV3
- c) Cuando no se utiliza QT concomitante las dosis recomendadas son:
- 6600 cGy en 30 fracciones al CTV1
 - 6000 en 30 fracciones al CVT2
 - 5400 cGy en 30 fracciones al CTV3

6. Orofaringe

Los tumores precoces suelen tratarse con cirugía o RT, ya que ambas modalidades producen resultados similares, en general se prefiere el tratamiento radiante en vista de los resultados funcionales y cosméticos.

En enfermedad localmente avanzada, tradicionalmente se ha combinado con la resección quirúrgica seguida de RT postoperatoria sin embargo esta modalidad se ha visto modificada los últimos años debido al desarrollo de esquemas de tratamiento combinado con RT y QT.

6.1. Radioterapia

En general se utilizan dos campos laterales opuestos para cubrir el primario y el cuello superior y un campo anterior para cubrir el cuello inferior, este último debe coincidir con el borde inferior de los campos laterales protegiendo la línea media para evitar superposición a nivel de la médula espinal.

Los pacientes se tratan en posición supina, debiendo construirse una máscara de material termoplástico para la inmovilización. Es igualmente de utilidad emplear un dispositivo para inmovilizar los hombros del paciente en sentido inferior en lesiones extensas que invaden la laringe o hipofaringe, de manera de excluir los hombros de los campos laterales.

Generalmente se utiliza un dispositivo infraoral para deprimir la lengua, el cual debe colocarse en la posición más posterior posible para facilitar la inmovilización y reducir la exposición de tejidos normales. En los tumores de base de la lengua este dispositivo permite mantener el tumor primario dentro del campo de tratamiento, y en los tumores de paladar blando permite excluir la porción de la lengua de los campos de irradiación.

Usualmente se usan fotones de 4 a 6 MV, por medio de los campos laterales opuestos se administra una dosis de 4500-4600 cGy utilizando fracciones diarias de 180 a 200 cGy.

Posteriormente se debe excluir la médula espinal (incluyendo los ganglios retrofaríngeos) y continuar con campos laterales reducidos al primario y regiones cervicales anteriores hasta 5040 a 5600 cGy.

Luego se realiza una segunda reducción de los campos para incluir el primario hasta una dosis de 6500 a 7200 cGy dependiendo del estadio del tumor primario, utilizando dosis más elevadas en estadios más avanzados. El tratamiento de la región posterior del cuello se realiza con electrones, usualmente, de 9 MeV hasta una dosis de 5040.

Las adenopatías metastásicas cervicales reciben una dosis adicional de acuerdo al tamaño, 6600 en N₁ y 7000-7200 en N₂-N₃.

Las áreas ganglionares afectadas pueden incluirse en los campos reducidos al primario excluyendo la médula espinal o en caso de estar situadas en regiones cervicales posteriores se tratan con campos directos con electrones. El campo anterior del cuello se trata hasta 5040 cGy con fracciones de 180-200 cGy.

En caso de existir adenopatías metastásicas en el cuello inferior se deben emplear campos opuestos anterior y posterior con bloque a línea media hasta 5040 cGy y posteriormente se administra una dosis adicional al área de la enfermedad macroscópica como se señaló anteriormente.

En tumores localmente avanzados T₃-T₄, con metástasis cervicales o ante la presencia de márgenes quirúrgicos estrechos o positivos, la RT postoperatoria es de utilidad para reducir las recurrencias y mejorar la sobrevida.

La técnica es similar a la descrita para la RT radical, usualmente la dosis suministrada es de 4500-4600 cGy con fracciones de 180-200cGy al cuello incluyendo el lecho tumoral, posteriormente se reducen los campos con la técnica antes señalada para alcanzar una dosis de 5600 cGy a nivel del lecho quirúrgico, con una segunda reducción de los campos a las áreas de mayor riesgo hasta

6000 cGy. En caso de márgenes positivos o infiltración extracapsular de las metástasis ganglionares se debe alcanzar una dosis de 6600 cGy.

6.1.1. Radioterapia de Intensidad Modulada IMRT

a) En estudios realizados se sugirieron los siguientes volúmenes de tratamiento:

- **CTV1:** Abarca la enfermedad macroscópica a nivel del primario y en regiones ganglionares con márgenes de 5-20 mm, según criterios clínicos y radiológicos.
- **CTV2:** Incluye las regiones adyacentes al CTV1.
- **CTV3:** El resto del cuello tratado profilácticamente.

b) Las dosis recomendadas son:

- 7000 cGy en 35 fracciones de 200 cGy cada una para el CTV1.
- 6300 cGy en 35 fracciones de 180 cGy por día al CTV2.

7. Hipofaringe

La modalidad terapéutica depende del estadio y del sitio. Los tumores poco frecuentes en estadio T₁ y T₂ de localización superior suelen tratarse con RT o con cirugía.

Para los casos más comunes T₃ y T₄ tradicionalmente es usado el tratamiento radio-quirúrgico combinado, con RT postoperatoria. En la actualidad, en el tratamiento se trata de preservar la faringe y la laringe.

La quimioterapia se ha usado en forma neoadyuvante y recientemente la tendencia es usarla concurrentemente

7.1. Radioterapia

El volumen del tratamiento comprende la lesión primaria y los ganglios cervicales, aunque no haya ganglios clínicamente presentes, ya que la enfermedad oculta ganglionar puede ser hasta de un 50%.

La dosis en la lesión primaria de 70 a 74 Gy. Las metástasis ganglionares generalmente son voluminosas, requiriendo dosis altas, hasta 45 a 46 Gy, incluyéndolas en el mismo volumen de la lesión primaria; a partir de esta dosis se reduce el volumen de tratamiento para excluir la médula espinal, algunas de ellas quedarán por fuera del volumen reducido y habrá que completar la dosis a las mismas usando haz de electrones, la dosis total requerida puede ser de 68 a 70 Gy.

La necesidad de incluir ganglios retrofaríngeos obliga a ser cuidadoso con la exclusión de la médula espinal, ya que puede ser necesario llegar a dosis superiores de la tolerancia medular. La técnica de tratamiento más utilizada es la de campos laterales opuestos con reducciones sucesivas.

El fraccionamiento convencional es de 200 cGy en pacientes tratados postoperatoriamente y cuando se usa QT concomitante se utilizan fracciones diarias de 180 cGy.

Otros prefieren la técnica de dos campos laterales opuestos y un campo anterior para el tratamiento de los ganglios inferiores del cuello, sin embargo esta técnica no se recomienda ya que el campo anterior lleva protección a línea media y en tumores del ápex el límite inferior de los campos laterales debe ir hasta 2 cm por debajo del borde inferior del cricoides, lo que conlleva a que la unión con el campo anterior sea muy inferior, igualmente puede haber dificultad para la inclusión del estoma en caso de RT postoperatoria e inclusión de ganglios para y pretraqueales.

8. Glándulas Salivares

La resección quirúrgica es la principal opción terapéutica en tumores malignos operables de glándulas salivales.

En las lesiones de la parótida, se indica parotidectomía total, sin embargo la parotidectomía superficial puede ser un tratamiento adecuado en tumores pequeños, en estadio precoz y en lesiones de bajo grado confinadas al lóbulo superficial.

Las decisiones terapéuticas, en cuanto al tratamiento deben tener en cuenta el estadio de la enfermedad, histología, grado y estatus ganglionar.

En la mayoría de pacientes con ganglios negativos e histología de alto grado, o primario en estadios T₃-T₄ se debe practicar una disección electiva del cuello.

8.1. Radioterapia

La técnica más utilizada la de un par de campos y la del haz de radiación combinada. Ambas técnicas minimizan la dosis a la glándula paratiroidea contralateral y la médula espinal permitiendo la irradiación del cuello ipsilateral.

En la técnica del par de campos con filtros en cuña, el tratamiento se administra por vía de campos tangenciales superior e inferior oblicuos o campos tangenciales antero-posterior (OAP) y postero-anterior (OPA).

En la técnica de haz combinado, se utiliza un campo lateral único con fotones y electrones, usualmente en una relación 1:1 a 1:4, fotones a electrones evitando dar dosis mayores a 3000 cGy a la parótida contralateral.

La energía de electrones normalmente utilizadas oscilan de 10 a 16 MeV. La Radioterapia Conformada en 3D RTC3D se utilizado con mayor frecuencia en tumores de glándulas salivares al igual que otros tumores de cabeza y cuello, dada la mayor precisión en la administración del tratamiento.

Cualquiera que sea la técnica empleada en RT los campos de tratamiento debe abarcar las áreas anatómicas a riesgo donde exista enfermedad microscópica.

9. Tiroides

La cirugía es la modalidad terapéutica dominante, excepto es tumores anaplásicos. La terapia adyuvante con ^{131}I , mejora el control local en la mayoría de los casos de carcinoma papilar y folicular en estadio precoz, después del tratamiento precoz.

La terapia Radio-Iodo también puede ser efectiva para controlar la enfermedad metastásica en el cáncer bien diferenciado de tiroides.

La RT externa y la QT son usadas raramente en la mayoría de los tumores bien diferenciados, pero se utilizan con frecuencia en enfermedad irresecables o en los tumores anaplásicos

9.1. Cirugía

El tratamiento primario de neoplasias de tiroides ha sido la resección parcial o completa de la glándula. La cirugía de tiroides es complicada debida a la rica vascularización y a la proximidad a las estructuras críticas.

Después de la tiroidectomía los pacientes son tratados de rutina con suspensión hormonal con Tiroxina para disminuir los niveles TSH y suprimir la actividad del tejido tiroideo.

Existe controversia en cuanto la extensión de la resección quirúrgica, algunos cirujanos recomiendan tiroidectomías totales en todos los casos otros sostienen procedimientos menos radicales.

9.2. Radioterapia

9.2.1. Tumores bien diferenciados

La experiencia con RT en esta clase de tumores es limitada, la mayoría de los datos se han obtenido en el tratamiento de la enfermedad irresecable no controlada por iodo radiactivo.

9.2.1.1. Técnica de tratamiento:

Por lo general se emplean campos de tratamiento anterior y posterior que abarquen el cuello y el mediastino superior, administrando dosis de 4500-4600 cGy con fracciones diarias de 180 a 200 cGy y posteriormente campos oblicuos reducidos al tumor macroscópico o a las áreas de riesgo de afectación tumoral se excluye la médula espinal y se continúa el tratamiento hasta 5600-6000 cGy con el mismo fraccionamiento

Otra alternativa sería la utilización de un campo oblicuo para excluir la médula espinal y un campo anterior desde el principio del tratamiento. Estos campos se reducen igualmente al alcanzar 4500-4600 cGy.

9.2.2. Tumores poco diferenciados

En pacientes con cáncer anaplásico de tiroides el tratamiento común es la combinación RT y QT, ya que el tumor primario no responde al ^{131}I . Se han empleado diversas dosis de RT con fraccionamiento convencional o esquemas de hiperfraccionamiento.

Los campos de tratamiento recomendados incluyen todo el cuello hasta la apófisis mastoides, regiones supra e infraclaviculares y mediastino superior. El agente quimioterápico más activo en este caso ha sido la Doxorubicina ha mostrado cierta utilidad para lograr control local de la enfermedad

9.2.3. Radioterapia de Intensidad Modulada IMRT

La IMRT tiene la ventaja que permite la cobertura adecuada del volumen tumoral con disminución de la dosis en la médula espinal, ganglios cervicales del nivel II y las parótidas para evitar la xerostomía severa.

En la técnica del Hospital MD. Anderson, se recomienda usar los siguientes volúmenes de tratamiento:

- **CTV primario 60:** Incluye el lecho tumoral primario, el volumen inicial de la glándula tiroides, el compartimiento central y los ganglios adyacentes de la porción anterior de las fosas supraclaviculares. La dosis indicada en este volumen es de 6000 cGy en 30 fracciones.
- **CTV Boost:** Es el volumen de alto riesgo de reactivación donde existen márgenes positivos, tumor macroscópico o sitio de recidiva de tumor, a este nivel se recomienda administrar 6000-6600 cGy.
- **CTV ganglios positivos 60:** Es el volumen del CTV ganglionar que comprende los ganglios positivos al examen hispatológico con un margen adicional para incluir las áreas ganglionares adyacentes superiores e inferiores. La dosis recomendada este nivel es de 6000 cGy en 30 fracciones.
- **CTV ganglios negativos 54:** Incluye el volumen ganglionar electivo, abarca las áreas ganglionares más allá del CTV ganglios positivos 60 o las áreas ganglionares cervicales. La dosis prescrita a nivel es de 5400-5600 cGy en 30 fracciones.

- **CTV mediastino:** Incluye los ganglios mediastinales superiores. La dosis prescrita a este nivel es usualmente 5400-5600 cGy en 30 fracciones.

I.VIII. Complicaciones de la radioterapia

Las complicaciones se presentan en general cuando se exceden las dosis de tolerancia de algunos órganos, esto se puede ver en la siguiente tabla:

Órganos	Dosis de Tolerancia	Complicaciones
Nervios ópticos y quiasma	5500 cGy	Ceguera
Retina	4500 cGy	Ceguera
Tallo Cerebral	5000 – 5500 cGy	
Médula Espinal	4500 cGy	Mielitis
Parótidas	2000 – 3000 cGy	Xerostomía
Mandíbula	7000 cGy	Trismus
Lóbulo temporal	6000 cGy	
Cristalino	1200 cGy	cataratas
Gl. Lagrimal	3000 cGy	

Tabla 1.24.Dosis de tolerancia y complicaciones

CAPITULO II

ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS EN RADIOTERAPIA

Uno de los principales objetivos de la física de la radioterapia es calcular la dosis absorbida con la mayor exactitud con el fin de lograr el mejor tratamiento para el paciente.

Para ello son empleados diferentes algoritmos de cálculo especialmente adaptados a las distintas técnicas de tratamientos usadas en radioterapia, entre estas la IMRT donde usualmente se ha empleado el algoritmo basado en haces filiformes Pencil Beam Convolution (PBC), y más recientemente algoritmos basados en convolución/superposición entre ellos Algoritmo Analítico Anisotropico (AAA), los cuales serán detallados más adelante en este capítulo.

II.I. Radioterapia De Intensidad Modulada IMRT

Usualmente en radioterapia se han empleado campos de tratamiento donde la fluencia de partículas es idealmente homogénea, dando un paso más en la complejidad de técnicas en radioterapia surgió la IMRT donde es posible controlar el número de partículas en cada punto del haz de radiación.

En la práctica el haz de radiación se descompone en haces elementales llamados beamlets, habitualmente de un tamaño de $1 \times 1 \text{ cm}^2$. La fluencia dentro de cada beamlet es uniforme, pero el nivel de fluencia es en general distinto para cada beamlet de un campo modulado.

La modulación de intensidad permite variar la fluencia, y por tanto, la dosis dentro de un campo, el interés de esta técnica consiste en que empleando un gran número de campos con fluencia modulada, se pueden obtener distribuciones de dosis que se adapten a la forma del tumor.



Fig. 2.1. Planificación de tratamiento de cabeza y cuello con la técnica de IMRT

Esto no es evidente, y nos introduce en el llamado problema inverso en radioterapia. En general, cuando se emplea la técnica de modulación de intensidad, debido al gran número de grados de libertad o posibilidades de configuración de los campos para irradiar el tumor y proteger los órganos a riesgo, es difícil diseñar manualmente una configuración

La complejidad es mayor cuanto más complicada sea la forma del tumor y mayor sea el número de órganos a riesgo. En principio, cuanto mayor sea el número de campos empleados, mejor será la conformación de la distribución de dosis con el tumor. Sin embargo, en la práctica, utilizar entre siete y nueve campos es suficiente para lograr buenas distribuciones evitando tiempos de tratamiento prolongados.

La modulación de la intensidad es posible gracias al empleo de un colimador multiláminas MLC.



Fig. 2.2. Colimador Multiláminas MLC

II.II. Algoritmo de Convolución de haz Filiforme (Pencil Beam Convolution PBC)

El proceso como el algoritmo PBC realiza el cálculo de distribución de dosis se divide en tres fases:

- **Reconstrucción del haz:** calculo de dosis en un maniquí de agua usando PBC.
- **Modelado del paciente:** Corrección por la geometría de la superficie del paciente, y si es necesario por inhomogeneidades del tejido
- **Cálculos de UM**

El algoritmo PBC necesita datos específicos del haz, para realizar el cálculo de los perfiles de dosis, estos datos deben ser medidos en las condiciones más uniformes como sea posible.

Ítem	Parámetros medidos
Campo Abierto	Curvas de dosis en profundidad (PDD)
	Perfiles para 5 profundidades
	Perfiles Diagonales para el campo más grande a 5 profundidades

Campo con cuña	Curvas de dosis en profundidad (PDD)
	Perfiles para 5 profundidades
	Perfil longitudinal a 1 profundidad
MLC	Factor de trasmisión
Bloques	Factor de trasmisión
	Factor de Bandeja
Compensador	Coeficiente de atenuación lineal
	Factor de Bandeja
Tablas de tasa de dosis	Factores de salida para tamaños de campo seleccionados

Tabla 2.1. Medidas requeridas para el algoritmo PBC

El algoritmo PBC calcula la distribución de dosis con la siguiente precisión:

- Campos de fotones con configuración clínica típica: 2-3%
- Modelos de reconstrucción de haz de fotones $\pm 1\%$ (campos rectangulares), $\pm 2\%$ (Campos irregulares)
- Corrección por oblicuidad dentro de 1-2%.

El cálculo de dosis con el algoritmo PBC se realiza en dos fases principales:

1. Modelo de reconstrucción del haz:

La dosis es primero reconstruida en un medio equivalente-agua. Todos los complementos del campo como bloques, cuñas, MLC y compensadores que modifican la forma del haz y modulan la intensidad son tomados en cuenta.

En esta primera fase, el medio agua-equivalente es tomado usando la geometría DFM (distancia fuente-maniquí).

En principio la dosis podría ser calculada en el volumen entero por PBC, pero esto tomaría mucho tiempo, en consecuencia la convolución es usada para calcular la dosis solo para 5 planos perpendiculares del haz y la dosis para todos los otros puntos del volumen es interpolada.

Una vez ha sido reconstruida la dosis para el medio agua-equivalente en la geometría DFM, esta es trasladada a la geometría DFPC (distancia fuente-piel en eje central del haz), que representa la distancia real del eje central del foco del campo a la piel del paciente. Esta traslación se realiza mediante un método estándar con el factor de Mayneord y la corrección RTA (Relación tejido-aire).

2. Modelado del paciente

Finalmente el modelado del paciente es aplicado al cálculo para dar cuenta la curvatura real de la piel del paciente y la falta de homogeneidad.

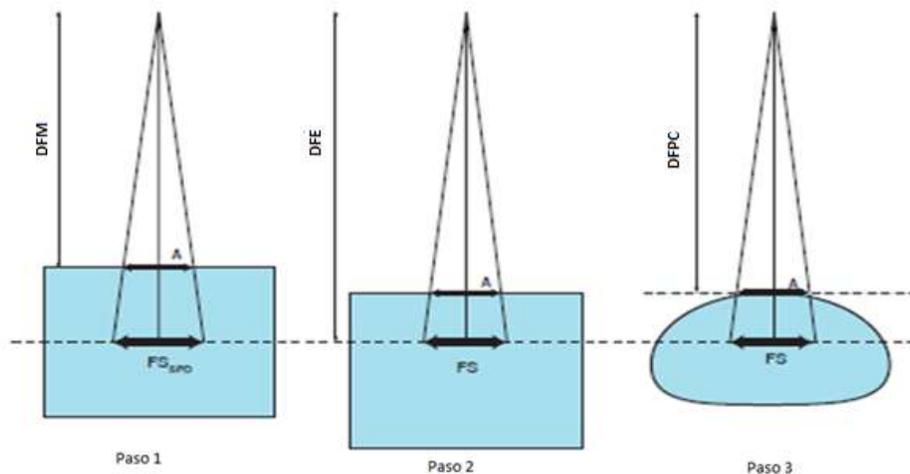


Fig. 2.3. Reconstrucción del haz en PBC

La ecuación básica para el cálculo de dosis D para puntos arbitrarios (x,y,z) y campo F es:

$$D(x, y, z; F) = D_a(z; F) \times P(x, y, z; F) \times C_0 \times C_{inh} \quad \text{Ec.2.1}$$

Donde:

- $D_a(x,y,z;F)$ = Dosis arbitraria en un punto x,y,z para un campo F .
- ⊙ Modelado de reconstrucción del haz:
 - $D_a(z;F)$ = Dosis en profundidad a lo largo del eje del campo efectivo.
 - $P(x,y,z;F)$ = Relación fuera del eje (Off-axis ratio)
- ⊙ Modelado del paciente:
 - C_0 = Factor de corrección por oblicuidad.
 - C_{inh} = Factor de corrección por inhomogeneidades del tejido.

II.II.1. Cálculo de dosis a profundidades estándar

El algoritmo PBC calcula la dosis absorbida en el maniquí de agua mediante la convolución usando la siguiente ecuación:

$$D(x, y, z; F) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(x', y') P_{int}(x', y', z) K(x - x', y - y', z) dx' dy' \quad \text{Ec. 2.2}$$

Donde:

- $K(x, y, z)$ = Kernel de Pencil Beam
- $K(r; z)$ = Kernel de Pencil Beam, tomando en cuenta la simetría de rotación
- $F(x, y)$ = Función de intensidad del campo
- P_{int} = Perfil de intensidad (Fluencia normalizada del haz de fotones primario a una profundidad z)

II.II.2. Calculo de dosis en un punto arbitrario

La ecuación 2.2 es usada para el cálculo de dosis en planos perpendiculares al haz, solo en profundidades estándar.

La dosis en un punto arbitrario localizado entre las profundidades estándar es interpolada a lo largo del haz. Este cálculo involucra:

- La función de intensidad de campo $F(x, y)$

- La posición efectiva del eje y tamaño del cuadrado equivalente del campo.
- La Dosis en profundidad.
- Relación fuera del eje (Off-axis ratio)
- Dosis absorbida.

a. Función de intensidad de campo $F(x,y)$

La función de intensidad de campo $F(x,y)$ describe la forma, bloqueo y modulación de la intensidad en el campo. Esta función toma en cuenta la transmisión a través de los bloques, MLC y las mandíbulas del colimador, como los efectos de modulación de intensidad lograda con compensadores, como MLC dinámico y cuñas dinámicas.

El valor de la intensidad es normalizado de manera que el valor 1 corresponde a un campo completamente abierto, y el valor 0 corresponde a un campo totalmente bloqueado.

Esta función es definida como una matriz de dos dimensiones a la SPD. El campo es proyectado a lo largo del haz en un plano perpendicular al mismo a la SPD y es dividido en una matriz periódica 2D $F(x,y)$ que consta de elementos cuadrados con dimensiones de $0,25 \times 0,25 \text{ cm}^2$.

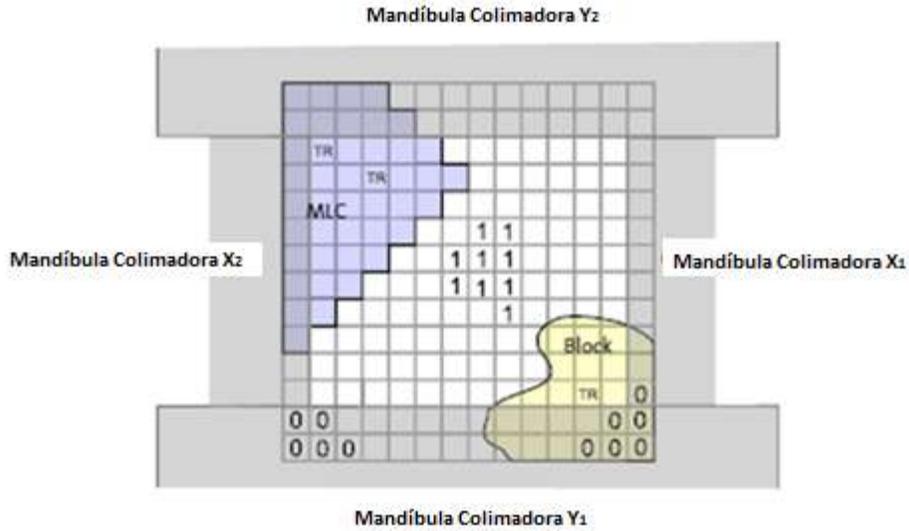


Fig. 2.4. Matriz de Intensidad de Campo

Dependiendo de la localización, cada elemento de la matriz puede mostrar distintos valores dados por:

F(x,y)	Localización en la Matriz
0	Bajo las mandibulas del colimador
1	Parte abierta del haz
Valor de transmisión	Bajo el bloque o el MLC
Valor de modulación de intensidad	Bajo el compensador, fluencia calculada por Optimizador Dosis Volumen o Cuña Dinámica

Tabla 2.2. Valores de los elementos en la matriz

b. Determinación del eje efectivo del campo

El eje efectivo del campo es definido como aquel que cruza el haz en un plano horizontal a una profundidad de 10 cm en el punto donde la dosis alcanza su valor máximo.

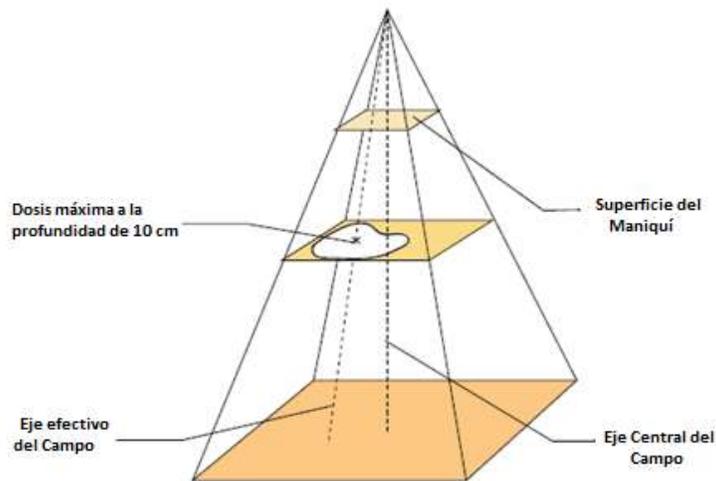


Fig. 2.5. Eje efectivo del campo

El eje efectivo debe estar definido para el cálculo la dosis en profundidad, este se da a lo largo de dicho eje por el producto de la dosis en profundidad con un factor de interpolación.

Se elige una profundidad de 10 cm porque da una mejor aproximación del campo cuadrado equivalente que a menor profundidad.

Primero, la matriz de dosis es calculada a la profundidad $Z_{10} = 10$ cm usando la ecuación 2.2. El cálculo es realizado manteniendo la intensidad del perfil plano, es decir estableciendo $P_{int}=1$.

$$D_{flat} = (x, y, (z_{10}); F) = F \cdot K \quad \text{Ec. 2.3}$$

El eje efectivo del campo serán el grupo de líneas del haz que pasan los puntos (x_c, y_c) , donde la dosis a la profundidad de 10 cm alcanza su valor máximo.

c. Determinación del campo cuadrado equivalente

El campo cuadrado equivalente **A** que corresponde a un campo irregular **F** en cuestión, se determina que es el campo cuadrado cuya dosis a la profundidad de $Z_{10} = 10$ cm en el centro del campo es igual al máximo de dosis.

El campo equivalente cuadrado **A** es determinado usando la ecuación:

$$D_{flat}(x = 0, y = 0, (z_{10}); A) = D_{flat}(x_c, y_c, z_{10}; F) \quad \text{Ec. 2.4}$$

d. Cálculo de dosis en profundidad

La dosis en profundidad de un campo irregular **F** a lo largo del eje efectivo del haz pasando a través de los puntos (x_c, y_c) , es calculado usando la dosis en profundidad para campos equivalente cuadrado A:

$$D_a(z; F) = D_m(z; A) \times C_M(z) \times C_0 \times \frac{PSF(A)}{PSF(XY)} \quad \text{Ec. 2.5}$$

Donde:

- $D_m(z; A)$ = Medidas de dosis en profundidad en campos abiertos para campos equivalente cuadrado A.
- $C_M(z)$ = Factor de interpolación de dosis en profundidad
- $PSF(A)$ = Valor de dispersión del maniquí para el campo equivalente de tamaño A.

- **PSF(XY)**= Valor de dispersión del maniquí para campos abiertos delimitados por aberturas del colimador X x Y

e. Interpolación de la dosis entre dos profundidades estándar

Para poder interpolar la dosis en puntos situados en cualquier lugar entre las profundidades estándar, el factor de interpolación $C_M(\mathbf{z})$ debe ser definido, debido a que el cambio que tiene lugar en la dosis en profundidad como el cambio de profundidad no es lineal. El factor de interpolación $C_M(\mathbf{z}_i)$ es fijado a 5 profundidades estándar, usando la siguiente ecuación:

$$C_M(\mathbf{z}_i) = \frac{D(x_c, y_c, z_i; F)}{D_a(0, 0, z_i; A)} \quad i \in \{1, 2, \dots, 5\} \quad \text{Ec. 2.6}$$

El valor $C_M(\mathbf{z})$ a una profundidad arbitraria z es obtenido por una interpolación lineal de los factores $C_M(\mathbf{z}_i)$.

f. Relación fuera del eje (Off-axis ratio)

La relación fuera del eje se obtiene por la conversión de las matrices de dosis y es calculada usando las cinco profundidades estándar. Las matrices de dosis en los planos a las profundidades estándar son convertidas para la relación fuera del eje:

$$P(x, y, z_i) = \frac{D(x, y, z_i; F)}{D_a(x_c, y_c, z_i; F)} \quad i \in \{1, 2, \dots, 5\} \quad \text{Ec. 2.7}$$

Los valores arbitrarios para z son interpolados linealmente desde $P(x,y,z_i;F)$ a lo largo del haz de abanico.

g. Dosis absorbida

Después de definir la función de intensidad del campo y las matrices de dosis, el eje efectivo del haz y el tamaño de campo cuadrado equivalente, la dosis en profundidad y la relación fuera del eje, la dosis absorbida en un punto arbitrario en un medio equivalente agua es calculado como:

$$D(x, y, z_i; F) = D_a(z, F) \times P(x, y, z; F) \quad \text{Ec. 2.8}$$

Donde:

- $P(x,y,z;F)$ = Calculado por interpolación de $\{P(x,y,z_i;F) \mid i = \{1, \dots, 5\}\}$ a lo largo del haz de abanico

Luego, se realiza el modelado del paciente tomando en cuenta la oblicuidad de la piel y correcciones de inhomogeneidades.

II.II.3. Modificaciones para cálculos a CSSD (Distancia Fuente Piel en el eje Central del haz)

El algoritmo PBC usa la SPD a la cual se tomaron los datos del haz para calcular la dosis en el medio equivalente agua.

Cuando se mueve el cálculo de dosis a la geometría del paciente desde el maniquí de agua, la distancia del foco a la superficie de la piel del paciente utilizada en el cálculo es la CSSD en lugar de la SPD.

En muchos casos la distancia CSSD difiere de la SPD, lo que hace necesario algunos cambios en los cálculos de dosis.

a. Tamaño de campo equivalente a nivel de entrada

El tamaño de campo equivalente cuadrado **A** a nivel de la entrada del mismo (donde el eje central del campo se intercepta con el contorno del cuerpo o el maniquí de agua) es definido para ser el mismo cuando se utiliza la SPD y la CSSD. Así, los tamaños de los campos en el SPD y las geometrías CSSD son relacionados entre sí de la siguiente manera:

$$A = FS \times \frac{CSSD}{SAD} = FS_{SPD} \times \frac{SPD}{SAD} \quad \text{Ec. 2.9}$$

Donde el tamaño del campo **FS** es definido a nivel SAD (Distancia fuente eje).

b. Valores de dosis en profundidad

El valor de dosis en profundidad en un punto de la cuadrícula localizada en el eje central del haz del campo cuadrado equivalente a la CSSD es calculada con:

$$DD(d; F) = D_a(d, F) \times C_{MF}(d) \quad \text{Ec. 2.10}$$

Donde:

- **D** = Profundidad a la que se encuentra el punto de la cuadrícula

- DD = Profundidad de dosis para un campo irregular D en la geometría CSSD
- D_a = Profundidad de dosis para un campo irregular en la geometría SPD
- C_{MF} = Modificación de la curva de dosis en profundidad debido al cambio de SSD

c. Valores de dosis en profundidad

La forma de la curva de dosis en profundidad varia cuando la CSSD difiere de la SPD. Para calcular la dosis en profundidad debe determinarse un factor de corrección. Este factor de corrección para cualquier profundidad con la CSSD es calculado con:

$$CF_{MF}(d) = \left[\frac{T(d,A_2)}{T(d,A_1)} \right] \times \left[\frac{CSSD + d_{max}}{CSSD + d} \right]^2 \times \left[\frac{SPD + d}{SPD + d_{max}} \right]^2 \quad \text{Ec. 2.11}$$

Donde:

$$A_1 = \left[\frac{SPD + d}{SPD} \right] \times A \quad A_2 = \left[\frac{CSSD + d}{CSSD} \right] \times A$$

- $T(d,A)$ = TAR/TMR valor de dosis d para tamaño de campo A que tiene el tamaño de campo cuadrado equivalente A a nivel de la entrada del campo.
- A = Tamaño de campo cuadrado equivalente a nivel de la entrada del campo.
- d = Profundidad de un punto
- d_{max} = Profundidad de dosis máxima

II.II.4. Cálculo de Correcciones por Modelado del Paciente

El modelado del paciente es determinado con la curvatura de la piel e inhomogeneidades del tejido tomada en cuenta cuando se aplica la distribución de dosis calculadas en un material equivalente agua, a la anatomía del paciente. El cálculo de modelado del paciente se realiza con:

$$D(x, y, z; F) = D_a(z; F) \times P(x, y, z; F) \times C_0 \times C_{inh} \quad \text{Ec. 2.12}$$

Donde:

Modelado de reconstrucción del haz:

- $D(x, y, z; F)$ = Dosis arbitraria en punto x,y,z para un campo F
- $D_a(z; F)$ = Profundidad de dosis a lo largo del eje efectivo del campo.
- $P(x, y, z; F)$ = relación fuera del eje

Modelado del paciente:

- C_0 = Factor de corrección por oblicuidad
- C_{inh} = Factor de corrección

1. Factor de corrección por oblicuidad de la piel:

El factor de corrección por oblicuidad toma en cuenta la curvatura en el paciente. Este es calculado a lo largo del haz de abanico divergente entre el punto de cálculo y el punto de enfoque usando la ley de inverso al cuadrado y la relación TAR/ TMR.

Este factor es calculado en un punto de la cuadrícula según:

$$C_o = \left[\frac{CSSD+d_{bc}}{CSSD+d_{fe}} \right] x \left[\frac{T(d_{bc},A_4)}{T(d_{bc},A_3)} \right] \quad \text{Ec. 2.13}$$

Donde:

$$A_4 = \left[\frac{FSSD+d_{bc}}{FSSD} \right] x A \quad A_3 = \left[\frac{CSSD+d_{bc}}{CSSD} \right] x A$$

- $T(d,A)$ = valor TAR/TMR a una profundidad d para un campo A
- d_{bc} = Distancia entre el punto de la cuadrícula y el contorno del cuerpo a lo largo del haz de abanico en el punto de enfoque en la cuadrícula.
- D_{fe} = Distancia a lo largo de las líneas de abanico entre el punto de la cuadrícula y el plano perpendicular al campo en el eje central, donde se intercepta el eje central con el contornó del cuerpo.

2. Factor de corrección por inhomogeneidad

El factor de corrección por inhomogeneidad toma en cuenta las inhomogeneidades en la piel del paciente. Este es calculado usando la ley generalizada de potencia de Batho o el método equivalente TAR (EqTAR). El valor de la dosis calculado en material agua equivalente es multiplicado por factor de corrección de inhomogeneidad.

- **Matriz de densidad electrónica:** El modelo de corrección por inhomogeneidad usa valores de densidad electrónica. En la calibración predeterminada, la dependencia de la densidad electrónica con del agua sobre el número de CT está dada por:

$$\rho^{\omega,e} = 1,0 + 0,001 \times N_{CT} \qquad - 1000 \leq N_{CT} \leq 100$$

Ec. 2.14

$$\rho^{\omega,e} = 1,052 + 0,00048 \times N_{CT} \qquad N_{CT} > 100$$

- **Ley de potencia Batho:** La corrección de la Ley de potencia Batho puede ser calculada usando dos métodos: la Ley generalizada de potencia de Batho y la Ley de potencia modificada de Batho. Las formulas son similares en ambos modelos, sin embargo la relación tejido-aire TAR o la relación Tejido-Máximo (TMR) usada en los cálculos es diferente.
- **Equivalente TAR (Eq TAR):** El factor de corrección EqTAR se compone de la relación de dos TARs. La profundidad y el radio de los TARs se escalan de acuerdo a la densidad electrónica del medio heterogéneo. Un haz de irradiación homogéneo, en un medio no equivalente agua se considera que es equivalente a un haz de irradiación en un medio equivalente agua, cuando la profundidad y el tamaño del campo se escalan de acuerdo a la densidad del medio no equivalente agua. Esta relación es calculada con:

$$CF = \frac{TAR(d',r')_w}{TAR(d,r)_w} \qquad \text{Ec. 2.15}$$

II.II.5. Cálculo de la fluencia del campo

La modulación de la fluencia debida al movimiento del MLC es representada por el optimizador de volumen de dosis DVO en la fluencia real $F_{HA}(x,y)$, esto es representado en una matriz regular 2D de resolución de 0.25 cm a SPD.

Cada elemento representa la modulación del haz relativa al correspondiente campo abierto, donde el valor 0.0 es el campo total bloqueado y 1.0 la contribución del campo abierto.

En el cálculo de dosis final la función de intensidad de un campo irregular $F(x,y)$ es primero multiplicada por la fluencia DVO real $F_{HA}(x,y)$, expresándose como:

$$F'(x,y) = F_{HA}(x,y) \times F(x,y) \quad \text{Ec. 2.17}$$

II.II.I.6. Normalización de la dosis

La normalización de la dosis se realiza con los siguientes pasos:

1. Normalización del campo

La distribución de dosis de cada campo es normalizada de acuerdo al método de normalización del campo, este método incluye la normalización isocéntrica, el peso del campo y la sumatoria de los campos en el plan. El valor predeterminado de peso del campo es el factor 1.

2. Normalización del plan

La distribución de dosis total de un plan único es multiplicado por el factor de normalización (por ej. La dosis mínima al blanco normalizada al 100%)

a. Calculo de normalización del campo

La distribución de dosis de un campo único puede ser normalizada de acuerdo a lo valores definidos por el usuario. El método seleccionado se usa para todos los planes y campos.

a.1. Calculo de valores de dosis en profundidad en la normalización

El punto de normalización del campo siempre se encuentra en el eje central del mismo ($D_{\text{máx}}$ o isocentro), por lo que el método de normalización de campo solo afecta el cálculo de la dosis en profundidad. La dosis en profundidad normalizada en punto arbitrario se calcula con:

$$DD_{NORM}(d) = DD(d; F) \times CF_{INV} \times CF_{ISO} \times CF_{SUM} \quad \text{Ec. 2.18}$$

Donde:

- $DD(d, F)$ = Valor de dosis en profundidad para un campo irregular F
- CF_{ISO} = Factor de normalización del isocentro
- CF_{INV} = Factor de corrección por ley inversa al cuadrado con la distancia
- CF_{SUM} = Factor de suma de campo

a.2. Cálculo de normalización isocéntrica (CF_{iso})

Los campos isocéntricos están normalizados a 100% en el isocentro mediante la dosis no normalizada en el punto del isocentro.

$$CF_{iso} = \frac{100,0}{AX_DOSE} \quad \text{Ec. 2.19}$$

Donde:

- **AX_DOSE**= Dosis en el eje del isocentro

a.3. Calculo del peso de campo y suma isocéntrica

La distribución de dosis de cada campo es multiplicada por el factor de peso del campo, que está predeterminado como 1.0. La suma de campo isocéntrica es usada para normalizar campos isocéntricos cuando un plan contiene un número de campos isocéntricos, el valor de este factor depende del método de normalización.

$$CF_{sum} = \frac{FWGNT}{NUM_ISOC} \quad \text{Ec. 2.20}$$

Donde:

- **FWGHT** = Factor de peso del campo
- **NUM_ISOC** = Número de campos isocéntricos

a.4. Calculo de corrección por ley inverso al cuadrado con la distancia

Los datos del haz son medidos a SPD, y las curvas de dosis en profundidad están normalizadas al 100% del D_{max} . El factor de corrección por la ley de inverso al cuadrado con la distancia para los campos predeterminados para la normalización es calculada como:

$$CF_{inv} = \left[\frac{SSD_z + D_{max}}{CSSD + D_{max}} \right]^2 \quad \text{Ec. 2.21}$$

a.5. Calculo de corrección por ley inverso al cuadrado con la distancia

Los datos del haz son medidos a SPD, y las curvas de dosis en profundidad están normalizadas al 100% del $D_{m\acute{a}x}$. El factor de corrección por la ley de inverso al cuadrado con la distancia para los campos predeterminados para la normalización es calculada como:

$$CF_{inv} = \left[\frac{SSD_z + D_{max}}{CSSD + D_{max}} \right]^2 \quad \text{Ec. 2.22}$$

Donde:

- SSD_s = SPD para una estándar SSD fija y campo isocentrico

II.II.7. Normalización de la distribución total de dosis

La distribución total de dosis puede ser normalizada definiendo el factor de normalización del plan cuando se calcula la dosis en la planificación del tratamiento.

La distribución total de dosis multiplicada por factor de normalización del plan PLAN_FCT viene dada como:

$$PLAN_{FCT(p)} = 100,0/PN_FCT \quad \text{Ec. 2.23}$$

Donde:

- **PN_FCT**= Valor de dosis no normalizada en el punto de normalización del plan

II.II.8. Cálculo del tiempo de tratamiento

El tiempo de tratamiento y las UM se calculan sobre la base de la dosis prescrita (en Gy) y el valor de porcentaje de dosis correspondiente.

El cálculo necesita la tabla de tasa de dosis que consiste en el valor calibrado de las tasas de dosis para el tamaño de campo en el punto de calibración y el factor de salida relativo para diferentes campos rectangulares. El punto de calibración puede estar localizado en la profundidad de dosis máxima o en la profundidad del isocentro.

El cálculo de tiempo de tratamiento produce un valor del tiempo de tratamiento y un valor de la dosis de referencia en Gy. La dosis de referencia es el valor de dosis absoluta de cada campo en el D_{max} .

1. Cálculo de la distribución de dosis y valores de dosis en profundidad:

El valor de la dosis en un punto cualquiera de la cuadrícula es calculado como un producto del valor de dosis en profundidad, el valor fuera del eje, el factor de corrección de la piel, y el factor de corrección por inhomogeneidad (opcional). El valor fuera del eje incluye el efecto de los accesorios del campo. Puesto que los datos del haz son medidos en una geometría estándar, se hacen modificaciones de acuerdo a la geometría del tratamiento.

La distribución de dosis de un solo campo se normaliza en un punto en eje central del campo (D_{max} o el isocentro). Por esto el cálculo de dosis en profundidad y el método de normalización del campo afectan el cálculo de las UM.

El valor normalizado de dosis en profundidad en punto arbitrario se calcula como:

$$DD_{NORM}(d) = DD(d; F) \times CF_{INV} \times CF_{ISO} \times CF_{SUM} \quad \text{Ec. 2.24}$$

Donde:

- $DD(d;F)$ = valor de dosis en profundidad para un campo irregular
- CF_{ISO} = Factor de normalización isocéntrica.
- CF_{INV} = Factor de corrección de ley inverso al cuadrado
- CF_{SUM} = Factor de suma de los campos

2. Cálculo de las UM/tiempo de tratamiento

Estas son calculadas en base a la dosis prescrita, el tiempo de tratamiento incluye el factor de peso del campo, el factor de normalización del plan de dosis, y el campo de normalización.

b.1. Campo de normalización de dosis y dosis de referencia

El cálculo del tiempo de tratamiento y las UM debe incluir los factores de normalización usados en el cálculo de dosis. El campo de dosis normalizado ($DOSE_{NORM}$) corresponde a la dosis (en Gy) en el D_{max} cuando la SSD es usada. El valor de la dosis en el punto de normalización viene dada por:

$$DOSE_{NORM} = \left[\frac{D_{pre}}{\%_{pre}} \right] \times CF_{iso} \times CF_{sum} \times (PLAN_{FCT} \times 100, 0) \quad \text{Ec.2.25}$$

Donde:

- D_{pre} = Dosis prescrita en el plan en el punto de referencia
- $\%_{pre}$ = Punto de referencia de porcentaje
- CF_{ISO} = Factor de corrección por un campo isocentrico
- Cf_{sum} = Factor de suma de campos
- $PLAN_FCT$ = Factor de normalización del plan

La dosis de referencia (La dosis en la profundidad del máximo de dosis para CSSD en Gy) es calculada como:

$$REF_{DOSE} = DOSE_{NORM} \cdot \left[\frac{DIST_{NORM}}{DIST_{MAX}} \right]^2 \quad \text{Ec. 2.26}$$

$$A_5 = \left[\frac{DIST_{MAX}}{SAD} \right] \times A$$

$$A_6 = \left[\frac{DIST_NORM}{SAD} \right] x A$$

Donde:

- DOSE_NORM = Campo de normalización de la dosis
- DIST_NORM = Distancia del campo de normalización en el punto desde el foco $SSD_s + D_{max}$
- TAR_NORM = TAR/TMR valor de normalización del campo en el punto $(T(D_{max}, A_5))$
- TAR_MAX = TAR/TMR valor del punto de la profundidad de dosis máxima $(T(D_{max}, A_6))$

b.2. Tiempo de tratamiento/UM: Es calculada de acuerdo a:

$$TR_{TIME} = DOSE_NORM x \left[\frac{DIST_NORM}{DIST_CALIB} \right]^2 x \left[\frac{TAR_CALIB}{TAR_NORM} \right] x DR \quad \text{Ec. 2.27}$$

Donde:

- DOSE_NORM: Campo de dosis normalizado
- DIST_CALIB = TAR/TMR valor en el punto de calibración
- TAR_NORM= TAR/TMR valor en el punto del campo normalizado
- DR = Tasa de dosis (min/Gy o UM/Gy)

II.III. Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA)

AAA es un algoritmo de superposición/convolución que utiliza por separado el modelado derivado de simulaciones de Monte Carlo para fotones primarios, dispersión de fotones extrafocales y dispersión de electrones de los dispositivos que limitan el haz.

Las formas funcionales de las expresiones físicas fundamentales usadas en AAA reducen significativamente el tiempo de cálculo.

La implementación de AAA se divide en dos fases:

1. Modelado de la fuente del haz de fotones

Permite determinar los parámetros físicos fundamentales requeridos para el cálculo de dosis.

2. Algoritmo de cálculo de dosis

Calcula de deposición de dosis con los parámetros físicos fundamentales. Estos parámetros caracterizan la fluencia de las partículas, el espectro de energía de los fotones y electrones que comprenden el haz clínico.

II.II.1. Modelado del haz de fotones

Se utiliza un modelo del haz de fotones parametrizado utilizando para ello resultados previamente publicados de simulaciones de Monte Carlo, los parámetros tomados en cuenta son todos aquellos necesarios para describir el haz clínico.

- **Fuente primaria**

La fuente primaria es el punto donde se localiza el plano de blanco. Los efectos físicos del tamaño finito de la fuente son modelados por los parámetros del tamaño del punto efectivo del blanco.

- **Fuente secundaria**

Es el plano localizado en la parte inferior del filtro aplanador. Este modela los fotones resultantes de las interacciones en la cabeza del acelerador fuera del blanco (principalmente en el filtro aplanador y colimadores).

- **Contaminación electrónica**

Este describe la dosis depositada en la región de acumulación (build-up) no correspondiente a los componentes de fotones primarios y extrafocales. Esta contaminación es modelada por una curva dependiente de la profundidad que describe la cantidad total de dosis de contaminación de electrones a una determinada profundidad.

- **Dispersión de fotones de la cuña**

Cada punto de la cuña actúa como una fuente auxiliar de dispersión. La intensidad de radiación dispersa de cada punto se asume como proporcional a la cantidad de radiación primaria que golpea ese punto.

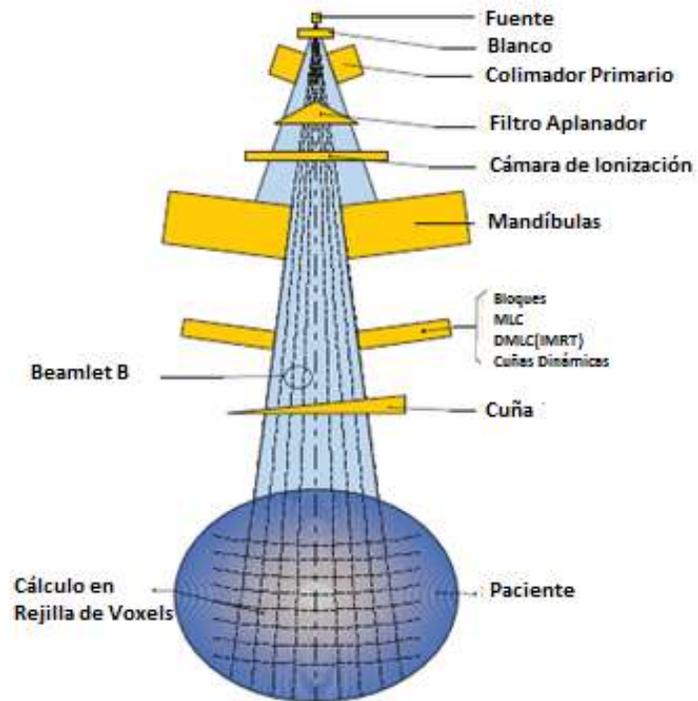


Fig. 2.6. Modelado del haz de fotones

II.II.2. Modelado de la fuente primaria

a. Modelo de espacio de fase:

El haz es modelado usando parámetros físicos que describen el espacio de fase de las partículas que comprenden el haz de tratamiento, esto permite el cálculo de dosis preciso en condiciones diferentes a la de medición. Para un haz específico, con ángulo del gantry fijo, modulados por las mandíbulas y las MLC, el modelado de la fuente genera un espacio de fase que se envía al algoritmo de cálculo de dosis.

El espacio de fase de una fuente primaria consiste en:

- **El espacio de fase primario** es red bidimensional de fluencia de energía y un espectro bidimensional.
- **El espacio de fase no primario** consiste en un red tridimensional de fluencia de energía (un red bidimensional de fluencia de energía que varía con la distancia de la fuente) y un espectro simple.

Para un campo de arco, el modelado de la fuente calcula varios espacio de fase de haces estáticos.

b. Espectro de energía de los fotones

El espectro inicial de energía de los fotones fue determinado por simulaciones de Monte Carlo del espectro de radiación de frenado de los electrones que inciden en el blanco.

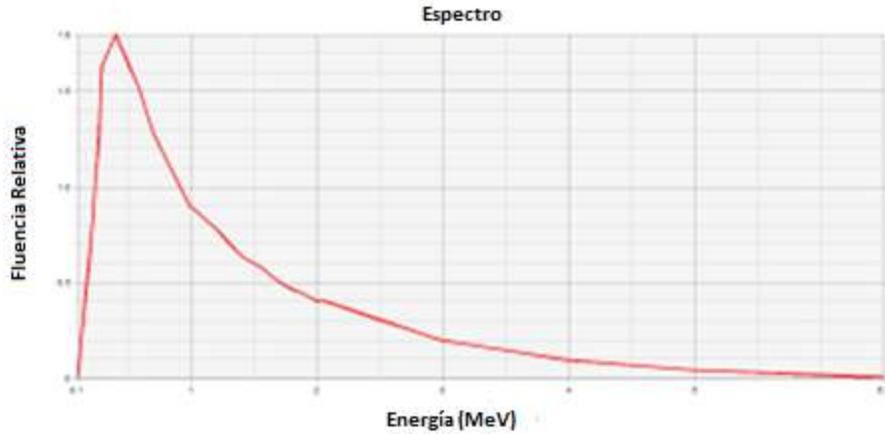


Fig. 2.7. Ejemplo de espectro de energía para un haz de fotones de 6MV

c. Media de la energía

Es un parámetro importante que afecta el espectro de energía usado para el modelado de la fuente como función del radio del haz CAX (Eje Central del haz). Esta curva es usada por el modelado de la fuente para determinar el efecto de endurecimiento del haz del filtro aplanador en el espectro de energía de los fotones.

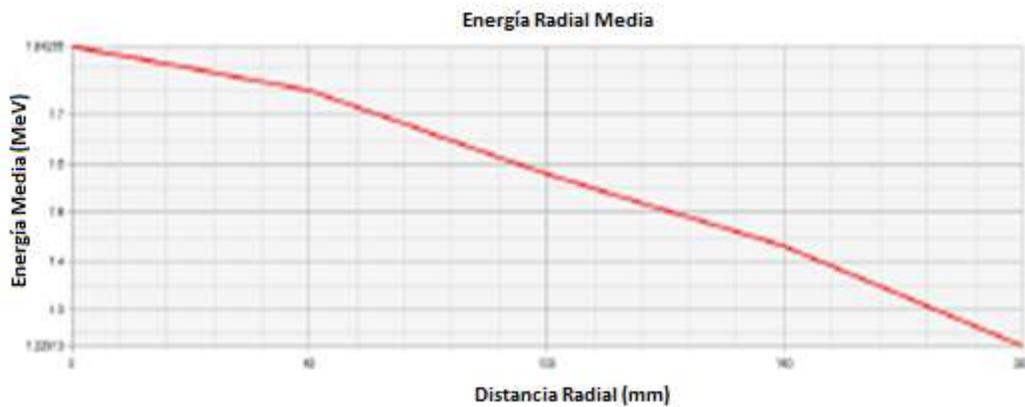


Fig. 2.8. Ejemplo de la media de energía como función de la distancia desde el CAX para un haz de 6MV

d. Perfil de intensidad

La intensidad del haz de fotones varía ligeramente a lo largo del campo de tratamiento. La variación de la fluencia de fotones es modelada con ayuda de un parámetro llamado *Curva de perfil de intensidad*. El perfil de intensidad es calculada como la fluencia de energía de los fotones (número x energía de los fotones) como función a la distancia desde el CAX.

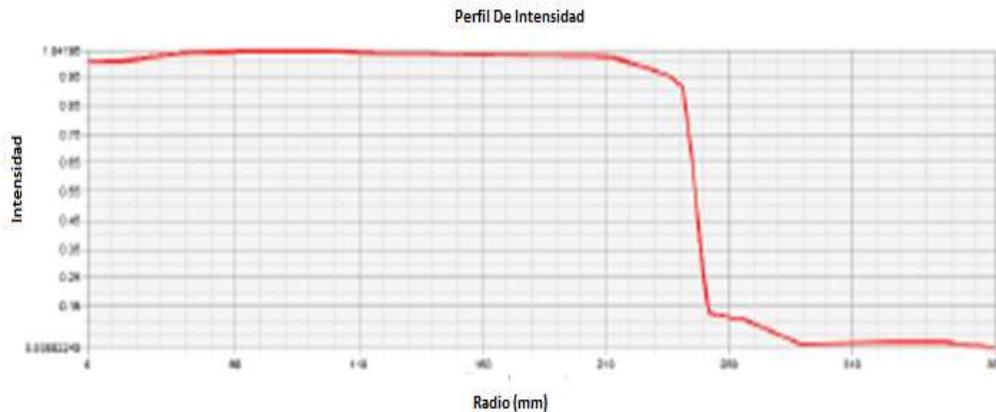


Fig. 2.9. Ejemplo de un perfil de intensidad para un haz de 18MV

II.II.3. Modelado de la fuente secundaria

La radiación extrafocal es modelada usando una fuente secundaria de tamaño finito localizada por debajo de la superficie del filtro aplanador.

La fuente secundaria tiene una distribución de intensidad Gaussiana, esta distribución de fluencia es más ancha que la de la fuente primaria ya que se

encuentra cerca del paciente en los haces elementales y es borrosa cerca de los bordes debido a su tamaño finito.

a. Fluencia de energía de la fuente secundaria

Esta es calculada sumando las contribuciones de cada elemento de la fuente para cada pixel en la matriz de fluencia. Las contribuciones varían dependiendo si el haz golpea las mandíbulas del colimador o las MLC, la contribución es escalada por el peso de cada elemento de la fuente en la Gaussiana, por el inverso al cuadrado con la distancia entre los elementos de la fuente y los planos de destino, y por el coseno del ángulo del rayo.

b. Parámetros de la fuente secundaria

El modelo de la fuente secundaria incluye un espectro cuya energía es escalada para obtener una energía media dada. El peso de la fuente secundaria comparada con la primaria, el ancho de la Gaussiana en el plano de la fuente y la media de energía son parámetros libres que deben ser derivados. Estos parámetros son definidos en las configuración de acuerdo a la geometría de la maquina y no cambian durante el proceso de optimización.

II.II.II.4. Modelado de la contaminación electrónica

La contaminación electrónica es modelada por una curva dependiente de la profundidad que describe la dosis de contaminación electrónica integrada lateralmente a diferentes profundidades.



Fig. 2.10. Ejemplo de una curva de contaminación electrónica

II.II.5. Modelado de los modificadores del haz de tratamiento

La mayoría de los accesorios modificadores del haz afectan solo la fluencia del haz usada en el cálculo de dosis.

Los bloques y MLC empleados tienen un factor de transmisión determinados por el usuario para modelar la radiación transmitida a través de los accesorios.

Los compensadores, cuñas dinámicas y campos de IMRT también modifican la fluencia del haz, los efectos de dispersión son tomados en cuenta en la fuente secundaria.

Los efectos sobre la dosis en profundidad y perfiles son determinados con mediciones en varios tamaños de campos.

II.II.6 Modelo de dispersión del paciente

El modelo de dispersión del paciente se utiliza en la deposición de la dosis dentro del paciente, mientras que los parámetros del espacio de fase dan una descripción del haz de tratamiento hacia arriba del paciente. El haz de tratamiento completo al entrar en el paciente se divide en un número finito de haces elementales (beamlets), cada uno de ellos es modelado usando varios núcleos (kernels) de dispersión monoenergéticos.

Los núcleos de dispersión describen los efectos de dispersión en el maniquí para diferentes calidades de haz.

Un núcleo de dispersión polienergético se construye como una suma ponderada de núcleos de dispersión monoenergéticos.

Durante el cálculo de dosis en 3D estos núcleos se ajustan en función de las densidades reales de los tejidos del paciente determinados a partir de las imágenes de TC.

II.II.7. Haces Elementales

El haz clínico en general se divide en haces elementales β de tamaños finitos. El lado de longitud del haz elemental corresponde a la resolución de cálculo de la cuadrícula en el plano isocéntrico.

El cálculo de dosis es basado en la convolución por encima de la sección transversal del haz elemental separando del haz primario de fotones, fotones extrafocales (fuente secundaria), dispersión de las cuñas y contaminación electrónica del haz primario.

Todas las funciones dependientes de la profundidad usadas en la convolución de haces elementales son calculadas a lo largo de línea central del haz de los haces elementales usando la coordenada Z.

El cálculo de dosis en un punto arbitrario $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ en el paciente es obtenido por la suma de las contribuciones de dosis para todos los haces elementales β del haz amplio en la superposición global final.

II.II.8. Cálculo de Dosis Volumétrica

Para el cálculo de la distribución de dosis volumétrica, el volumen del cuerpo del paciente se divide en una matriz de cálculo de voxeles 3D basada en la rejilla seleccionada para el cálculo.

La geometría de cálculo de la rejilla del voxel es divergente, alineando el sistema de coordenadas con líneas del haz.

Todos los voxeles de cálculo son asociados con la densidad electrónica ρ calculados a partir de las imágenes de TC del paciente de acuerdo a la curva de calibración especificada por el usuario.

a. Modelo de convolución

La distribución de dosis en 3D se calcula a partir de convoluciones separadas para la fuente de fotones primaria, la fuente de fotones secundaria, la fuente de dispersión de la cuña y la fuente de contaminación electrónica. La distribución de dosis final se obtiene por una superposición simple de la contribución de haces elementales.

b. Cálculo de dosis de fotones

La atenuación del haz de fotones se modela con un depósito de energía en función de la densidad $I_{\beta}(\mathbf{z}, \rho)$. La dispersión de fotones se modela con el kernel $K_{\beta}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ que define la dispersión de energía lateral.

Ambas funciones I_{β} y K_{β} son definidas individualmente para cada haz elemental β . Los fotones primarios y extrafocales se calculan de la misma manera con excepción de su composición espectral y tamaño del punto focal.

La convolución de la dosis en AAA se realiza en términos de energía y esta energía es convertida en dosis usando una escala de agua aproximada.

La distribución de energía resultante de un haz elemental arbitrario β debido a una distribución de fotones suficientemente larga es calculada como:

$$E_{\rho, h\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \phi x I_{\beta}(\mathbf{z}, \rho) x K_{\beta}(\mathbf{X}, \mathbf{Y}, \mathbf{Z}) \quad \text{Ec. 2.28}$$

En la convolución, el punto de cálculo $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ es representado por origen relativo $(\mathbf{X}, \mathbf{Y}, \mathbf{Z})$ en el sistema de coordenadas de los haces elementales. La

fluencia de fotones Φ_{β} se asume que es uniforme en una pequeña sección transversal de un haz elemental β .

La deposición de energía $I_{\beta}(\mathbf{z}, \rho)$ denota el área de la integral de la energía depositada dentro de la superficie de la esfera de los haces filiformes a una profundidad \mathbf{z} .

$$I_{\beta}(\mathbf{z}) = \iint h_{\beta}(t, v, \mathbf{z}) dt dv \quad \text{Ec. 2.29}$$

Donde:

- h_{β} = haz filiforme polienergético derivado de simulaciones de Monte Carlo.

La función de deposición de energía $I_{\beta}(\mathbf{z}, \rho)$ toma en cuenta las heterogeneidades del tejido mediante el concepto de extensión radiológica, esto es realizado por el ajuste siguiente:

$$I_{\beta}(\mathbf{z}, \rho) = I_{\beta}(\mathbf{z}') \frac{\rho(0,0,\mathbf{z})}{\rho_{agua}} \quad \text{Ec. 2.30}$$

Donde la profundidad es definida como:

$$\mathbf{z}' = \int_0^{\mathbf{z}} \frac{\rho(0,0,t)}{\rho_{agua}} dt \quad \text{Ec. 2.31}$$

El kernel de dispersión $K_{\beta}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ se compone de una suma ponderada de seis funciones exponenciales como la siguiente ecuación:

$$K_{\beta}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) = \sum_{k=0}^5 C_k(\mathbf{z}') \frac{1}{r} e^{-\mu_e r} \quad \text{Ec. 2.32}$$

En esta última ecuación \mathbf{z}' se usa en lugar de \mathbf{z} para tomar en cuenta los efectos de heterogeneidades entre el punto de cálculo de dosis y el punto de entrada de los haces elementales.

El kernel exponencial se caracteriza por la constante de atenuación μ_k . El factor \mathbf{c}_k define los pesos para los kernels exponenciales y asegura la normalización del kernel de energía total.

Los parámetros $\mathbf{c}_k(\mathbf{z}')$ del kernel de dispersión polienergético $\mathbf{K}_\beta(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ son determinados al hacer el ajuste de mínimos cuadrados de la función

La constante μ_k se elige de manera que $1/\mu_k$ varía entre 1 y 100mm con iguales intervalos logarítmicos

c. Escala de densidad lateral de los kernels de dispersión de fotones

El escalamiento de los haces filiformes individuales se realiza escalando la energía en cada lugar por la densidad media entre el punto de cálculo y el origen de los haces filiformes. Esto se realiza mediante la siguiente ecuación:

$$\mathbf{K}_\beta(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) = \frac{\rho(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})}{\rho_{agua}} \sum_{k=0}^5 \mathbf{C}_k(\mathbf{z}') \frac{1}{r} e^{-\mu_k r_d(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \rho)} \quad \text{Ec. 2.33}$$

Donde:

$$r_d(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \rho) = \int \frac{\rho(\vec{t})}{\rho_{agua}} |\vec{dt}| \frac{z'}{z} \quad \text{Ec. 2.34}$$

- r_d = Distancia radiológica desde el kernel de origen (0,0,z) hasta (x,y,z) a lo largo del rayo que pasa a través de (x,y).

- z'/z = Corrección del radio para el sistema de coordenadas divergentes.

d. Corrección de heterogeneidades del kernel de dispersión de fotones

El uso de las ecuaciones anteriores resulta en cambios en las condiciones de dispersión en los bordes de las heterogeneidades del maniquí, usando el kernel de dispersión en una dirección, este se encarga del cambio gradual de condiciones de dispersión de los bordes de heterogeneidad. Pero ya que esta transformación daría lugar a mover la dosis a mayor profundidad, esto es compensado aplicando una transformación inversa del kernel poli-energético de haces filiformes.

El kernel de dispersión es una dimensión $k_z(\mathbf{z})$ es de forma siguiente:

$$K_z(\mathbf{z}) = \sum_{i=1}^2 C_i \frac{1}{\mu_i} e^{-\mu_i z} \quad \text{Ec. 2.35}$$

La energía de convolución en una dimensión es definida como:

$$E_{p,h,\beta}(x, y, z) = E_{p,h,\beta}(x, y, z) x k_z(\mathbf{z}) \quad \text{Ec. 2.36}$$

En presencia de heterogeneidades, el kernel de convolución es escalado por la densidad electrónica local mostrada:

$$K_z(\mathbf{z}) = \frac{\rho(\mathbf{z})}{\rho_{agua}} \sum_{i=1}^2 C_i \frac{1}{\mu_i} e^{-\mu_i z'} \quad \text{Ec. 2.37}$$

La pre-compensación del kernel de los haces filiformes poli-energéticos se hace de la forma:

$$h'_{\beta}(x, y, z) = h_{\beta}(x, y, z) x inv(k_z(\mathbf{z})) \quad \text{Ec. 2.38}$$

e. Contaminación electrónica

Los fotones del haz primario son contaminados con electrones procedentes principalmente del filtro aplanador, mandíbulas del colimador y el aire. Si se utilizan modificadores del haz estos pueden absorber la mayor parte de electrones del haz abierto, pero los mismos modificadores se convierten en una fuente secundaria contaminante de electrones.

En general la contaminación de electrones depende fuertemente de la energía del haz y del tamaño del campo.

La distribución de energía resultante de un haz elemental β arbitrario debido a la contaminación electrónica es calculada con:

$$E_{cont,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \phi_{cont,\beta} \times I_{cont,\beta} \quad \text{Ec. 2.39}$$

La fluencia de contaminación de electrones es determinada por la convolución de la fluencia de fotones con el kernel de suma Gaussiano.

$$K_{fl,e}(x, y) = \sum_{k=0}^1 C_{cont,k} \frac{1}{2\pi\sigma_{cont,k}^2} \exp\left[-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{cont,k}^2}\right] \quad \text{Ec. 2.40}$$

f. Superposición

La energía absorbida $E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ en un punto arbitrario de cálculo en el paciente es obtenido por una superposición de separadas contribuciones de energía de los fotones primarios (**ph1**), fotones extrafocales (**ph2**) y contaminación electrónica de todos los haces elementales denotado por el índice β :

$$E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \sum_{\beta} (E_{ph1}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{ph2}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{cont,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})) \quad \text{Ec. 2.41}$$

g. Conversión de la dosis

Como paso final la distribución de energía es convertida en dosis. Se asume que las heterogeneidades pueden ser modeladas en una escala de agua. La densidad electrónica se usa para convertir la energía en dosis en lugar de densidad de masa. La dosis final es calculada como:

$$D(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = cE(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) \cdot \frac{\rho_{agua}}{\rho(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})} \quad \text{Ec. 2.42}$$

Donde c se encarga de la conversión de la unidad de J/m^3 a Gy

CAPITULO III

MATERIALES Y MÉTODOS

III.I. Sistema de Planificación Eclipse v10.0

En el servicio de Radioterapia Oncológica La Trinidad del grupo GURVE, ubicado en el Centro Médico Docente La Trinidad, Caracas, se encuentra instalado el sistema de planificación Eclipse v10.0 de la Varian Medical Systems, el mismo se encuentra comisionado para trabajar con el algoritmo de convolución de haz filiforme PBC y algoritmo analítico Anisotrópico AAA.

El sistema de planificación Eclipse incluye una variedad de opciones de cálculo, incluyendo; cálculos puntuales en 2D, cálculos volumétricos 3D, así planificación inversa de IMRT, brinda la posibilidad de obtener valores de dosis dentro del volumen en el cual inciden los campos de tratamiento para diferentes geometrías y accesorios posibles (número de campos, ángulos de incidencia, angulación del colimador, MLC, cuñas, entre otros).

III.II. Acelerador Lineal

En el servicio de Radioterapia Oncológica La Trinidad del grupo GURVE, ubicado en el Centro Médico Docente La Trinidad, se encuentra instalado el acelerador lineal de electrones de uso médico modelo Clinac iX versión Trilogy de la Varian Medical Systems, este es capaz de proporcionar fotones y electrones de alta energía para tratamiento radiante, dispone de dos energías de fotones producidas con potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, y electrones de energía de 4,6,9,15 y 18 MeV.

El equipo dispone de un colimador multiláminas MLC modelo millenium 120, este colimador multiláminas tiene 120 hojas dispuestas en dos carriles colocados uno al frente del otro. En la parte central, se encuentran 40 pares opuestos de láminas que miden 0,5 cm de ancho y 10 cm de largo, las láminas de los extremos miden 1 cm de ancho de manera que el conjunto completo se dispone para adaptarse a la forma del tumor y atenuar el haz de fotones. Para reducir la fuga entre las láminas, cada una de ellas está enlazada con la lámina vecina y su movimiento está controlado por un pequeño motor eléctrico controlado por software.

La tasa de dosis a la cual opera el equipo para todas las energías es de 300 UM/min en el isocentro y la técnica de entrega para los pacientes de IMRT es entrega dinámica.



Fig. 3.1. Acelerador Lineal Clinac iX versión TrilogY

III.III. Arreglo Planar de Cámaras de Ionización

El centro dispone de un arreglo planar de cámaras de ionización marca PTW modelo OCTAVIUS detector 729, este consta de 729 cámaras ionización plano-paralelas con una pared de grafito 0.6g/cm^2 dispuestas en una matriz de 27×27 con una superficie de $27 \text{ cm} \times 27 \text{ cm}$. Cada cámara está llena de aire con una sección transversal de $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ y una altura de 5 mm . La separación de las cámaras es de 5 mm entre las cámaras y entre los centros de las cámaras adyacentes es de 10 mm . El material circundante de la matriz 2D se compone de polimetil-metacrilato (PMMA). El sistema de medición consiste en la matriz de cámaras en sí, que también alberga una parte de los dispositivos electrónicos, la interfaz de matriz, y un tablero de adquisición de datos para el ordenador.

En conjunto con la matriz de cámaras de ionización OCTAVIUS detector 729 se usa el maniquí cilíndrico marca PTW modelo OCTAVIUS 4D, el mismo está

elaborado en poliestireno (densidad física $1,05 \text{ g/cm}^3$, densidad electrónica relativa 1,00), tiene un diámetro de 320 mm y la longitud del cilindro es de 343 mm. Tiene una cavidad central de $30 \times 30 \times 2,2 \text{ cm}^3$ que permite al usuario insertar la matriz de cámaras de ionización en el maniquí. La posición de la cavidad es tal que cuando la matriz 2D es insertada, el plano que pasa por el centro de las cámaras de ionización pasa a través del centro del maniquí.



Fig. 3.2. Maniquí Octavius 4D y Arreglo Planar de Cámaras ionización Octavius detector 729

III.IV. Herramienta de comparación: Índice Gamma (γ)

Una forma intuitiva de comparar dos distribuciones de dosis es realizar una diferencia en valor absoluto de la dosis medida y la calculada por el sistema de planificación (SPT), entonces las regiones con valores mayores a cero indican una diferencia de dosis entre ambas distribuciones de dosis. Así se puede establecer un criterio que indique que bajo cierto umbral se acepte que las distribuciones de dosis son similares en la región examinada.

Con este planteamiento, se presentaría un problema en las regiones de alto gradiente de dosis, donde una pequeña desalineación de las dos distribuciones de dosis causa que muchas regiones no pasen el criterio de aceptación, llevando a una mala interpretación de igualdad entre la dosis medida y la calculada. Por ello, una herramienta muy útil para comparar dos distribuciones de dosis es usar el método desarrollado por Low, *et al.* [3], en el cual se comparan las diferencias de dosis y se adiciona el criterio de distancia de acuerdo (DTA) donde a partir de un punto de referencia específico, se busca localizar en la distribución de dosis evaluada el punto más cercano con el mismo valor de dosis, con esto lo que se pretende es que la diferencia de dosis sea aceptable dentro de una región y no en una coordenada específica, como en el ejemplo anterior.

Si se llama dosis de referencia (D_{ref}) a la calculada por un SPT, y dosis medida (D_{med}) a la que se obtiene con un sistema de medición independiente, entonces el cálculo formal de la función gamma en 2 dimensiones (2D) es un elipsoide formado por dos radios de criterio, un ΔD_M que representa un porcentaje de la dosis máxima, y Δd_M el radio DTA. En general los estándares clínicos toman $\Delta D_M = 3\%$ y $\Delta d_M = 3$ mm. Luego el índice gamma centrado en un punto de medida r_{med} , buscará la menor distancia en los puntos de referencia r_{ref} , de la siguiente forma:

$$\gamma(r_{med}) = \min\{\Gamma(r_{med}, r_{ref})\} \quad \text{Ec. 3.1}$$

$$\gamma(r_{med}, r_{ref}) = \sqrt{\left(\frac{|r_{med} - r_{ref}|}{\Delta d_M}\right)^2 + \left(\frac{D_{med}(r_{med}) - D_{ref}(r_{ref})}{\Delta D_M}\right)^2} \quad \text{Ec. 3.2}$$

Luego, si $\gamma(r_{med}) > 1$ el cálculo falla y si $\gamma(r_{med}) \leq 1$ el cálculo pasa. Se acepta que dos distribuciones de dosis son similares cuando el cociente del número de puntos que pasan el criterio del índice gamma sobre el número total de puntos analizados es mayor al 95 % (en algunos casos se acepta hasta 90%).

El algoritmo que calcula la función gamma para el caso de una matriz de dosis (2D) de coordenadas (i, j) es:

- Calcular el criterio de distancia creando una matriz de tamaño t_x y t_y a partir del tamaño de radio, es decir 3 mm, 5 mm, 7 mm, etc., haciendo una relación de equivalencia entre pixel y mm. Con el centro de la matriz en $tc_x = t_x/2$ y $tc_y = t_y/2$, se calcula la distancia del centro a todos los puntos de la matriz $[k \ l]$ y dividiendo sobre Δd_M haciendo:

$$r(k, l) = \sum_{k=0}^{t_x} \sum_{l=0}^{t_y} \frac{\sqrt{(tc_x-k)^2 + (tc_y-l)^2}}{\Delta d_M} \quad \text{Ec. 3.3}$$

- Calcular las diferencias de dosis entre D_{ref} y D_{med} creando una región de interés específica (ROI) con un tamaño igual que la matriz anterior $[t_x \ t_y]$ en D_{ref} y restarla de un punto $D_{med}(x, y)$, haciendo esto punto a punto por toda la matriz de referencia (de forma similar a la aplicación de un filtro espacial en procesamiento de imágenes), haciendo:

$$D(k, l) = \sum_{k=1}^{t_x} \sum_{l=1}^{t_y} (D_{ref}(k + i, l + j) - D_{med}(x, y)) / \Delta D_M \quad \text{Ec. 3.4}$$

Donde el índice $x = i + tc_x$ e $y = j + tc_y$

- Para realizar la matriz gamma $\gamma(x, y)$ a partir de $D(k, l)$ y $r(k, l)$ se deben calcular de la siguiente forma:

$$\gamma(x, y) = \sum_{i=1}^{T_x-t_x} \sum_{j=1}^{T_y-t_y} \text{minimo}(D(k, l)^2 + r(k, l)^2) \quad \text{Ec. 3.5}$$

III.V. Los pacientes y planificación de los tratamientos

Se tomo una muestra retrospectiva de 50 pacientes tratados de tumores de cabeza y cuello con la técnica de IMRT en el Servicio de Radioterapia Oncológica GURVE la Trinidad, considerando para este estudio planes realizados con fotones producidos por potencial acelerador de 6 MV.

A los pacientes tratados en este centro con tumores de cabeza y cuello se les realiza una tomografía de planificación, donde se emplea una máscara de inmovilización de material termoplástico previamente realizada para el paciente, esta imagen es delimitada por el médico radiólogo en conjunto con el radioterapeuta oncólogo para contornear el tejido tumoral así como los órganos sanos que podrían estar comprometidos en la radioterapia, finalmente el físico médico se encarga de realizar la configuración de los campos de tratamiento a fin de entregar al blanco la dosis prescrita al mismo tiempo que se protegen los órganos sanos.

Se realizaron cincuenta planes de tumores de cabeza y cuello, siete de ellos de amígdalas, veinte de lengua, tres de orofaringe, seis de nasofaringe, uno de hipofaringe, tres de triángulo retromolar, cuatro de laringe y los seis restantes de otros tumores.

Los planes de IMRT fueron calculados para su entrega al paciente con el algoritmo PBC y en idénticas condiciones se volvieron a calcular para el algoritmo AAA sin modificar ninguno de los parámetros ya fijados en el plan previo, incluyendo las optimizaciones.

III.VI. La Comparación de los Planes

Los datos obtenidos a través del sistema de planificación Eclipse v.10.0 como unidades monitor UM, dosis máximas y mínimas al blanco y órganos a riesgo y heterogeneidades de la dosis se usaron para realizar la comparación entre ambos algoritmos de cálculo.

Para la comparación experimental de los planes de tratamiento se uso el arreglo planar de cámaras de ionización PTW OCTAVIUS detector 729, en conjunto con el maniquí OCTAVIUS 4D, la entrega de los planes de tratamiento se llevo cabo en acelerador lineal de electrones Clinac iX versión Trilogy.

La comparación de la distribución de dosis medida con la calculada se realizó mediante el software de comparación VeriSoft 5.1, usando el método de comparación del índice GAMMA considerando una tolerancia de 3% diferencia porcentual de dosis y 3 mm de distancia de acuerdo DTA, y de 5% de puntos de dosis fuera de tolerancia del índice gamma.

CAPITULO IV

RESULTADOS Y ANÁLISIS

IV.I. Comparación de las unidades monitor UM

Se compararon las UM monitor entregadas por cada algoritmo de cálculo en cada uno de los campos de los planes de tratamiento, encontrándose que solo en 14 pacientes que representan el 28% de los casos cambiaban las unidades monitor hasta en un 10%, en estos casos donde variaron las UM tomaron valores menores para AAA en comparación a PBC, se observó que los planes donde ocurrieron estas variaciones de las UM eran aquellos donde el número de campos era 10 o menos, en planes con más de 10 campos las unidades monitor calculadas resultaron idénticas para ambos algoritmos.

IV.II. Comparación de la Dosis

IV.II.1. Histogramas Dosis – Volumen

Se evaluaron los histogramas dosis volumen de cada uno de los planes de tratamiento, comparando la dosis entregada a la mayor parte del volumen tanto para el blanco como órganos a riesgo.

En tabla 4.1 se resumen los resultados encontrados para la dosis entregada al blanco, considerando como blanco al volumen al cual se le entrega la mayor parte de la dosis, los resultados son expresados en porcentaje en relación a la dosis total prescrita en cada caso para ambos algoritmos, así como la diferencia porcentual entre estos.

PACIENTE	DOSIS AL BLANCO (%)		
	PBC	AAA	DIF
1	94,19	91,23	2,95
2	97,13	87,77	9,37
3	109,22	106,05	3,17
4	104,25	101,20	3,05
5	108,13	105,12	3,02
6	105,97	104,35	1,62
7	106,40	103,97	2,43
8	100,56	95,50	5,06
9	105,07	104,20	0,87
10	100,80	98,59	2,21
11	94,77	86,83	7,93
12	100,27	94,32	5,95
13	110,69	108,08	10,69
14	105,28	104,23	1,05
15	105,09	103,61	1,47
16	108,38	96,80	11,58
17	103,70	101,28	2,42
18	105,48	101,97	3,52
19	95,60	94,62	0,98
20	105,35	103,27	2,08
21	100,70	90,53	10,17
22	107,83	105,48	2,35
23	107,83	105,48	2,35
24	104,13	102,55	1,58
25	105,17	104,55	0,62

PACIENTE	DOSIS AL BLANCO (%)		
	PBC	AAA	DIF
26	105,48	101,93	3,55
27	97,53	88,30	9,23
28	105,00	103,43	1,57
29	104,80	102,74	2,06
30	93,83	84,98	8,85
31	106,33	104,75	1,58
32	105,73	103,63	2,10
33	105,18	103,57	1,62
34	106,78	105,47	1,32
35	106,42	104,93	1,48
36	106,72	105,55	1,17
37	103,60	95,82	7,78
38	105,97	105,17	0,80
39	106,18	105,12	1,07
40	106,58	105,67	0,92
41	102,80	93,43	9,37
42	106,38	104,93	1,45
43	104,80	103,47	1,33
44	106,28	104,33	1,95
45	99,78	91,60	8,18
46	108,62	106,50	2,12
47	102,86	101,57	1,30
48	94,73	94,73	0,00
49	107,45	104,42	3,03
50	100,12	89,22	10,90

Tabla 4.1. Dosis recibida por el blanco

En la tabla 4.1 se puede observar que la dosis optimizada para el blanco en AAA fue más homogénea a la estimada por algoritmo PBC, con puntos calientes inferiores a los estimados por PBC, encontrándose diferencias que van desde 1% hasta 12% entre ambos algoritmos.

En cuanto a la dosis recibida por órganos a riesgo (médula espinal, parótida, tallo cerebral, entre otros) se observó que era similar para ambos algoritmos, encontrándose diferencias hasta de 5% entre estos.

En la figura 4.1 se muestra un histograma dosis volumen de un paciente de un carcinoma de lengua para los algoritmos PBC y AAA, las curvas en color rojo y azul representan la dosis recibida por volúmenes blancos y el resto de las curvas representa la dosis recibida por órganos sanos a las cercanías de la lesión.

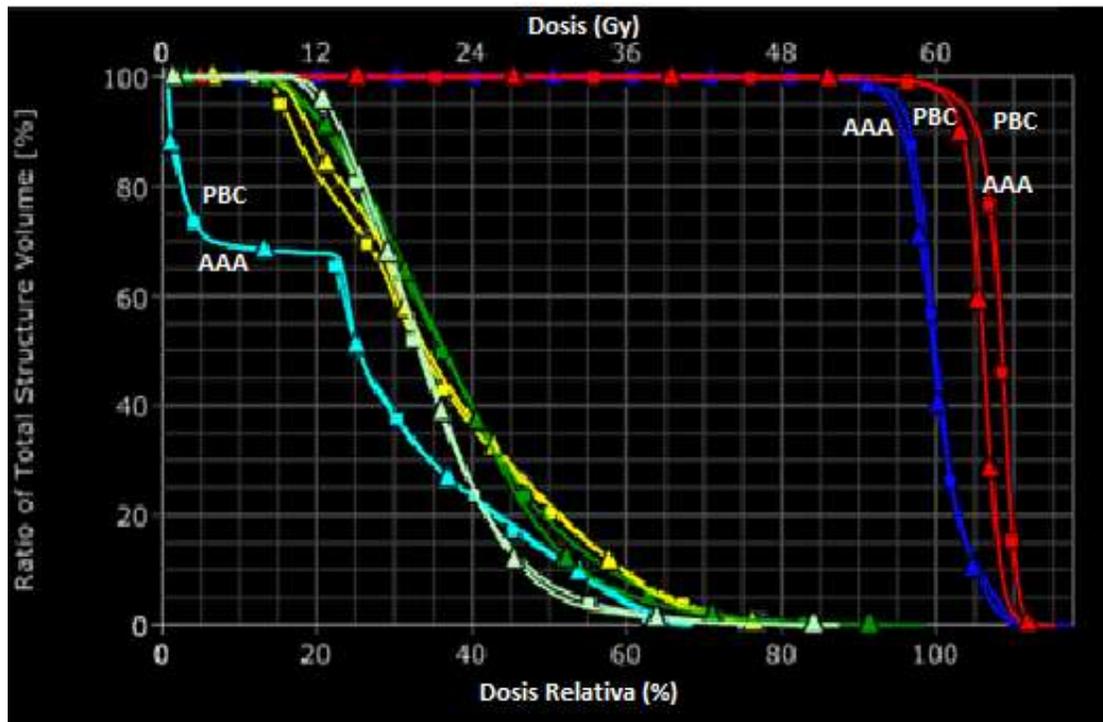


Fig. 4.1 Histograma Dosis-Volumen

En el histograma dosis volumen HDV de la figura 4.1 se puede observar como la dosis calculada por PBC es un poco mayor que la estimada por AAA para los órganos blancos, y en cuanto los órganos a riesgo se puede notar como las curvas se superponen es decir la dosis entregada a todo el volumen es igual para ambos algoritmos en este caso, de manera similar ocurre en el resto de los planes de tratamiento estudiados.

IV.II.2. Dosis Máxima, Mínima y Media

Por otra parte se evaluaron las dosis máximas, mínimas y medias calculadas para el blanco y órganos a riesgo por los algoritmos PBC y AAA, cuyos resultados se resumen en la tabla 4.2, donde se muestran la dosis máxima, mínima y media calculada para el blanco en este caso el CTV y la dosis calculada para una de las estructuras comprometidas en todos los tratamientos de cabeza y cuello como es la médula espinal.

PACIENTE	ESTRUCTURA	DOSIS MÍNIMA			DOSIS MÁXIMA			DOSIS MEDIA		
		PBC	AAA	DIF	PBC	AAA	DIF	PBC	AAA	DIF
1	CTV	64,4	77	12,6	114,8	116,1	1,3	104,3	102,5	1,8
	medula espinal	1,2	1,2	0	86,7	86,3	0,4	40,9	40,6	0,30
2	CTV	88,0	39,7	48,3	103,2	81,3	21,9	99,3	57,0	42,3
	medula espinal	1,9	56,7	54,8	75,4	109,3	33,9	29,5	87,1	57,6
3	CTV	71,9	76,0	4,1	113,5	114,6	1,1	107,5	106,0	1,5
	medula espinal	0	0	0	53,6	50,9	2,7	17,1	16,7	0,4
4	CTV	77,9	75,4	2,5	117,1	117,4	0,3	110,4	108,3	2,1
	medula espinal	29,2	29,0	0,2	67,7	69,4	1,7	42,9	42,1	0,8
5	CTV	103,9	101,8	2,1	114,8	113,9	0,9	108,1	106,9	1,2
	medula espinal	24,0	23,4	0,6	87,4	85,2	2,2	41,1	40,5	0,6
6	CTV	87,4	89,0	1,6	116,7	116,0	0,7	108,9	107,2	1,7

	medula espinal	7,0	6,9	0,1	95,1	85,0	10,1	36,0	35,5	0,5
7	CTV	103,1	100,8	2,3	118,7	118,9	0,2	111,5	109,5	2,0
	medula espinal	9,8	9,1	0,7	75,8	77,6	1,8	42,9	41,8	1,1
8	CTV	76,8	74,5	2,3	110,3	108,8	1,5	104,3	100,2	4,1
	medula espinal	8,3	7,7	0,6	99,9	98,5	1,4	56,8	55,4	1,4
9	CTV	70	71,1	1,1	115,2	115,2	0	108,6	107,6	1
	medula espinal	1,5	1,4	0,1	70,2	71,4	1,2	40,3	40	0,3
10	CTV	62,6	60,4	2,2	102,9	94,6	8,3	93,7	85,5	8,2
	medula espinal	0,5	0,5	0	74,3	68,2	6,1	32,2	29,1	3,1
11	CTV	83,1	79,5	3,6	111,2	105,9	5,3	105,1	100,0	5,1
	medula espinal	0,0	0,1	0,1	72,3	68,2	4,1	13,3	13,1	0,2
12	CTV	81,6	80,7	0,9	117,6	118,8	1,2	106,9	106,6	0,3
	medula espinal	0,6	0,6	0	82,2	85,1	2,9	44,9	44,7	0,2
13	CTV	71,1	75,3	4,2	117,5	115,8	1,7	109,1	108,1	1
	medula espinal	4,2	4,3	0,1	62,2	64,9	2,7	18,6	28,3	9,7
14	CTV	87,9	85,4	2,5	112,5	114,2	1,7	106,1	105,5	0,6
	medula espinal	0,0	0,2	0,2	78,0	78,0	0	24,7	24,5	0,2
15	CTV	77,1	77,8	0,7	112,3	118,4	6,1	104,8	104,0	0,8
	medula espinal	0,3	0,2	0,1	84,7	88,7	4	27,8	27,5	0,3
16	CTV	83,7	83,9	0,2	113,9	117,9	4	107,8	106,3	1,5
	medula espinal	1,1	72,8	71,7	62,7	98,0	35,3	28,9	94,7	65,8
17	CTV	99,4	87,2	12,2	112,1	111,3	0,8	107,6	105,2	2,4
	medula espinal	1,5	23,1	21,6	58,7	60,3	1,6	23,1	23,2	0,1
18	CTV	60,3	59,4	0,9	115,1	121,1	6	107,0	106,5	0,5
	medula espinal	0,3	0,3	0	75,3	74,4	0,9	27,1	26,7	0,4
19	CTV	75,5	73,4	2,1	115,3	117,4	2,1	108,8	107,1	1,7
	medula espinal	38,0	35,7	2,3	77,0	77,9	0,9	58,8	57,5	1,3
20	CTV	88,5	74,4	14,1	107,0	101,1	5,9	102,2	92,5	9,7
	medula espinal	0,6	0,4	0,2	61,1	58,1	3	19,4	17,1	2,3
21	CTV	68,5	70,3	1,8	117,6	121,9	4,3	109,8	108,7	1,1
	medula espinal	8,4	8,3	0,1	65,4	64,8	0,6	33,5	31,8	1,7
22	CTV	88,8	91,9	3,1	114,9	115,3	0,4	109,0	106,3	2,7
	medula espinal	0,7	0,6	0,1	68,7	68,5	0,2	25,6	25,7	0,1
23	CTV	62,2	64,3	2,1	115,9	118,7	2,8	108,2	107,7	0,5
	medula espinal	0,0	0,0	0	75,7	75,4	0,3	16,6	16,3	0,3
24	CTV	101,8	99,8	2	112,7	112,1	0,6	108,5	106,5	2
	medula espinal	4,5	5,0	0,5	74,7	74,9	0,2	30,9	29,4	1,5
25	CTV	66,2	60,2	6	109,5	101,9	7,6	103,7	93,8	9,9

	medula espinal	1,3	1,0	0,3	52,9	48,4	4,5	26,6	23,9	2,7
26	CTV	89,2	89	0,2	110,5	114,4	3,9	102,5	99,4	3,1
	medula espinal	2,2	2,2	0	69,8	66,8	3	29,4	29,1	0,3
27	CTV	62,00	55,20	6,8	112,10	105,10	7	102,80	93,50	9,3
	medula espinal	0,20	0,10	0,1	79,40	73,30	6,1	23,60	21,00	2,6
28	CTV	83,2	86,5	3,3	113,8	119,0	5,2	106,7	106,2	0,5
	medula espinal	34,6	32,0	2,6	73,8	73,2	0,6	48,7	47,1	1,6
29	CTV	87,1	77,4	9,7	105,8	98,9	6,9	97,0	88,5	8,5
	medula espinal	1,0	1,4	0,4	47,7	39,1	8,6	18,1	16,5	1,6
30	CTV	80,5	78,4	2,1	118,5	120,9	2,4	108,3	107,1	1,2
	medula espinal	0,4	0,4	0	75,7	79,2	3,5	27,7	27,5	0,2
31	CTV	89,2	94,3	5,1	118,9	119,6	0,7	110,0	108,1	1,9
	medula espinal	4,4	4,3	0,1	79,9	79,5	0,4	39,0	38,7	0,3
32	CTV	47,5	32,5	15	120,9	125,2	4,3	109,9	108,1	1,8
	medula espinal	2,7	2,5	0,2	89,8	92,4	2,6	44,0	42,9	1,1
33	CTV	69,0	74,2	5,2	117,5	119,2	1,7	109,0	107,0	2
	medula espinal	2,3	2,2	0,1	69,4	70,5	1,1	35,1	34,0	1,1
34	CTV	56,6	65,0	8,4	119,6	122,3	2,7	110,9	109,7	1,2
	medula espinal	1,6	1,2	0,4	78,1	81,5	3,4	25,2	25,0	0,2
35	CTV	78,6	81,7	3,1	115,0	115,5	0,5	107,6	106,3	1,3
	medula espinal	1,4	1,0	0,4	63,7	63,5	0,2	31,9	31,0	0,9
36	CTV	82,2	80,3	1,9	115,3	114,9	0,4	110,8	109,1	1,7
	medula espinal	1,5	1,3	0,2	73,0	70,6	2,4	29,7	28,7	1
37	CTV	67,6	59,0	8,6	109,3	102,6	6,7	102,4	94,4	8
	medula espinal	1,6	1,2	0,4	72,0	64,1	7,9	27,1	24,7	2,4
38	CTV	82,8	79,9	2,9	114,4	117,3	2,9	107,9	107,2	0,7
	medula espinal	0,0	0,0	0	81,3	81,9	0,6	24,7	24,2	0,5
39	CTV	67,4	67,0	0,4	114,5	117,7	3,2	108,9	107,8	1,1
	medula espinal	6,3	6,1	0,2	76,8	76,1	0,7	39,5	39,0	0,5
40	CTV	72,0	82,1	10,1	117,7	121,4	3,7	111,4	110,4	1
	medula espinal	0,7	0,8	0,1	72,9	79,0	6,1	28,5	27,5	1
41	CTV	52,6	44,9	7,7	107,4	103,5	3,9	102,6	94,0	8,6
	medula espinal	0,0	0,0	0	75,3	68,2	7,1	24,1	21,8	2,3
42	CTV	35,7	34,1	1,6	111,7	112,0	0,3	100,0	99,1	0,9
	medula espinal	0,8	0,5	0,3	57,7	57,5	0,2	22,5	21,9	0,6
43	CTV	77,6	75,2	2,4	113,7	114,4	0,7	107,2	106,4	0,8
	medula espinal	1,2	0,9	0,3	78,9	79,2	0,3	27,4	26,5	0,9
44	CTV	89,3	87,5	1,8	115,4	114,8	0,6	108,7	107,3	1,4

	medula espinal	4,0	5,6	1,6	70,5	68,3	2,2	44,4	43,8	0,6
45	CTV	1,0	4,2	3,2	143,8	147,3	3,5	88,0	82,2	5,8
	medula espinal	0,5	0,4	0,1	81,6	76,5	5,1	30,8	29,3	1,5
46	CTV	45,5	99,6	54,1	112,4	117,0	4,6	99,6	98,5	1,1
	medula espinal	1,4	1,1	0,3	77,6	82,3	4,7	27,8	26,9	0,9
47	CTV	91,5	93,7	2,2	108,0	109,9	1,9	104,8	103,9	0,9
	medula espinal	0,0	0,0	0	57,6	59,8	2,2	10,7	10,7	0
48	CTV	0,0	9,6	9,6	132,4	100,1	32,3	97,3	87,1	10,2
	medula espinal	0,0	0,3	0,3	2,2	2,7	0,5	0,7	1,0	0,3
49	CTV	87,4	76,5	10,9	117,8	120,4	2,6	109,9	108,0	1,9
	medula espinal	0,7	0,8	0,1	66,2	68,8	2,6	28,3	27,8	0,5
50	CTV	65,1	50,9	14,2	113,2	108,5	4,7	103,4	93,9	9,5
	medula espinal	0,5	0,4	0,1	71,7	64,1	7,6	23,9	21,2	2,7

Tabla 4.2. Dosis mínima, máxima y media

Al estudiar los valores calculados de la dosis máxima, mínima y media resumidos en la tabla 4.2, se encontró que en 33 de los casos estudiados que representa un 66% del total, las dosis máximas eran mayores para AAA tanto para el volumen a tratar como para las estructuras sanas, el resto de los caso 17 que representan un 34% del total la dosis máxima calculada era mayor para PBC.

En cuanto la dosis media se observo que en 42 de los planes que representa el 84% de los casos la dosis media estimada para AAA era menor que para PBC, y en el resto de los casos 8 que representa un 16% de la muestra total la dosis media calculada era menor para PBC.

IV.II.3. Heterogeneidades de la dosis

Se evaluaron las heterogeneidades de dosis presentes tanto en PBC como para AAA, estudiando los “puntos calientes” es decir aquellos puntos donde se recibe una dosis excesivamente mayor en comparación al resto del volumen, los resultados encontrados se resumen en la tabla 4.3.

PACIENTE	HETEROGENEIDADES		
	PBC	AAA	%DIF
1	121,3	131,0	7,40
2	110,5	111,2	0,63
3	120,9	117,1	3,14
4	110,6	120,5	8,22
5	106,1	100,9	4,90
6	111,8	110,1	1,52
7	143,7	147,3	2,44
8	123,5	125,4	1,52
9	124,4	129,9	4,23
10	117,5	118,7	1,01
11	118,9	120,3	1,16
12	110,9	103,2	6,94
13	129,4	133,9	3,36
14	122,1	127,7	4,39
15	112,8	114,3	1,31
16	115,9	117,8	1,61
17	112,3	118,4	5,15
18	112,1	106,7	4,82
19	113,8	119,4	4,69
20	118,3	120,2	1,58
21	118,7	119,7	0,84
22	114,9	120,5	4,65
23	107,4	103,5	3,63
24	113,9	124	8,15
25	118,4	126,4	6,33

PACIENTE	HETEROGENEIDADES		
	PBC	AAA	%DIF
26	119,6	122,9	2,69
27	112,5	121,1	7,10
28	111,7	112,6	0,80
29	113,7	114,4	0,61
30	109,3	110,9	1,44
31	116,1	119,3	2,68
32	132,4	112,7	14,88
33	116,1	122,2	4,99
34	115,3	119,4	3,43
35	116,0	121,7	4,68
36	107,0	104,1	2,71
37	117,1	117,4	0,26
38	123,0	136,6	9,96
39	117,8	120,4	2,16
40	117,4	122	3,77
41	117,6	122	3,61
42	118,4	120,8	1,99
43	105,8	103,3	2,36
44	116,2	118,2	1,69
45	113,2	108,8	3,89
46	114,9	117,6	2,30
47	115,9	121,6	4,69
48	113,6	116,2	2,24
49	109,5	103,8	5,21
50	117,7	121,4	3,05

Tabla 4.3. Heterogeneidades de dosis

En tabla 4.3 se observan los puntos de máxima dosis o puntos calientes alcanzados en los planes de tratamiento para algoritmo de cálculo, así como la diferencia porcentual entre ellos.

En 37 de los casos estudiados que representa un 74% del total, el punto caliente toma valores mayores para el algoritmo de cálculo AAA donde hay diferencias porcentuales que van desde 1 hasta un 10% con respecto a PBC. En el resto de los casos 13 que representan un 26% de la muestra total, la máxima heterogeneidad ocurre en el algoritmo PBC donde hay diferencias porcentuales que van desde 2 hasta un 15% con respecto AAA.

A través de los cortes axiales de tomografía se ubicaron las zonas donde ocurren este punto de máxima dosis, encontrándose que en 29 casos que representa un 58% del total el punto caliente ocurre en la misma zona para ambos algoritmos de cálculo, el resto de los casos 21 que representan el 42% este punto ocurre en zonas totalmente distintas.

IV.III. Verificación de los planes de tratamiento

La verificación de los planes de tratamiento se llevo a cabo usando el arreglo planar de cámaras de ionización OCTAVIUS de la PTW en conjunto con el maniquí cilíndrico OCTAVIUS 4D, el montaje utilizado se puede observar en la figura 4.2.

Los planes de verificación fueron realizados llevando el ángulo del brazo, colimador y la camilla a 0°, y colocando cada campo en un plan de verificación independiente.



Fig. 4.2. Montaje realizado para la verificación de planes de tratamiento

De los 50 pacientes estudiados se tomo una muestra de 14 para realizar la verificación de los planes de tratamiento, la comparación entre el plan calculado y el medido se realizó a través del software Verisoft 5.1, usando como método de comparación del índice GAMMA considerando una tolerancia de 3% diferencia porcentual de dosis y 3 mm de distancia de acuerdo DTA, y de 5% de puntos de dosis fuera de tolerancia del índice gamma.

En la figura 4.3. se muestran las imágenes de uno de los planes verificados donde se puede observar el plan calculado, el medido y la comparación entre ambos, en este caso en específico de las 729 cámaras de ionización, 247 (33,9%) son los puntos de dosis evaluados y de estas 247 (100%) están dentro de tolerancia, de esta misma forma se evaluaron cada uno de los planes para cada algoritmo de cálculo (PBC y AAA), verificando de forma independiente cada uno de los campos de tratamiento que conformaban los planes.

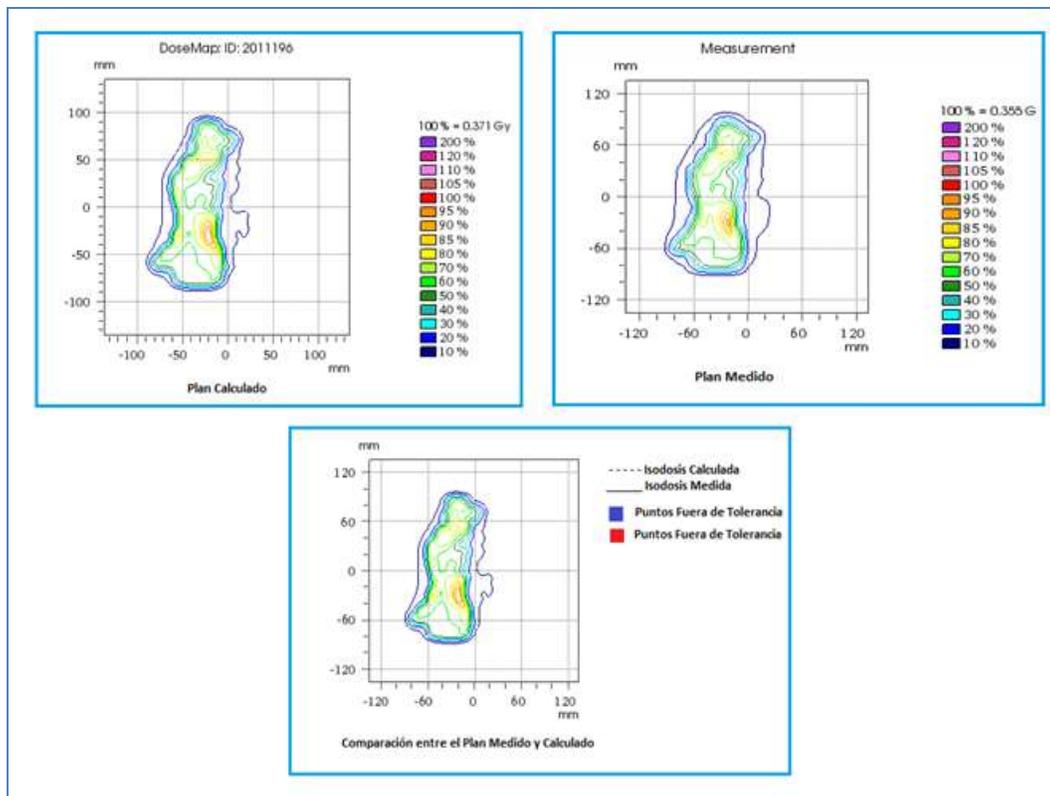


Fig. 4.3. Comparación del plan medido con el plan calculado

Los resultados encontrados se muestran en la siguiente tabla:

PACIENTE 1		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	99,6	99,6
CAMPO 1	97,7	99,3
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	97,4	100,0
CAMPO 6	99,2	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0
CAMPO 8	97,5	99,3
CAMPO 9	100,0	100,0

PACIENTE 2		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	100,0
CAMPO 1	99,4	100,0
CAMPO 2	99,3	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	99,5	100,0
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	100,0	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0
CAMPO 8	98,7	100,0
CAMPO 9	100,0	100,0

PACIENTE 3		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	99,2
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	99,5	100,0
CAMPO 5	100,0	99,1
CAMPO 6	99,5	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0
CAMPO 8	100,0	100,0
CAMPO 9	100,0	100,0
CAMPO 10	100,0	100,0
CAMPO 11	99,6	99,6
CAMPO 12	100,0	100,0

PACIENTE 4		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	100,0
CAMPO 1	100,0	99,6
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	100,0	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0
CAMPO 8	100,0	100,0
CAMPO 9	100,0	100,0
CAMPO 10	100,0	100,0
CAMPO 11	100,0	100,0
CAMPO 12	100,0	100,0

PACIENTE 5		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	100,0
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	98,7	100,0
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	100,0	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0

PACIENTE 6		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	100,0
CAMPO 1	99,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	98,7
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	100,0	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0

PACIENTE 7		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	99,2
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	100,0	99,4
CAMPO 6	100,0	100,0

PACIENTE 8		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	100,0
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	100,0	100,0

PACIENTE 9		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	100,0
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	100,0	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0
CAMPO 8	100,0	100,0
CAMPO 9	100,0	100,0
CAMPO 10	100,0	100,0
CAMPO 11	100,0	100,0
CAMPO 12	100,0	100,0

PACIENTE 10		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	99,7	100,0
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	98,8	100,0
CAMPO 5	98,5	99,5
CAMPO 6	99,4	100,0
CAMPO 7	98,5	100,0
CAMPO 8	98,1	100,0
CAMPO 9	100,0	100,0
CAMPO 10	98,0	100,0
CAMPO 11	100,0	100,0
CAMPO 12	100,0	100,0

PACIENTE 11		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	100,0
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	100,0	98,9
CAMPO 6	99,2	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0
CAMPO 8	100,0	100,0

PACIENTE 12		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	99,3	100,0
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	98,4	99,2
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	100,0	100,0
CAMPO 7	100,0	100,0
CAMPO 8	100,0	100,0
CAMPO 9	100,0	100,0
CAMPO 10	100,0	100,0

PACIENTE 13		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	100,0
CAMPO 1	100,0	100,0
CAMPO 2	100,0	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	100,0	100,0
CAMPO 7	99,5	99,5
CAMPO 8	100,0	100,0
CAMPO 9	99,0	99,0
CAMPO 10	100,0	100,0
CAMPO 11	100,0	100,0
CAMPO 12	100,0	100,0
CAMPO 13	100,0	100,0

PACIENTE 14		
	%Puntos dentro de tolerancia	
CAMPOS	PBC	AAA
CAMPO 0	100,0	98,2
CAMPO 1	99,6	97,3
CAMPO 2	99,4	100,0
CAMPO 3	100,0	100,0
CAMPO 4	100,0	100,0
CAMPO 5	100,0	100,0
CAMPO 6	99,4	99,4
CAMPO 7	100,0	100,0
CAMPO 8	99,2	97,6
CAMPO 9	97,7	100,0
CAMPO 10	100,0	100,0
CAMPO 11	99,5	98,5
CAMPO 12	100,0	100,0
CAMPO 13	100,0	99,5
CAMPO 14	100,0	100,0
CAMPO 15	100,0	100,0

Tabla 4.4. Resultados de los planes verificados

En la tabla 4.4 se pueden observar el porcentaje de puntos dentro de tolerancia del índice GAMMA para cada uno de los campos de tratamiento que conformaban los 14 planes verificados, tanto para PBC como AAA, se encontró que en ambos algoritmos todos los planes de tratamiento se encontraban dentro de tolerancia, observando pequeñas variaciones en algunos campos entre ambos algoritmos, cuyas diferencia estaba por debajo del 3% entre ambos.

CAPITULO V

CONCLUSIONES

Los algoritmos basados en haces filiformes se han empleado usualmente en radioterapia para la planificación de tratamientos, especialmente en técnicas como radioterapia de intensidad modulada (IMRT), uno de ellos es el algoritmo de convolución de haz filiforme (PBC, por sus siglas en inglés), este tiene la ventaja de realizar cálculos de dosis muy rápido pero tiene una desventaja bien conocida que es su pérdida de precisión en las heterogeneidades. Nuevos algoritmos basados en kernels avanzados como el Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA) se han creado a fin de superar estas limitaciones de precisión del algoritmo PBC.

Para el cálculo de planes de tratamiento para tumores de cabeza y cuello esta pérdida de precisión de PBC es importante debido a la cantidad de heterogeneidades presentes en esta área, por ello se planteo realizar los cálculos con el algoritmo AAA y comparar los resultados obtenidos.

La comparación consistió en tomar una muestra retrospectiva de cincuenta pacientes tratados de tumores de cabeza y cuello con la técnica de IMRT, y realizar el cálculo de dosis con los algoritmos de cálculos PBC y AAA y comparar los datos obtenidos a través del sistema de planificación, así como la comparación experimental de los planes de tratamientos con el uso del arreglo planar de cámaras de ionización.

Al realizar la comparación en el sistema de planificación Eclipse v.10.0, se evaluaron las unidades monitor para cada campo de tratamiento, los histogramas

dosis volumen así como las dosis máximas, mínimas y media entregada al blanco y a los tejidos sanos, y las heterogeneidades de dosis o “puntos calientes” presentes.

Al comparar las unidades monitor UM entregadas para cada campo de tratamiento, se observó que no se encontraban mayores diferencias entre ambos algoritmos, generalmente eran exactamente iguales tanto para PBC como para AAA, solo variaban en no más de un 10% en aquellos planes de tratamiento que tenían diez o menos campos de tratamiento.

En los histogramas dosis volumen se comparó la dosis recibida por la mayor parte del volumen tanto para el blanco como para órganos riesgo, se encontró que la dosis calculada para el blanco por el algoritmo PBC en la mayoría de los casos estaba por encima de la estimada por AAA con diferencias de hasta un 12%, en cuanto a la dosis recibida por los órganos sanos comprometidos en cada caso se observó que para ambos algoritmos era similar solo encontrando diferencias de hasta un 5% entre ambos.

En cuanto las dosis máximas, mínimas y medias calculadas para el blanco y órganos a riesgo, se encontró que se alcanzaban puntos de dosis máximos más altos en AAA para el 66% de los casos, sin embargo en el 84% de los casos la dosis media estimada por AAA era menor que para PBC.

Al evaluar las heterogeneidades de dosis o “puntos calientes”, se observó que en 74% de los casos la heterogeneidad de dosis alcanzada por AAA era mayor con diferencias de hasta 10% con respecto a PBC, pero cuyo valor solo representa un punto de dosis y no un volumen de tejidos que se pueda estimar.

En la verificación de los planes de tratamiento con el arreglo planar de cámaras de ionización, se encontró que en los catorce planes tomados como muestra, todos los campos de tratamiento tanto para PBC como para AAA se

encontraban dentro de tolerancia del índice GAMMA de 3% diferencia porcentual de dosis y 3 mm de distancia de acuerdo DTA.

En general, se encontró que AAA no altera significativamente los planes de tratamiento de cabeza y cuello en IMRT con respecto a PBC, sin embargo es importante notar la tendencia de AAA a mostrar heterogeneidades de dosis mayores, por otra parte en la dosis calculada para el blanco PBC estimo valores más altos en la mayoría de los casos, y en cuanto a la dosis para órganos a riesgo resulta ser similar para ambos algoritmos, además aunque en los cálculos realizados el algoritmo AAA tendió a tomar puntos de dosis máxima más altos, la dosis media calculada para todas las estructuras en general resulto menor para este algoritmo.

De acuerdo a todo lo discutido anteriormente se puede concluir que ambos algoritmos son útiles al momento de hacer planificación, pudiendo ser utilizados siempre y cuando el sistema de planificación haya sido comisionado con los datos propios del acelerador en uso para el tratamiento clínico.

Bibliografía

- [1] Daniel A. Low, Jean M. Moran, James F. Dempsey, Lei Dong, Mark Oldham. ***Dosimetry tools and techniques for IMRT***. AAPM Task Group 120. Vol. 38, No. 3. Marzo 2011.
- [2] ***Eclipse Algorithms Reference Guide***, Varian Medical Systems. Abril, 2010.
- [3] Low, D.A., et al., ***A technique for the quantitative evaluation of dose distributions***. 1998.
- [4] Gary A. Ezzell, Jay W. Burmeister, Thomas J. LoSasso and James G. Mechalakos, Dimitris Mihailidis, Nesrin Dogan, Thomas J. LoSasso and James G. Mechalakos, Dimitris Mihailidis, Andrea Molineu, Jatinder R. Palta, Chester R. Ramsey, Bill J. Salter, Jie Shi, Ping Xia, Ning J. Yue, Ying Xiao. ***IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons***, a report from AAPM Task Group 119. Noviembre 2009.
- [5] Nancy Lee, M.D, James Mechalakos, Dev R. Puri, M. And Margie Hunt, M.S. ***Choosing An Intensity-Modulated Radiation Therapy Technique In The Treatment Of Head-And-Neck Cancer***. 2007.
- [6] Christopher M. Bragg, Katrina Wingate and John Conway. ***Clinical Implications Of The Anisotropic Analytical Algorithm For IMRT Treatment Planning And Verification***. 2008
- [7] Urdaneta Nelson, Vera Andrés, Peschel Richard, Wilson Lynn. ***Radioterapia Oncológica. Enfoque Multidisciplinario***. Editorial Disinlimed, 2da Edición, Caracas-Venezuela, 2009.

- [8] MWK Kan, J Y C Cheung, L H T Leung, B M F Lau and P K N Yu. ***The accuracy of dose calculations by anisotropic analytical algorithms for stereotactic radiotherapy in nasopharyngeal carcinoma.*** Diciembre 2012.
- [9] T. Niyomthai, L. Tuntipumiamorn, N. Damrongkijudom and P. Tangboonduangjit. ***Effect of Small Field Dosimetry on Accuracy of Dose Calculation Using AAA 8.6 Algorithm in Head and Neck IMRT.***
- [10] Herman TD, Hibbitts K, Herman T, Ahmad S. ***Evaluation pencil beam convolution anisotropic analytical algorithms stereotactic lung irradiation.*** J Phys Med 2011, 36:234-8.
- [11] Marie Isabelle Gagné y Sergei Zavgorodni. ***Evaluation of the analytical an anisotropic algorithm lung extreme water interface phantom using Monte Carlo dose calculations.*** Noviembre 2006 .
- [12] Irina Fotina, Peter Winkler, Thomas Künzler, Jochen Reiterer, Isabell Simmat, Dietmar Georg. ***Advanced kernel methods vs. Monte Carlo-based dose calculation for high energy photon beams.*** Octubre 2009.