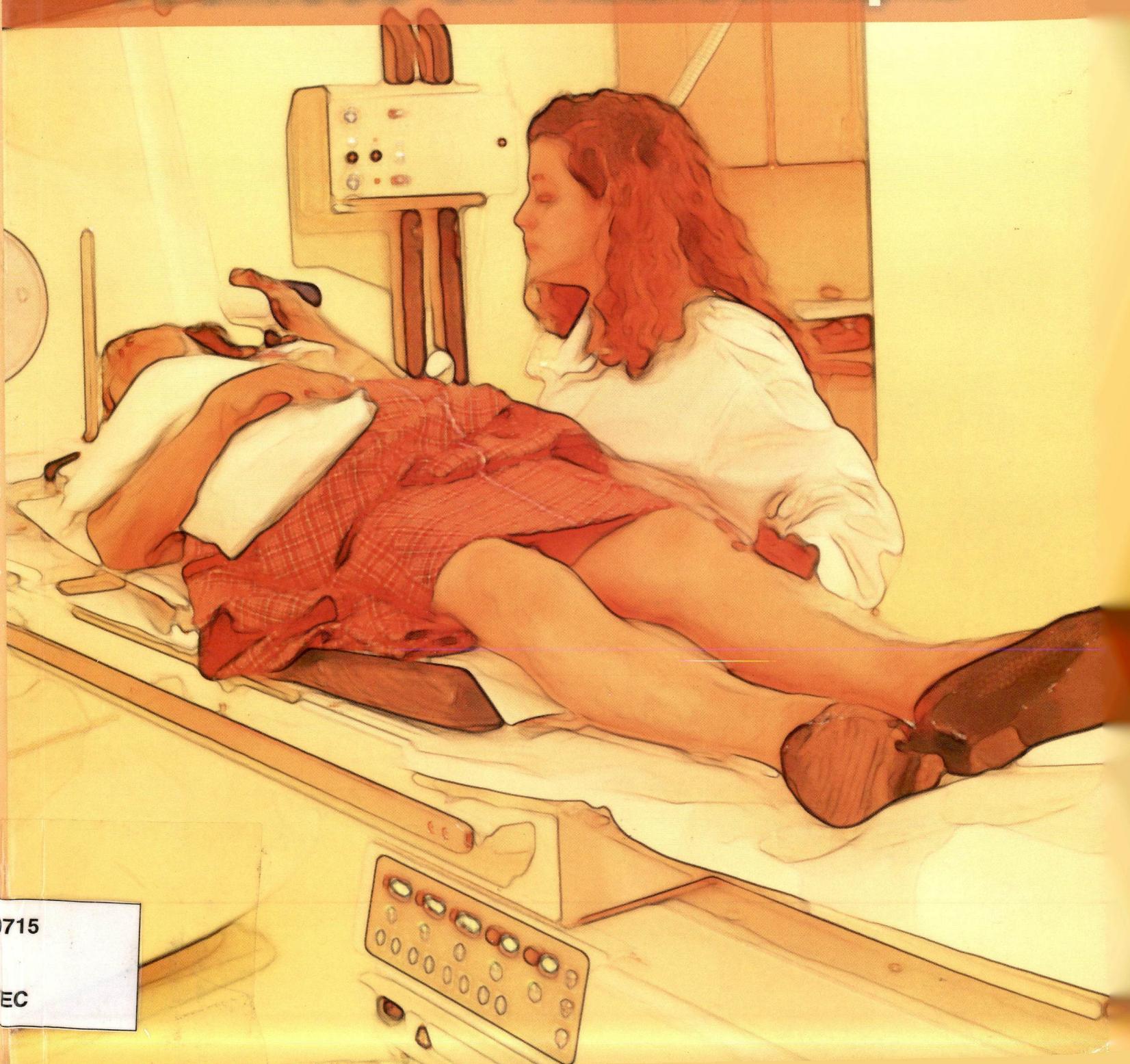


MINISTERIO DE SALUD
Instituto Nacional de Cáncer (INCA)

Actualización para Técnicos en Radioterapia

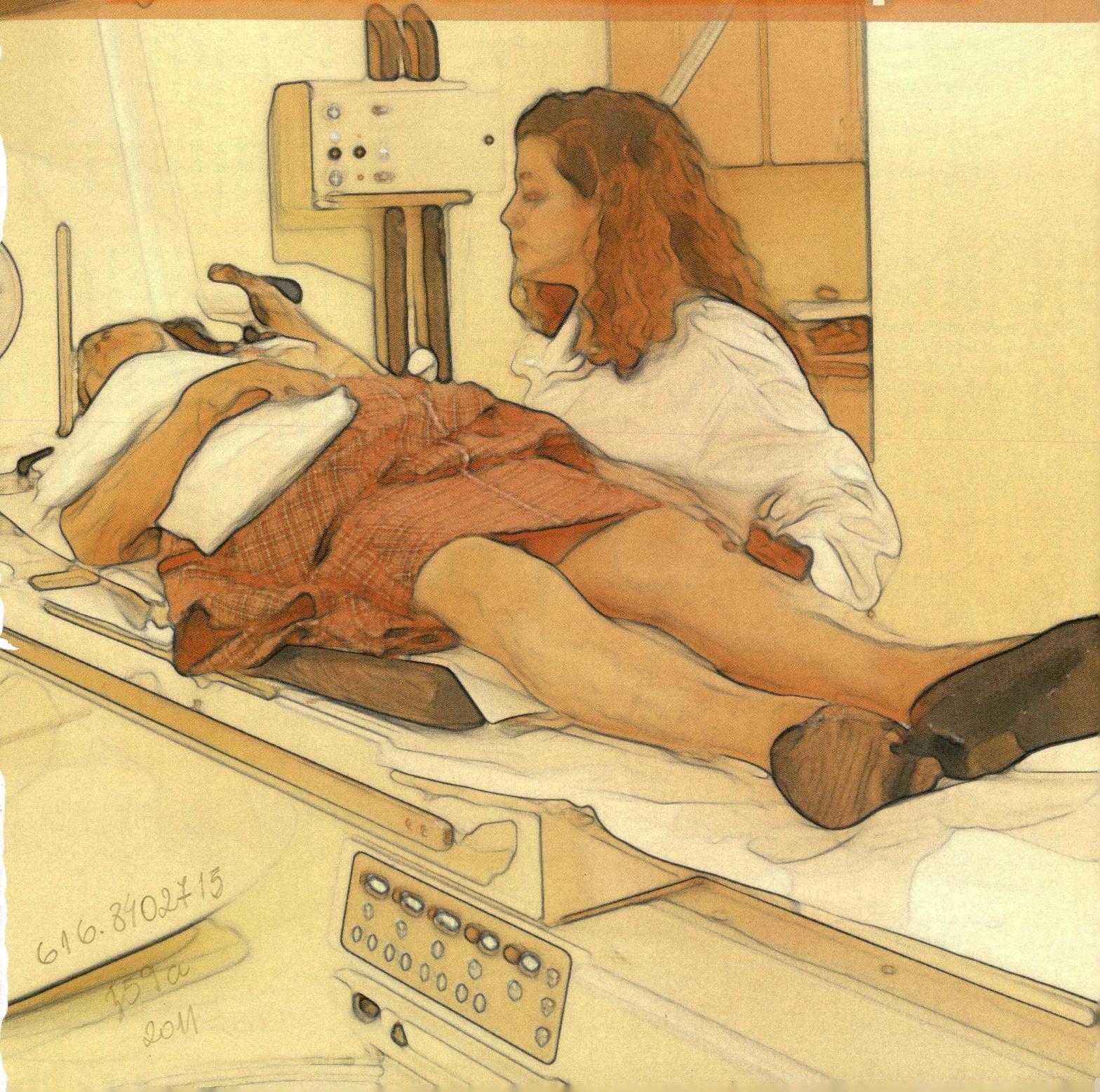


715

EC

MINISTERIO DE SALUD
Instituto Nacional de Cáncer (INCA)

Actualización para Técnicos en Radioterapia



616.8402715
159a
2011

© 2011 Instituto Nacional de Cáncer/ Ministerio de Salud

Todos los derechos reservados. La reproducción, adaptación, modificación y/o utilización de este contenido, parcial o integralmente, son expresamente prohibidos sin el permiso previo y por escrito del Instituto Nacional de Cáncer y desde que no sea para cualquier fin comercial. Prohibida la venta, distribución gratuita.

Esta obra puede ser accesada íntegramente en el Área Temática de Control del Cáncer en la Biblioteca Virtual de Salud - BVS (http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/controle_cancer) y en el portal del INCA (<http://www.inca.gov.br>).

Tirada: 1.000 ejemplares

Creación, Información y Distribución

MINISTERIO DE SALUD

Instituto Nacional de Cáncer (INCA)

Praça Cruz Vermelha, 23 - Centro

20231-130 - Rio de Janeiro - RJ

Sitio WEB: www.inca.gov.br

Realización

Coordinación de Prevención y Vigilancia (Conprev)

División de Atención Oncológica

Rua dos Inválidos, 212 - 3º andar - Centro

20.231-020 - Rio de Janeiro - RJ

Teléfono: (55 21) 3970-7400E

E-mail: conprev@inca.gov.br

Servicio de Calidad en Radiaciones Ionizantes (SQRI)

Rua do Rezende, 128 - sala 322 - Centro

20231-092 - Rio de Janeiro - RJ

Teléfono: (55 21) 3970-7830 / Fax: 3970-7829

E-mail: pqrt@inca.gov.br - Sitio WEB: www.inca.gov.br/pqrt

Equipo técnico-pedagógico

Anna Maria Campos de Araujo (SQRI/INCA)

Antonio Tadeu Cheriff dos Santos (CEDC/INCA)

Euclides Etienne Miranda Arreguy (IFF/Fiocruz)

Francisco José da Silveira Lobo Neto (UFF)

Roberto Salomon de Souza (SQRI/INCA)

Victor Gabriel Leandro Alves (SQRI/INCA)

Edición

Coordinación de Educación (CEDC)

Servicio de Edición e Información Científico-Técnica

Rua do Rezende, 128 - Centro

20230-092 - Rio de Janeiro - RJ

Teléfono: (0xx21) 3970-7818

Equipo editorial

Supervisión editorial: Letícia Casado

Edición: Taís Facina

Revisión: Maria Helena Rossi Oliveira

Traducción al Español: Alfredo Viamonte Marin (SQRI)

Revisión del Español: ATO

Cubierta, proyecto gráfico y diagramación: Cecília Pachá

Ilustraciones: Chester Martins

Foto de cubierta: Roberto Salomon de Souza (SQRI)

Normalización bibliográfica: Eliana Rosa Fonseca

(Bibliotecaria); Iris Maria de Souza Carvalho (Bibliotecaria)

Ficha de catálogo: Silvia Dalston

Equipo de trabajo

Anna Maria Campos de Araujo (SQRI)

Eliane Moscoso Braga Teixeira (SQRI)

Roberto Salomon de Souza (SQRI)

Sandra dos Santos Gonzaga Victorino (SQRI)

Victor Gabriel Leandro Alves (SQRI)

Impresión: Flama

Impreso en Brasil / *Printed in Brazil*

FICHA DE CATÁLOGO

159a	Instituto Nacional de Cáncer (Brasil). Coordinación de Prevención y Vigilancia. División de Atención Oncológica. Actualización para técnicos en radioterapia: curso a distancia / Instituto Nacional de Cáncer (Brasil). Coordinación de Prevención y Vigilancia. División de Atención Oncológica. - Rio de Janeiro: INCA, 2011. 99p. il. color. Incluye bibliografía. ISBN 978-85-7318-179-1 I. Radioterapia. 2. Técnicos medios en salud. 3. Equipos y suministros de radiación. I. Título.
	CDD-616.842

Catalogación en la fuente - Coordinación de Educación

Titulos para indexación

En inglés: Refresher program for radiotherapy technicians

En español: Actualización para técnicos en radioterapia



MINISTÉRIO DE SAÚDE
Instituto Nacional de Câncer (INCA)



Atualização para Técnicos em Radioterapia

Rio de Janeiro, RJ

2011

AGRADECIMIENTOS

A los técnicos en radioterapia del Hospital de Cáncer I, del Instituto Nacional de Cáncer (INCA/MS) por la colaboración durante el proceso de toma de fotos, por presentar los problemas y dificultades enfrentados durante sus rutinas de trabajo y por la constante retroalimentación en la producción de este material. En especial a los técnicos del taller de moldes y del simulador así como a la supervisora Zulma Casquilha Santos.

Al técnico en radioterapia Geneci Lauredo da Silva por haber cedido gentilmente varias fotos de su trabajo de conclusión del Curso de Especialización en Radioterapia, realizado en el INCA.

SUMARIO

◆ Introducción.....	15
◆ Capítulo 1 - Un enfoque histórico	17
◆ Capítulo 2 - Los equipos.....	21
◆ Capítulo 3 - Accesorios para tratamiento	39
◆ Capítulo 4 - Taller de moldes en radioterapia	49
Guías	53
Guía para la confección del bolus de cera	53
Guía para la confección de máscaras termoplásticas.....	56
Guía para la confección del inmovilizador del neuroeje.....	57
Guía para la confección de los bloques de protección.....	59
◆ Capítulo 5 - Simulación y planificación del tratamiento: fundamentos anatómicos y geométricos	67
◆ Capítulo 6 - Simulación de las técnicas de tratamiento para los casos más frecuentes de cáncer	75
◆ Capítulo 7 - La recepción de los pacientes y sus familias	91
◆ Palabras finales	99

LISTA DE ILUSTRACIONES

Figuras

Capítulo 1

Figura 1.1 - Röntgen y la primera imagen radiográfica	17
Figura 1.2 - Esposos Curie	17
Figuras 1.3 y 1.4 - Equipo de rayos X de ortovoltaje (izq.) y equipo de teleterapia con Co-60 (der.)	18
Figuras 1.5 y 1.6 - Equipo de cobaltoterapia (izq.) y un moderno acelerador lineal con haces de fotones y electrones (der.)	19
Figura 1.7 - Simulador de tratamiento	19

Capítulo 2

Figuras 2.1 y 2.2 - Equipo de terapia superficial Philips RT100 (izq.) y equipo de ortovoltaje Siemens (der.)	21
Figura 2.3 - Tubo de rayos X dentro del cabezal	22
Figura 2.4 - Esquema de los elementos de un tubo de rayos X	22
Figura 2.5 - Conos para tratamiento	23
Figura 2.6 - Técnico en radioterapia posicionando un paciente para tratamiento	24
Figura 2.7 - Máscara de plomo	24
Figura 2.8 - Cabezal de un equipo de Co-60 modelo Theratron 780	25
Figuras 2.9 y 2.10 - Equipo de Co-60 con torre vertical - Eldorado (izq.) y Equipo con montaje isocéntrica - Theratron 80 (der.)	25
Figura 2.11 - Principales movimientos del <i>gantry</i> , del colimador y de la mesa en los equipos de Co-60	26
Figura 2.12 - Acelerador lineal Varian Clinac 2300	27
Figura 2.13 - Esquema de los principales componentes de un acelerador lineal	28
Figura 2.14 - Esquemas del cabezal de un acelerador para producción de fotones y electrones	29
Figura 2.15 - Detalles de los componentes del cabezal de un acelerador lineal	29
Figura 2.16 - Colimadores asimétricos	30
Figuras 2.17 y 2.18 - Colimador multihojas (MLC) (izq.) y campo irregular definido por las hojas (der.)	30
Figura 2.19 - Tratamiento de mama con campos asimétricos	31
Figura 2.20 - Bloqueador de hemicampo	31
Figura 2.21 - Algunos grados de libertad en los movimientos del acelerador lineal: rotación del <i>gantry</i> (flecha roja), rotación de la mesa (flechas verdes). La "estrella" roja define el isocentro, que está localizado en la intersección entre las líneas de punto	31

Figura 2.22 - Simulador convencional	32
Figura 2.23 - Grados de libertad de un simulador convencional de tratamiento	33
Figura 2.24 - Esquema de una sala con un CT-simulador	33
Figura 2.25 - Cortes tomográficos, comenzando por la izquierda en sentido horario: corte transversal, reconstrucción tridimensional del paciente con los campos de tratamiento, corte sagital y corte coronal	34
Figura 2.26 - Simulación virtual 3D	34
Figura 2.27 - DRRs de un tumor de cabeza y cuello	35

Capítulo 3

Figura 3.1 - Conjunto estandarizado de soportes de cabeza y cuello	40
Figura 3.2 - Molde plástico con material sintético utilizado en la inmovilización	40
Figura 3.3 - Base con soporte de cabeza para el fijado de la máscara termoplástica	40
Figura 3.4 (a), (b) y (c) - Secuencia de confección de la máscara termoplástica	41
Figura 3.5 - Vista anterior (izq.); y posterior (der.) del retractor de hombros y su correcto posicionamiento	41
Figura 3.6 - Paciente posicionado con un retractor de hombros	41
Figura 3.7 (a) y (b) - <i>Breast Board</i> con sus referencias alfanuméricas para posicionamiento	42
Figura 3.8 - Ejemplo de almohada para posicionamiento en decúbito ventral	42
Figura 3.9 - Soporte para abdomen (<i>belly board</i>)	42
Figura 3.10 - Ejemplo de inmovilizador pélvico	43
Figura 3.11 - Confección de un inmovilizador de cuerpo entero con bomba de vacío	43
Figura 3.12 - Paciente posicionado con un soporte para rodillas	44
Figuras 3.13 y 3.14 - Molde de yeso para tratamiento de cráneo y eje neuroaxial (izq.); y posicionamiento de la cabeza en el tratamiento de cráneo y eje neuroaxial (der.)	44
Figura 3.15 - Representación de la inmovilización para tratamiento del eje neuroaxial con inmovilizador de cuerpo entero	44
Figura 3.16 - Comparación del efecto de los bloques estandarizados y de los bloques divergentes confeccionados en la oficina	45
Figura 3.17 - Bandeja de acrílico con bloques de <i>cerrobend</i> [®]	45
Figura 3.18 - Simulación de un campo de irradiación. Rectángulo que define el tamaño de campo, mostrando el volumen blanco en el medio y los diseños de los bloques a los lados	46
Figura 3.19 - Bloque de protección para tratamiento con haces de electrones	46
Figura 3.20 - Bolus comerciales	46
Figura 3.21 - Bolus planificador montado sobre máscara termoplástica	47
Figura 3.22 - Filtro físico posicionado en el acelerador lineal	47

Capítulo 4

Figura 4.1 - Recipiente con cera de abejas en estado pastoso	50
Figura 4.2 - Ejemplo de bolus personalizado hecho con cera de abejas	50
Figura 4.3 - Protección de plomo para tratamiento del labio inferior con haces de electrones	51
Figura 4.4 - Máscara de protección confeccionada en plomo y revestida con cera de abejas, utilizada para el tratamiento de tumores del rostro con haces de electrones	51
Figura 4.5 - Molde negativo en yeso para la confección de máscaras (molde positivo)	51

Figura 4.6 - Molde de yeso y espuma de poliestireno para tratamiento del cráneo y del eje neuroaxial	51
Figura 4.7 - Bloques comerciales de <i>cerrobend</i> [®]	52
Figura 4.8 - Molde confeccionado con espuma de poliestireno y relleno con <i>cerrobend</i> [®] derretido	52
Figura 4.9 - Cortador de espuma de poliestireno para bloques que serán usados en haces de fotones	53
Figura 4.10 - Cortador de espuma de poliestireno del tipo simple, usado para confeccionar protecciones para haces de electrones	53
Figura 4.11 - Cera virgen de abejas (izq.); en estado pastoso (der.)	53
Figura 4.12 - Bolus definido en la planificación del tratamiento	54
Figura 4.13 - Uso de agua fría para acelerar la consistencia pastosa de la cera	54
Figura 4.14 - Preparación de la cera para confección del bolus	54
Figura 4.15 - Confección del bolus de cera con espesura definida (izq.); y definición del borde del bolus (der.)	54
Figura 4.16 - Bolus moldeado en la máscara termoplástica	55
Figura 4.17 - Bolus planificador definido en la planificación del tratamiento	55
Figura 4.18 (a) y (b) - Molde de cera moldeado en la máscara para confección del bolus planificador	55
Figura 4.19 - Limado de los bordes del bolus planificador	55
Figura 4.20 - Soporte de cabeza y cuello fijado en una base de acrílico	56
Figura 4.21 - Simulador antropomórfico debidamente posicionado en el soporte de cabeza	56
Figura 4.22 - Paciente posicionado con retractor de hombros	56
Figura 4.23 - Material termoplástico virgen (esq.); y siendo calentado para confección de la máscara (der.)	56
Figura 4.24 - Material termoplástico colocado en el simulador antropomórfico	57
Figura 4.25 - Ejemplo de máscara termoplástica pronta para ser usada	57
Figura 4.26 - Paciente posicionado para moldear su tórax y abdomen	57
Figura 4.27 (a) y (b) - Molde confeccionado con vendas de yeso	57
Figura 4.28 - Retirada del contorno axial del paciente	58
Figura 4.29 - Diseño del contorno del tórax y del abdomen en una placa de espuma de poliestireno	58
Figura 4.30 - Corte de espuma de poliestireno siguiendo el diseño del contorno	58
Figura 4.31 - Bases realizadas con espuma de poliestireno y cortadas según el contorno del paciente	58
Figura 4.32 - Fijación del molde en la base de espuma de poliestireno	58
Figura 4.33 - Aplicación del pegamento para fijar la espuma al molde	59
Figura 4.34 - Colocación de la espuma en el molde	59
Figura 4.35 - Molde para el eje neuroaxial listo para uso en tratamiento	59
Figura 4.36 - Dos triángulos (ABC y DEF) semejantes	60
Figura 4.37 - Aplicación por semejanza de triángulos en haces de fotones	60
Figura 4.38 - Cortador de espuma de poliestireno para bloques que serán utilizados en haces de fotones	61
Figura 4.39 - Negatoscopio mostrando el plano inferior del diseño de las protecciones que serán construidas	61
Figura 4.40 - Detalle del alambre cortador de la espuma de poliestireno	61
Figura 4.41 - Técnico regulando la distancia fuente-bandeja ("h")	62
Figura 4.42 - Técnico colocando espuma de poliestireno a la distancia fuente-bandeja ("h")	62
Figura 4.43 - Detalle del corte de la espuma de poliestireno según el contorno deseado	62

Figura 4.44 - Técnico diseñando el contorno del bloque, de forma a cortar la espuma de poliestireno en el formato deseado	62
Figura 4.45 - Molde cortado en la espuma de poliestireno	62
Figura 4.46 - <i>Cerrobend</i> [®] derretido en el horno	63
Figura 4.47 - Llenado del molde con <i>cerrobend</i> [®]	63
Figura 4.48 (a) y (b) - Retirada de la espuma de poliestireno	63
Figura 4.49 - Acabado del bloque de <i>cerrobend</i> [®]	63
Figura 4.50 - Plano inferior posicionado a la distancia fuente-filme	64
Figura 4.51 - Marcando la posición del bloque en la bandeja	64
Figura 4.52 (a), (b) y (c) - Fijación de los bloques en la bandeja de acrílico	64
Figura 4.53 - Protección individual lista para ser utilizada en tratamiento	64

Capítulo 5

Figura 5.1 - Filme radiográfico con campo lateral realizado en un simulador (izq.); y <i>check film</i> del mismo campo realizado en el equipo de tratamiento (en este caso, Co-60) (der.)	68
Figura 5.2 - Esquema de un acelerador equipado con un dispositivo de <i>portal film</i> (izq.); y detalle de un acelerador con el dispositivo de <i>portal film</i> instalado (der.)	68
Figura 5.3 - Representación de la posición anatómica con indicación de las direcciones y planos (cortes o secciones) del cuerpo humano	69
Figura 5.4 - Representación de los planos anterior (en naranja) y posterior (en azul)	70
Figura 5.5 - Representación de los planos laterales	70
Figura 5.6 - Planos craneal (izq.); y caudal (der.)	70
Figura 5.7 - Representación de los ejes anatómicos: el eje en negro representa el eje longitudinal, el azul representa el antero-posterior y el rojo el latero-lateral	71
Figura 5.8 - Representación de los parámetros DAP y DLL en un corte transversal	71
Figura 5.9 - Representación esquemática de los parámetros: profundidad, línea media, DFS y DFI en un corte transversal	72
Figura 5.10 - Telémetro de un equipo de Co-60 con DFI de 100 cm	72
Figura 5.11 - Tamaño de campo definido por colimadores simétricos, o sea, $X1 = X2$ e $Y1 = Y2$	73
Figura 5.12 - Tamaño de campo definido por colimadores asimétricos	73

Capítulo 6

Figura 6.1 - Representación de un tratamiento radioterápico combinando varios campos	75
Figura 6.2 - Tratamiento con dos campos laterales paralelos opuestos en SSD	76
Figura 6.3 - Esquema geométrico de un tratamiento con cuatro campos isocéntricos	77
Figura 6.4 - Conformación geométrica de un tratamiento con campos laterales opuestos, AP	77
Figura 6.5 - Simulador antropomórfico posicionado en la mesa del simulador convencional	78
Figura 6.6 - Distancia fuente superficie en el centro del campo	78
Figura 6.7 - Medida de la DAP en el centro del campo	78
Figura 6.8 - Imagen fluoroscópica con los límites del campo de irradiación (izq.); y protección definida en el filme radiográfico (der.)	78
Figura 6.9 - Posicionamiento del marcador radiopaco para delimitar la región a ser protegida en el simulador	78
Figura 6.10 - Campo de irradiación limitado con cinta adhesiva	79

Figura 6.11 - Simulación virtual del tratamiento de un caso de pulmón con dos campos laterales opuestos isocéntricos	79
Figura 6.12 - Esquema de la técnica isocéntrica de cuatro campos en caja, centralizados en la línea media	79
Figura 6.13 - Vista del campo anterior (izq.); y medición de la DAP en el centro del campo anterior (der.)	80
Figura 6.14 - Fluoroscopia del campo anterior de una pelvis	80
Figura 6.15 - Marcado del campo anterior (izq.); y ejemplo de radiografía de campo anterior en un caso de tumor de próstata (der.)	80
Figura 6.16 - Simulador antropomórfico posicionado en el simulador convencional para definición de los campos laterales (izq.); y fluoroscopia para definición de los límites y centro del campo lateral de irradiación (der.)	81
Figura 6.17 - Radiografía de un campo lateral para tratamiento de la próstata	81
Figura 6.18 - Marcado del centro del campo y de los límites del campo lateral (izq.); y medida de la DLL en el centro del campo lateral (der.)	81
Figura 6.19 - Simulación virtual de un caso de próstata con cuatro campos isocéntricos	81
Figura 6.20 - Representación de la técnica isocéntrica con campos opuestos laterales	82
Figura 6.21 - Representación de la técnica de un campo lateral opuesto en <i>SSD</i>	82
Figura 6.22 - Representación de la técnica de un campo anterior directo (<i>gantry 0°</i>) en <i>SSD</i>	82
Figura 6.23 - Simulador antropomórfico posicionado en el soporte de cabeza y cuello (izq.); y medida de la DLL en la región inmovilizada (der.)	82
Figura 6.24 - Fluoroscopia en el simulador antropomórfico para la determinación del tamaño de campo y las protecciones	83
Figura 6.25 - Radiografía para planificación de tratamiento de cabeza y cuello con protección estándar (izq.); y radiografía de una simulación con protección personalizada (der.)	83
Figura 6.26 - Detalle del triángulo con marcador radiopaco fijado en la bandeja del simulador para definir, por proyección, la protección de los límites y el centro del campo	83
Figura 6.27 - Simulación virtual del tratamiento de un tumor de cabeza y cuello con un campo lateral opuesto y un "campo directo" anterior, usado para tratar fosa supraclavicular	83
Figura 6.28 - Detalle del simulador antropomórfico con la columna alineada según el <i>laser</i> localizador del techo de la sala (izq.); y detalle del <i>laser</i> lateral alineado siguiendo el <i>tragus</i> como referencia anatómica (der.)	84
Figura 6.29 (a) y (b) - Composición de dos campos laterales con el colimador angulado para realizar la superposición con el campo de la columna superior	85
Figura 6.30 - Centro del campo lateral con la definición de su límite inferior	85
Figura 6.31 - Ejemplo de radiografía definiendo campos laterales de tratamiento	85
Figura 6.32 - Campo de la columna superior en el tratamiento del neuroeje	86
Figura 6.33 - Conformación geométrica de los campos superior e inferior de la columna	86
Figura 6.34 - Representación de los campos de columna separados por el <i>gap</i>	87
Figura 6.35 - Foto del <i>gap</i> definido en el simulador antropomórfico. El campo iluminado es el campo superior de la columna	87
Figura 6.36 - Campo inferior de la columna definido en el simulador antropomórfico	87
Figura 6.37 - Ejemplo de radiografía de un campo inferior de columna	87
Figura 6.38 - Simulación virtual de los campos de radiación para tratamiento del cráneo y neuroeje en un acelerador lineal	87

Figura 6.39 - Paciente posicionada para tratamiento de mama.....	88
Figura 6.40 - Radiografía de un campo de irradiación directo en la fosa supraclavicular.....	88
Figura 6.41 - Representación del tratamiento de mama con el uso de campos tangentes hemibloqueados.....	88
Figura 6.42 - Campo de irradiación hemibloqueado para el tratamiento de mama.....	88
Figura 6.43 - Detalle del marcador utilizado como referencia, para definir el límite inferior del campo de radiación.....	89
Figura 6.44 - Retirando el molde del contorno de mama en el eje central.....	89
Figura 6.45 (a) y (b) - Diseñando el contorno de una mama para posterior cálculo de las distribuciones de dosis.....	89
Figura 6.46 - Simulación virtual de un tratamiento de mama con la utilización de campos tangentes (<i>Partially Wide Tangents</i>).....	89

Capítulo 7

Figura 7.1 - Técnica en radioterapia orientando a la paciente.....	91
Figura 7.2 - Técnica en radioterapia explicando el procedimiento del tratamiento a la paciente.....	92
Figura 7.3 - Orientación a los familiares de los pacientes.....	93
Figura 7.4 - Técnico en radioterapia en el panel de control del equipo.....	96

Tabla

Tabla 2.1 - Poder de penetración de los haces de diferentes energías.....	27
---	----

INTRODUCCIÓN

Las estimativas de incidencia de cáncer en Brasil apuntan para un incremento de nuevos casos por año, por lo que aumentará el número de decesos; de esta manera, se refuerza la importancia de la prevención y la eficiencia de los tratamientos. Como consecuencia de este hecho el número de pacientes encaminados a los servicios especializados de radioterapia, será cada vez mayor. Esta situación, junto al desarrollo de nuevas tecnologías en equipos y técnicas terapéuticas evidencian la importancia de la actualización permanente del técnico en radioterapia en su práctica profesional.

Cuando un paciente es diagnosticado con cáncer, el mismo es encaminado para una institución especializada en oncología, para que pueda ser sometido a un tratamiento adecuado a su patología. Existen varias técnicas que pueden ser escogidas por el médico oncólogo para tratamiento: Cirugía, Quimioterapia y Radioterapia, las mismas pueden ser utilizadas de forma individual o en conjunto.

En radioterapia, son utilizados haces de radiaciones ionizantes, los cuales pueden ser producidos por equipos de rayos X superficial o de ortovoltaje, aceleradores lineales o equipos con fuentes radioactivas, capaces de producir dosis adecuadas para eliminar las células tumorales. La radioterapia cuando indicada y aplicada correctamente, es una técnica eficiente para el tratamiento del cáncer.

En radioterapia, el trabajo en equipo es fundamental para el éxito del tratamiento. Cada uno de los miembros del equipo tiene su propia importancia, pero es el técnico en radioterapia el responsable por la aplicación del tratamiento tal y como fue planificado. Es de su responsabilidad, cuidados fundamentales como el posicionamiento y las orientaciones al paciente durante el tratamiento.

Antes del comienzo de las sesiones de radioterapia, el técnico participa también de la simulación del tratamiento. Para ello, se auxilia, de la tomografía computarizada o de los rayos-X convencionales, que permiten localizar la región que será irradiada, escoger la técnica adecuada (2D, 3D, IMRT, etc) y prescribir la dosis para el tratamiento.

Después de la simulación, le sigue la planificación del tratamiento, aquí, los físicos-médicos calculan, de forma manual o a través de un programa de computación específico, la distribución de la dosis en el tumor y en los tejidos sanos, respetando siempre los límites de tolerancia de los tejidos. Después de este paso, el paciente es encaminado para comenzar el tratamiento en el equipo indicado.

Esta fase del tratamiento es la más importante, pues en ella deben ser reproducidas diariamente y de forma estricta, las condiciones establecidas en la simulación. El éxito del tratamiento depende del técnico en radioterapia, el cual es el responsable por esta etapa. Es por ello, que el técnico en radioterapia, debe

estar muy bien entrenado y capacitado, con conocimientos plenos del funcionamiento, operación y de los aspectos de seguridad de los equipos y accesorios utilizados. Cualquier error en esta etapa, no solo compromete el resultado del tratamiento, como también puede provocar lesiones en el paciente o incluso, provocar un accidente. Cabe al técnico también, observar las reacciones del paciente durante el tratamiento para, caso sea necesario, encaminarlo al medico para evaluación.

La rutina diaria del tratamiento hace con que el técnico en radioterapia se convierta en el "amigo" o el "ángel de la guardia" de sus pacientes. La aproximación entre ambos es tanta que los pacientes llegan a confiar y compartir con el técnico sus sufrimientos y angustias.

El Servicio de Calidad en Radiaciones Ionizantes del Instituto Nacional de Cáncer (SQRI/INCA) elaboró este material educativo de apoyo, teniendo en cuenta la importancia y la complejidad del trabajo diario del técnico en radioterapia en el contexto actual del Brasil: cientos de servicios de radioterapia, las dimensiones enormes del país y el número insuficiente de instituciones formadoras de técnicos en radioterapia capaces de atender la demanda, las cuales no siempre tienen en cuenta la realidad compleja del técnico en radioterapia.

Nos proponemos abordar aspectos básicos de la radioterapia, con el objetivo de auxiliar, principalmente, aquellos profesionales que se encuentran alejados de los grandes centros formadores.

En este material de apoyo, haremos una presentación de los principales equipos e accesorios vinculados al tratamiento radioterápico, destacando los aspectos de garantía de calidad y de seguridad. Abordaremos conceptos básicos sobre la confección de accesorios para el tratamiento (mascaras, protectores, bolus, etc). También abordaremos detalladamente la simulación, el posicionamiento y el tratamiento de los casos de cáncer más frecuentes en Brasil (tumores de cabeza y cuello, pulmón, mama y tumores de pelvis).

Es importante destacar que la técnica de la radioterapia está íntimamente vinculada al desarrollo tecnológico. Cada año surgen nuevos equipos, con dispositivos más complejos, que permiten un tratamiento sofisticado y eficaz, aumentando la conciencia de un tratamiento más humanizado.

En consecuencia, el técnico en radioterapia debe estar en constante actualización sobre los nuevos conceptos de tratamiento, tanto en el aspecto tecnológico como en el humano. Esto ciertamente traerá un aumento en la calidad asistencial.

Esperamos que aproveche al máximo este material de apoyo educativo. ¡Lea atentamente la Guía de utilización y manos a la obra!

Anna Maria Campos de Araujo

CAPÍTULO I - ENFOQUE HISTÓRICO

Objetivo:

- Conocer el proceso histórico de los descubrimientos que revolucionaron la medicina y llevaron al surgimiento de la radioterapia.

1.1 - Reseña histórica

En 1895, el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen (figura 1.1), durante estudios experimentales en su laboratorio, descubrió un tipo de radiación hasta entonces desconocida, la cual llamó de Rayos X. No pasó mucho tiempo para que surgieran algunas aplicaciones de esta misteriosa radiación. En una de esas aplicaciones, Röntgen realizó una demostración pública sobre la capacidad que tenían los Rayos X "fotografiar" el interior del cuerpo. Este descubrimiento tuvo un gran impacto en la medicina, pues hasta entonces, la única forma de examinar el interior del cuerpo humano era mediante la cirugía. Algún tiempo después, comenzó el uso de los Rayos X para tratamiento de tumores de la piel con resultados animadores.

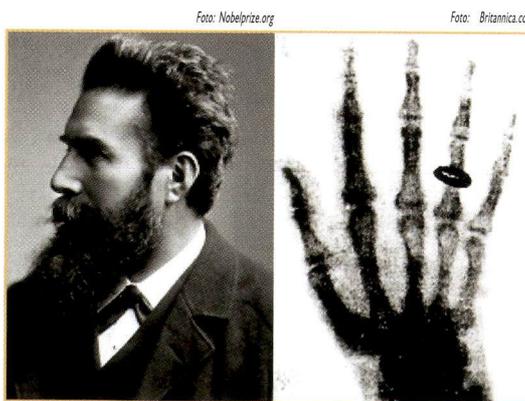


Figura 1.1 - Röntgen y la primera imagen radiográfica

También en aquella época, Antoine Henri Becquerel descubrió que algunos compuestos del Uranio emitían un tipo de radiación invisible capaz de impresionar emulsiones fotográficas. Este fenómeno fue posteriormente llamado de radioactividad por los esposos Marie y Pierre Curie (figura 1.2), quienes, inspirados en las pesquisas de otros



Figura 1.2 - Esposos Curie

colegas, descubrieron otros materiales radioactivos semejantes a los compuestos del uranio. Entre los varios materiales se destaca el Radio, el cual comenzó a ser utilizado con fines terapéuticos en 1900.

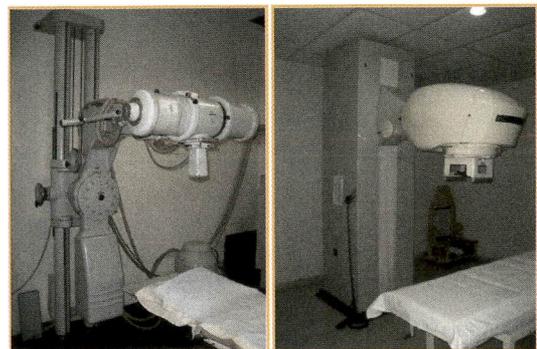
En 1903, Alexander Graham Bell propuso la inserción de pequeñas cantidades de Radio dentro de un tumor maligno con el objetivo de eliminar las células enfermas. Nació así la braquiterapia, una modalidad de la radioterapia que utiliza fuentes radioactivas próximas al tumor. En este período, varios estudios sobre los efectos biológicos de las radiaciones promovieron el desarrollo de protocolos de tratamiento y de protección contra los efectos indeseados.

En la década de 1930, en pesquisas realizadas en el Instituto de Radium (Paris, Francia), la física Irene Curie, junto con su esposo Frédéric Joliot, descubrió que algunos materiales no radioactivos, cuando irradiados por materiales radioactivos naturales, pasaban también a emitir radiación. Este fenómeno fue bautizado posteriormente como radioactividad artificial. Comenzaba así, la era de producción artificial de materiales radioactivos en laboratorio para pesquisas y aplicaciones en la medicina.

Diez años más tarde, avances tecnológicos aliados al desarrollo clínico de la radioterapia contribuyeron para la creación de técnicas más eficientes de tratamiento. La construcción de reactores nucleares hizo posible la producción de nuevos elementos radioactivos para uso en la medicina, entre ellos el Cobalto-60 (Co-60) y el Cesio-137 (Cs-137). Estos elementos fueron muy utilizados en radioterapia con el advenimiento de equipamientos para tratamiento que utilizaban fuentes encapsuladas. Hasta entonces los tratamientos eran realizados con equipos de rayos X superficial y de ortovoltaje. Los rayos X superficiales (30 kV a 100 kV), por tener una energía más baja, fueron utilizados para el tratamiento de lesiones superficiales, como tumores de la piel. Para tumores más profundos, se utilizaban rayos X de ortovoltaje (100 kV a 300 kV) (figura 1.3). La necesidad de tratar tumores más profundos con una dosis más baja en la superficie de la piel hizo con que fuesen creados los primeros equipamientos con elementos radioactivos que emitían fotones más energéticos.

La invención de equipamientos de teleterapia con fuentes de Cs-137 y Co-60 (figura 1.4) posibilitó el tratamiento de tumores más profundos.

En la práctica, los equipamientos que utilizaban fuentes de Co-60 fueron los que prevalecieron, porque sus



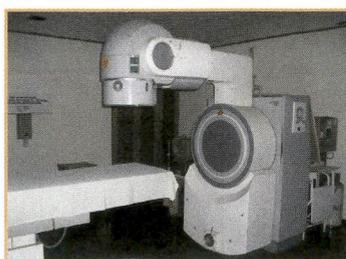
Fotos: Roberto Salomon

Figuras 1.3 y 1.4 - Equipo de rayos X de ortovoltaje (izq.) y equipo de teleterapia con Co-60 (der.)

características físicas eran más eficientes para los tratamientos. Los equipamientos con fuentes de Cs-137 tenían una penumbra muy grande en la definición del tamaño de campo, lo que comprometía la calidad de los tratamientos, por esto su uso fue discontinuado.

Cuando fueron creados los equipamientos de Co-60 (figura 1.5), ya existían algunos aceleradores de partículas con aplicaciones en radioterapia - los Betatrones - que eran aceleradores de electrones utilizados para el tratamiento de tumores superficiales. Estos equipos fueron substituidos por aceleradores lineales con haces de fotones, que posibilitaron la irradiación de los pacientes con campos mayores en un tiempo menor. El primer acelerador lineal para uso clínico fue instalado en 1952, en el Hamersmith Hospital, en Londres.

Los primeros aceleradores lineales solo producían haces de fotones. Solamente al final de la década de 1950, la industria produjo aceleradores lineales con haces de fotones y electrones (figura 1.6).



Figuras 1.5 y 1.6 - Equipo de cobaltoterapia (izq.) y un moderno acelerador lineal con haces de fotones y electrones (der.)

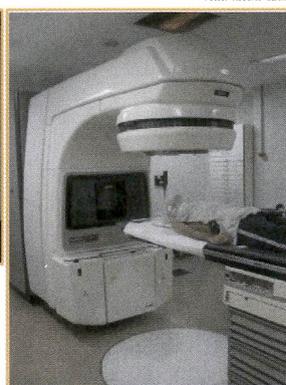


Foto: Roberto Salomon

La competencia entre los equipamientos de Co-60 y los recién inventados aceleradores lineales de uso clínico trajo toda una serie de avances que crearon la radioterapia moderna. Uno de estos avances fue la creación de equipos con montajes isocéntricos, tornando los tratamientos más rápidos y prácticos en su ejecución.

En esta época, comenzó también el uso de simuladores de tratamiento (figura 1.7), que son equipos que poseen un tubo de rayos X de baja energía, lo que permite una mayor practicidad y precisión en la localización de los tumores y en la definición de los campos de tratamiento.

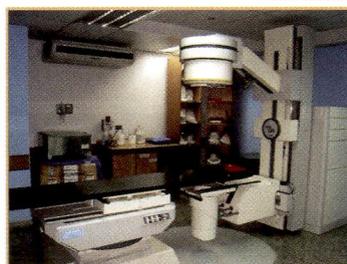


Figura 1.7 - Simulador de tratamiento

Foto: Roberto Salomon

En los últimos 25 años, con la evolución de la informática, la invención de nuevas técnicas de adquisición de imágenes y la creación de nuevos accesorios específicos para radioterapia, se inició una nueva era tecnológica en la radioterapia. Aparecieron los tomógrafos por resonancia magnética y por rayos X. El desarrollo de *softwares* específicos para radioterapia tornó posible el uso de las imágenes tomográficas para diseñar estructuras anatómicas en tres dimensiones.

Sofisticados métodos computacionales de cálculo proporcionaron un conocimiento más preciso de la dosis que cada tejido irradiado recibe, posibilitando así el

desarrollo de nuevos protocolos clínicos de tratamiento, que ofrecen un mayor índice de cura con un menor índice de complicaciones.

Vimos, como la radioterapia evolucionó con el tiempo, acompañando los progresos tecnológicos, siempre con el objetivo de prestar mejor asistencia y calidad de vida a los pacientes. Es importante resaltar que los técnicos en radioterapia deben estar siempre actualizados, con conocimiento y dominio de las técnicas de tratamiento vigentes, para que puedan prestar mejor asistencia e colaborar efectivamente en el tratamiento de los pacientes con cáncer.

Referencias

Biral AR. Radiações ionizantes para médicos, físicos e leigos. Florianópolis: Insular; 2002.

Glasser O. Wilhelm Conrad Rontgen and the early history of the Roentgen rays. Springfield: Charles C. Thomas; 1934.

Dainith J et al. Chambers Biographical Encyclopedia of Scientists. England: Market House Books Ltd; 1983.

Perez CA. Principles and practice of Radiation Oncology. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2004.

Podgorsak EB (editor). Review of Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005.

Tauhata L et al. Radioproteção e dosimetria - fundamentos. Rio de Janeiro: CNEN, Instituto de Radioproteção e Dosimetria; 2001.

Sugerencias para investigación

<http://www.accessexcellence.org/AE/AEC/CC/radioactivity.html> - Sitio Web donde puede ser encontrado un artículo sobre el descubrimiento de la radioactividad.

http://www.accessexcellence.org/AE/AEC/CC/historical_background.php - Sitio Web donde puede ser encontrado un artículo que hace énfasis en los esfuerzos de Röntgen, Becquerel, Curie y Rutherford en el descubrimiento de la radioactividad

<http://nobelprize.org/physics/laureates/> - Sitio Web donde aparecen los ganadores del Premio Nóbel.

<http://pt.wikipedia.org/> - Sitio Web donde pueden ser encontradas las definiciones de radioactividad y otros términos citados en este texto.

CAPÍTULO 2 - LOS EQUIPOS

Objetivo:

- Desarrollar el dominio del proceso de trabajo del técnico en radioterapia a través del conocimiento de los equipamientos de uso más frecuente y algunas nociones de seguridad radiológica.

2.1 - Rayos X: superficial y ortovoltaje

Los protocolos básicos de tratamiento, de dosimetría clínica y física, de técnicas de simulación y posicionamiento, fueron creados a partir de la experiencia acumulada con la utilización de los equipamientos de terapia superficial y ortovoltaje.

En el capítulo anterior vimos que, las primeras aplicaciones de la radiación ionizante en la modalidad de terapia, aparecieron con la invención del tubo de rayos catódicos, algún tiempo después del descubrimiento de los rayos X.

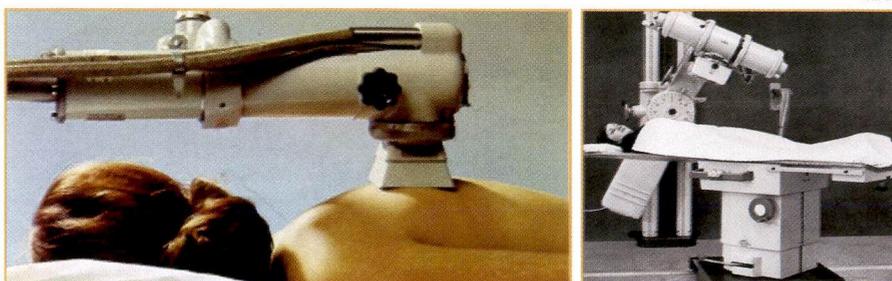
Así en sus inicios, los equipos creados para radioterapia, tenían, básicamente en su constitución un tubo de rayos X alimentado con tensiones que oscilaban entre 30 kV y 100 kV para rayos X superficial y entre 100 kV y 300 kV para ortovoltaje.

Los equipos de terapia superficial (figura 2.1) y ortovoltaje (figura 2.2) son constituidos de un cabezal con un tubo de rayos X, un soporte o columna sustentadora (también llamado de **estativo**), una unidad de control y una mesa para posicionamiento del paciente.

En su funcionamiento, estos equipos siguen los mismos principios físicos, geométricos y electrónicos de los equipos de rayos X con fin diagnóstico.



Estativo es un término derivado del inglés *stand* (sustentar), y se refiere a la base fija que sustenta el brazo (*gantry*) y el cabezal del equipo.



Figuras 2.1 y 2.2 - Equipo de terapia superficial Philips RT100 (izq.) y equipo de ortovoltaje Siemens (der.)

Para obtener un determinado haz, se utiliza un tubo de rayos X de ánodo fijo embutido en un cabezal refrigerado (figura 2.3), generalmente en aceite, donde las características del haz están determinadas por parámetros como:

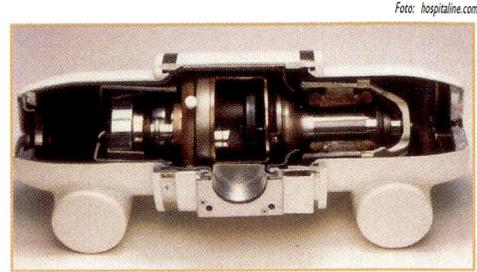


Figura 2.3 - Tubo de rayos X dentro del cabezal

- La corriente eléctrica del tubo (medida en miliamperios - mA), para el rendimiento del haz.
- La tensión (medida en kilovoltio - kV) para la energía o penetración del haz.
- La filtración adicional (*HVL*, del inglés *half value layer* = capa semirreductora), para la calidad del haz generado.
- El tiempo de tratamiento para administrar la dosis adecuada.

¿Cómo funcionan los tubos de rayos X?

El tubo de rayos X es una ampolla de vidrio especialmente producida para resistir altas temperaturas. Su funcionamiento se basa en la emisión de radiación debido a la interacción del haz de electrones con blancos metálicos.

En esta ampolla, cuando una corriente eléctrica (medida en mA) pasa por el filamento (figura 2.4 - K), el mismo se calienta y libera electrones por emisión termoiónica.

Para obtener los fotones de rayos X, los electrones liberados por el filamento son acelerados por una diferencia de potencial (figura 2.4 - U, medida en kV) aplicada al tubo hasta que interaccionan con el blanco metálico (figura 2.4 - A) que, por estar polarizado positivamente, atrae los electrones que tienen carga eléctrica negativa.

Foto: wikipedia.org

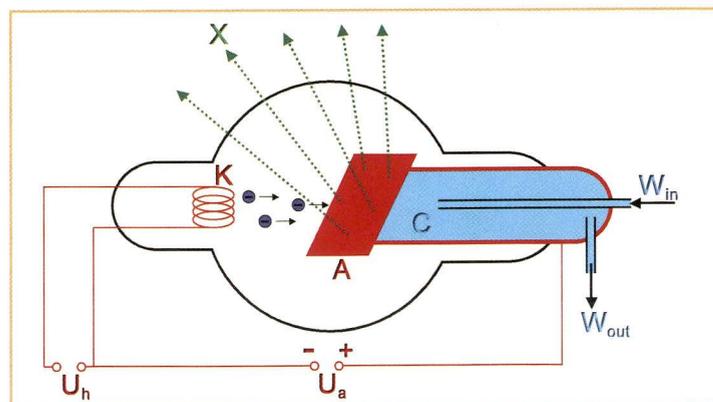


Figura 2.4 - Esquema de los elementos de un tubo de rayos X



Emisión

termoiónica es un fenómeno mediante el cual los electrones, alcanzan por medio del calor, la energía suficiente para escapar de la superficie de un filamento

Para aumentar la eficiencia de esta atracción, los tubos de rayos X son construidos con un vacío en su interior. Así, los electrones pierden menos energía durante su propagación y tienen más chances de llegar al blanco, donde interactúan, produciendo los rayos X.

Durante este proceso de interacción, los electrones son frenados, perdiendo 99% de su energía en forma de calor y 1% en forma de rayos X. Para retirar todo este calor, el tubo es colocado dentro de un cabezal metálico, antiguamente refrigerado con agua (figura 2.4 - C e W) y hoy en día con aceite.

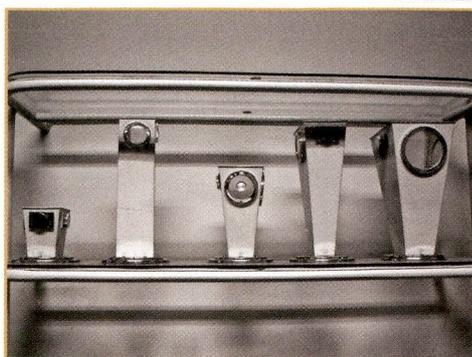


Figura 2.5 - Conos para tratamiento

Para poder utilizar equipamientos de rayos X en radioterapia fue necesario crear dispositivos y accesorios específicos, tanto para los equipos de terapia superficial como para los de ortovoltaje. En ellos, la definición del tamaño de campo de radiación era realizada a través de colimadores luminosos ajustables o conos aplicadores de diferentes tamaños y formas (figura 2.5), lo que facilitaba la determinación de la distancia fuente-superficie (DFS) y una marcada disminución de la zona de penumbra.

Los equipos de rayos X superficial, utilizaban conos aplicadores, y los de ortovoltaje, tanto conos aplicadores como colimadores luminosos. Los conos normalmente estaban disponibles para dos o tres distancias fuente-superficie:

- Terapia superficial: DFS de 10, 15 y 25 cm.
- Ortovoltaje: DFS de 30, 40 y 50 cm.

Los equipamientos de rayos X fueron utilizados por muchos años para tratamientos de radioterapia externa (teleterapia), formando la base de la radioterapia actual. Los equipos de ortovoltaje fueron de grande utilidad para el tratamiento de lesiones superficiales, normalmente tumores en la piel. Sin embargo, debido a limitaciones como el poder de penetración del haz (energía), el tamaño del campo y la tasa de dosis, estos equipos no poseían las condiciones necesarias para todas las terapias posibles.

Aun con la construcción de nuevos equipos con potenciales mayores, en el orden de 200 kV a 500 kV, las aplicaciones se limitaban a tratamientos de cáncer de la piel, cicatrices queloidianas, y lesiones superficiales. Cuando eran utilizados para tratar tumores profundos, como los de pulmón y pelvis, la dosis máxima era depositada muy próxima a la superficie de la piel, originando en una alta incidencia de reacciones adversas.

Los equipos de ortovoltaje prácticamente fueron eliminados con el surgimiento primero, de las llamadas bombas de Co-60 y posteriormente con los aceleradores lineales de fotones y electrones para uso médico. Aun así, todavía existen hospitales que poseen y utilizan equipos de ortovoltaje para tratamiento de lesiones superficiales.

Antes de iniciar cualquier sesión de tratamiento, el técnico en radioterapia tiene la responsabilidad de programar el equipo, colocando con antelación la tensión (en kV), la corriente (en mA), la filtración adicional (en HVLs), la DFS, el tamaño de campo y el tiempo de tratamiento determinado para cada paciente. Para irradiar los pacientes, los mismos eran colocados en una mesa semejante a la de los equipos de rayos X diagnóstico (figura 2.6). Los cabezales de estos equipos permitían movimientos verticales y longitudinales, así como diferentes angulaciones.

Para delimitar áreas irregulares que necesariamente serían irradiadas y proteger tejidos sanos, se confeccionaban máscaras de plomo (figura 2.7) personalizadas para cada paciente y con espesuras que variaban entre 1 mm y 3 mm.

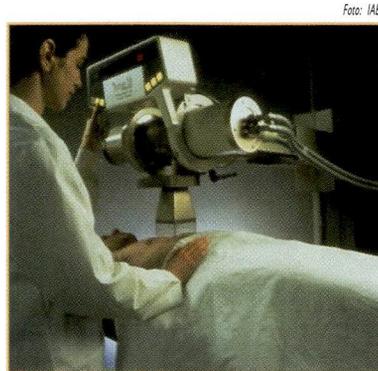


Foto: IAEA

Figura 2.6 - Técnico en radioterapia posicionando un paciente para tratamiento



Foto: Acervo SQRJ

Figura 2.7 - Máscara de plomo

Los nuevos equipamientos, con haces de fotones y energías mayores posibilitan tanto el tratamiento de lesiones profundas con bajas dosis en la piel (Co-60 y aceleradores lineales), como el de lesiones superficiales con haces de electrones (aceleradores lineales).



Fuente sellada o encapsulada es aquella donde no existe posibilidad de contacto con el material



El Uranio empobrecido está compuesto principalmente por el isótopo estable del Uranio-238. Se utiliza como blindaje de las radiaciones ionizantes, debido a que no emite radiación y posee una densidad, superior a la del plomo

2.2 - Telecobaltoterapia

La producción de equipos con fuentes de Co-60 fue un gran avance para la radioterapia. El hecho de producir haces más energéticos, permita el tratamiento de lesiones más profundas. Ellos fueron fundamentales en todo el proceso de evolución, implantación e implementación de nuevas técnicas de tratamiento. Hoy en día continúan utilizándose en muchos centros de radioterapia de nuestro país.

Un equipo de Co-60 está compuesto básicamente por una columna o base fija, una parte móvil o brazo (*gantry*) con un cabezal (donde se aloja la fuente de Co-60), una mesa móvil y un panel de control.

El cabezal (figura 2.8) es el corazón del equipo de telecobaltoterapia.

Este componente posee una **fente sellada** de Co-60 dentro de un blindaje de **uranio empobrecido**. La geometría de la fuente es la de un cilindro metálico de aproximadamente 2 cm de diámetro por 2 cm de altura, con el elemento radioactivo en su interior.

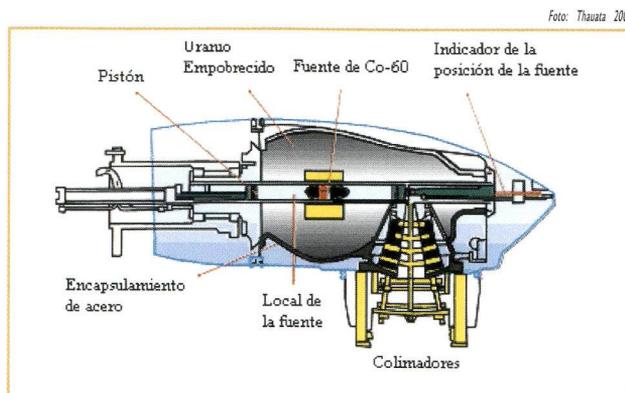


Figura 2.8 - Cabezal de un equipo de Co-60 modelo Theratron 780

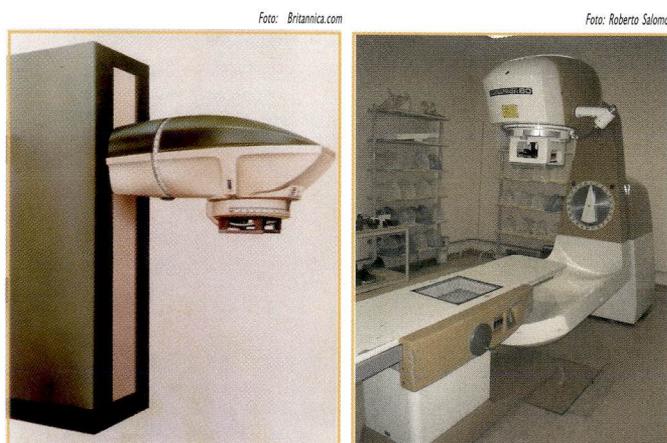
La fuente de Co-60 tiene dos posibles posiciones dentro del cabezal: la posición de guardado (*OFF*) y la de irradiación (*ON*).

El movimiento de la fuente dentro del cabezal es realizado por un sistema neumático que la disloca de la posición de guardado (*OFF*) hasta la posición de irradiación o "ventana" de salida del haz (*ON*), retornándola cuando termina el tiempo de irradiación que fue previamente colocado. La posición de la fuente puede ser acompañada por una señalización luminosa, visible en el exterior del cabezal.

En la "ventana", existe un colimador que determina el tamaño del campo de irradiación.

Los primeros equipamientos de Co-60 eran construidos de forma simples. El montaje incluía una columna sustentadora y un cabezal que se dislocaba verticalmente por ella (figura 2.9). Con ese movimiento, se definía la distancia fuente-piel o DFS.

Este tipo de montaje (no isocéntrico) fue utilizado durante muchos años en varios centros de radioterapia en Brasil, siendo substituidos posteriormente por equipamientos con montaje isocéntrico (figura 2.10), los cuales permitieron el desarrollo de técnicas de tratamiento más prácticas y eficientes.



Figuras 2.9 y 2.10 - Equipo de Co-60 con torre vertical - Eldorado (izq.) y Equipo con montaje isocéntrico - Theratron 80 (der.)

Un equipamiento con montaje isocéntrico (figura 2.10) es construido de forma que su brazo gire siempre en torno de un eje central, en el cual está definido su centro de rotación. El isocentro de un equipamiento se define como punto donde se interceptan el eje central de rotación y el eje central del haz de radiación. La distancia de la fuente al isocentro (DFI) también es conocida por la sigla inglesa *SAD* (*source axis distance*).

Los equipamientos isocéntricos más antiguos trabajaban con DFI de 60 cm o 80 cm. Los más modernos trabajan con distancias fuente-isocentro de 80 cm o 100 cm.

Los equipamientos modernos de Co-60 permiten varios grados de libertad en sus movimientos. A seguir mostramos los mismos, tanto para el cabezal como para la mesa de tratamiento (figura 2.11):

- Movimientos del *gantry* y del colimador:
 - Rotación del *gantry* (indicado por una guía roja).
 - Rotación del cabezal (indicado por una guía azul).
 - Rotación del colimador (indicado por una guía amarilla).
- Movimientos de la mesa:
 - Traslación vertical.
 - Traslación longitudinal y lateral.
 - Rotación de la mesa (*stretch rotation*).
 - Rotación de la mesa en la base (*couch rotation*).

Los equipamientos isocéntricos facilitan mucho los tratamientos, ya que una vez posicionado en la mesa, no será más necesario mover el paciente para localizar e irradiar cada uno de sus campos de tratamiento. En estos equipos, los movimientos de la mesa y del *gantry* (figura 2.11) permiten la convergencia de todos los campos en un mismo punto (isocentro).

El montaje isocéntrico posibilita una mejor reproducibilidad de los tratamientos, así como una mayor dosis al volumen tumoral con menor dosis en los tejidos sanos (menos reacciones en la piel).

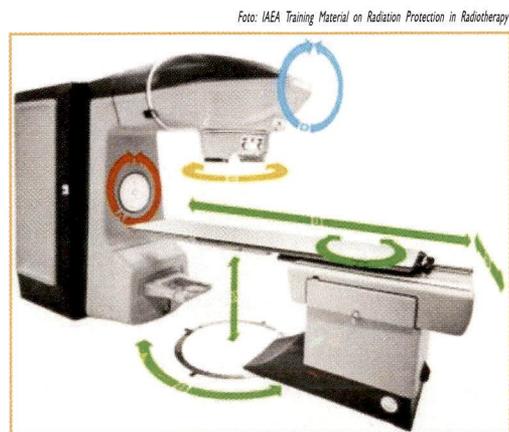


Figura 2.11 - Principales movimientos del *gantry*, del colimador y de la mesa en los equipos de Co-60

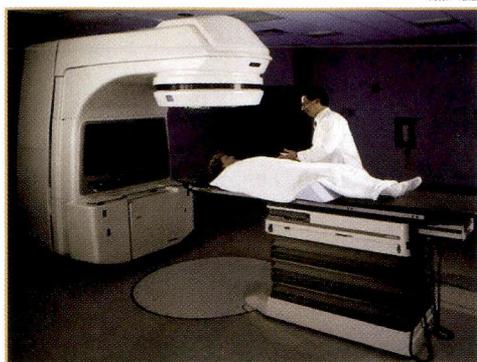


Figura 2.12 - Acelerador lineal Varian Clinac 2300

2.3 - Acelerador Lineal

La adaptación de los aceleradores lineales para aplicaciones médicas proporcionó un gran avance en las técnicas de tratamiento en radioterapia. Estos equipamientos (figura 2.12) permitieron la realización de tratamientos con haces de electrones, de forma más eficiente que con los antiguos Betatrones, así como con haces de fotones de altas energías (4 MV a 25 MV).

Así como los equipamientos de terapia superficial y ortovoltaje, los aceleradores lineales (*linacs*, abreviación en inglés) también utilizan la interacción de los electrones con un blanco metálico para la producción de fotones (rayos X). La obtención de estos haces, mil veces más energéticos que los de ortovoltaje, era imposible con el uso de la tecnología de los antiguos tubos de rayos X debido a sus limitaciones en la adquisición y aislamiento de altas tensiones.

En los aceleradores lineales, para acelerar los electrones a altas velocidades (4 MeV a 25 MeV), se utilizan microondas en un tubo al vacío. En una extremidad del tubo, los electrones, ahora mucho más rápidos, impactan contra un blanco de metal con un alto número atómico, produciendo fotones de rayos X; o contra una hoja dispersora, produciendo haces de electrones.

Como vimos anteriormente, los haces generados en los aceleradores lineales, tienen una energía mayor que la de los haces de Co-60, siendo, por tanto, más penetrantes. En la tabla que sigue, se tiene que para las energías de 6 MV y 10 MV, el punto de dosis máxima se localiza, respectivamente, a 1,5 cm y 2,5 cm de profundidad. Esta característica posibilita la irradiación de tumores en profundidad con dosis altas y bajos efectos en la piel.

Tabla 2.1 - Poder de penetración de los haces de diferentes energías

Equipamiento	Rayos X		Co-60		Acelerador Lineal	
	10kV	140kV	250kV	1,25MeV	6MV	10MV
SSD (cm)	40	40	40	80	100	100
Profundidad de dosis máxima - D _{máx} - (cm)	0	0	0	0,5	1,5	2,5
% Dosis a 10 cm de profundidad	11,9	21,4	29,5	56,4	66,8	74,8

Los aceleradores de fotones y electrones son equipamientos complejos, que se valen de una alta tecnología para producir haces con propiedades dosimétricas y geométricas

bien definidas. Estos equipamientos están constituidos básicamente por una torre (*stand*) y una parte móvil, o brazo (*gantry*), con un cabezal. En la torre (*stand*) están instalados los sistemas de refrigeración, los componentes eléctricos que generan las microondas (*magnetrons o klystrons*) y los demás componentes electrónicos. En el *gantry*, encontramos la sección aceleradora y el cabezal con los colimadores.

Un acelerador lineal de uso clínico está constituido por varios elementos (figura 2.13), entre ellos:

1. **Cañón de electrones:** filamento donde son generados los electrones que serán acelerados.
2. **Sección aceleradora:** estructura donde los electrones son acelerados hasta alcanzar la energía deseada.
3. **Bomba de vacío:** equipamiento responsable por mantener el vacío en la sección aceleradora.
4. **Circuito generador de microondas:** fuente generadora de microondas (*klystron* o *magnetron*).
5. **Guía de onda:** estructura responsable por el transporte de las microondas hasta la sección aceleradora.
6. **Sistema de refrigeración por agua:** componentes responsables por absorber las microondas que no llegan a la sección aceleradora.
7. **Magneto de deflexión:** componente responsable por la conducción del haz de electrones hasta el carrusel.

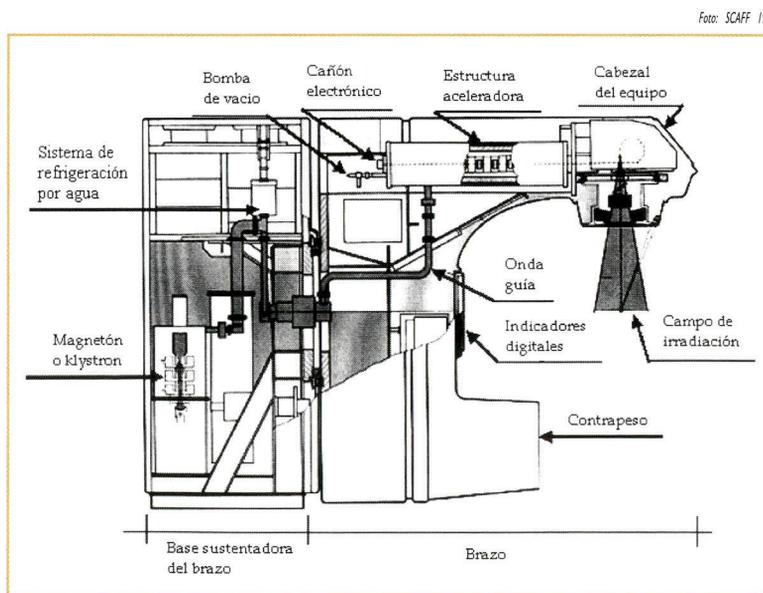


Figura 2.13 - Esquema de los principales componentes de un acelerador lineal

8. Carrusel: componente responsable por la localización de los filtros para obtener haces específicos de electrones o de fotones.

9. Colimadores: componentes responsables por la definición del tamaño de campo de irradiación a ser utilizado.

10. Circuito de agua: responsable por la refrigeración de todo el equipamiento.

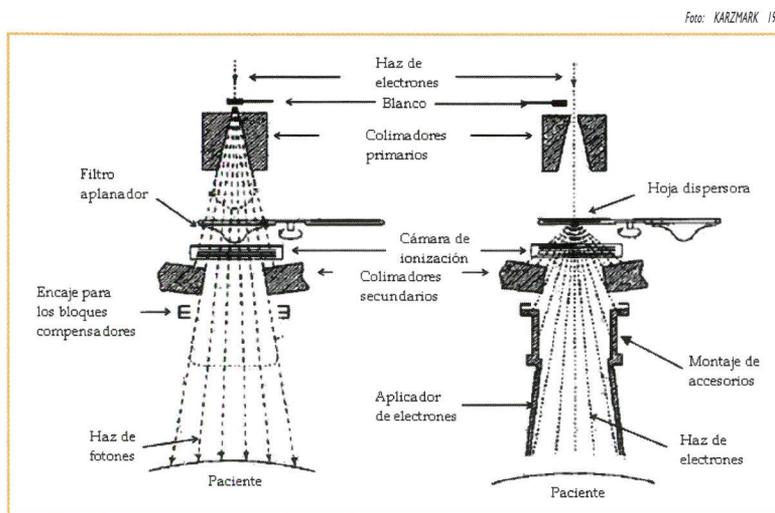


Figura 2.14 - Esquemas del cabezal de un acelerador para producción de fotones y electrones

Los electrones generados son acelerados y conducidos hasta el cabezal del acelerador impactando un blanco metálico de tungsteno, cuando se desea producir un haz de fotones, o una hoja dispersora de aluminio para obtener un haz de electrones (figura 2.14). Estos haces, una vez producidos, son colimados por sistemas específicos para cada caso.

En el cabezal del acelerador (figura 2.15), están localizados los sistemas de selección, colimación y monitoreo utilizados para obtener un haz de radiación homogéneo. El conjunto de estructuras que compone el cabezal es blindado con plomo, para reducir la radiación de fuga hasta un 0,1% de la dosis que llega al isocentro del equipamiento.

Para definir el tamaño de los campos de irradiación y la homogeneidad del haz, se utilizan varios sistemas que se localiza en el cabezal y está compuesto por:

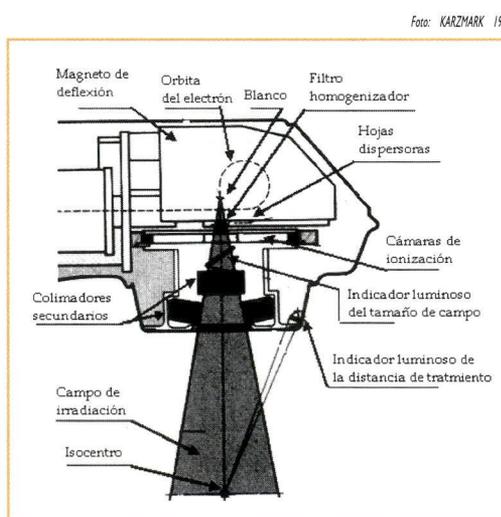


Figura 2.15 - Detalles de los componentes del cabezal de un acelerador lineal



Radioterapia conformada

o conformacional es una modalidad de tratamiento, en la cual los campos de irradiación son definidos en función del volumen blanco, evitando irradiar los tejidos sanos próximos al campo.

1. **Colimadores primarios:** estos colimadores son fijos y determinan el mayor campo de irradiación posible (normalmente 40 cm x 40 cm). Son confeccionados normalmente en plomo o tungsteno y se localizan cerca del blanco (figura 2.14).
2. **Cámaras monitoras:** dos pares de cámaras de ionización interceptan el haz, detectando su intensidad y realimentando un sistema electrónico que verifica la homogeneidad y estabilidad del mismo.
3. **Filtro aplanador:** dispositivo responsable por dejar el haz de fotones más homogéneo.
4. **Hoja dispersora:** componente responsable por crear un haz uniforme de electrones.
5. **Colimadores secundarios:** sistema móvil de colimadores que delimita el tamaño del campo de irradiación.
6. **Conos aplicadores:** utilizados para definir los diferentes tamaños de campo de haz de electrones.
7. **Sistema óptico:** indicador luminoso del tamaño del campo de irradiación y de la DFS.

Los colimadores secundarios están formados por dos pares de colimadores metálicos ("X y Y" en figura 2.16). En los equipamientos más antiguos, estos pares eran simétricos, o sea, se movían juntos. Ya los equipos más modernos, poseen colimadores asimétricos, donde cada par de colimadores se mueven de forma independiente.

En los aceleradores clínicos más modernos, es posible utilizar un sistema conocido como *multileaf colimator* o colimador multihojas (MLC) para la realización de radioterapia conformada.

Este sistema está formado por un colimador que puede tener 52, 80 o 120 hojas, con dimensiones para cada hoja de 3 mm a 10 mm de ancho y 20 cm a 40 cm de largo.

Las hojas del colimador son guiadas individualmente por un sistema computadorizado. Este desplazamiento individual de cada hoja, permite diseñar campos de irradiación irregulares (figuras 2.17 y 2.18) de acuerdo con la forma del volumen tumoral a ser tratado.

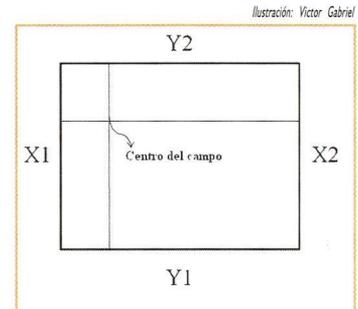
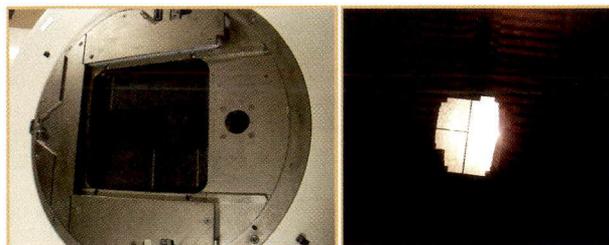


Figura 2.16 - Colimadores asimétricos



Figuras 2.17 y 2.18 - Colimador multihojas (MLC) (izq.) y campo irregular definido por las hojas (der.)

Esta tecnología representa un gran salto de avance comparado con las técnicas predecesoras que utilizaban máscaras y bloques de plomo o *Cerrobend*[®] (mezcla metálica que sustituye el plomo).

Para algunos tipos de tratamiento, como los de cáncer de mama con campos tangenciales, los colimadores asimétricos ofrecen una mayor practicidad en su ejecución ya que el movimiento independiente facilita la corrección debido a la divergencia del haz (figura 2.19).

Ilustración: Chester Martins

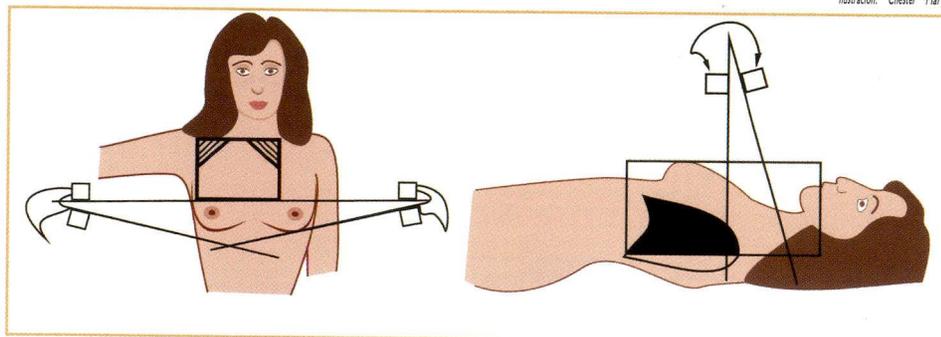


Figura 2.19 - Tratamiento de mama con campos asimétricos

En los equipos con colimadores simétricos, la corrección debido a la divergencia del haz se realiza con el uso de un bloqueador de hemicampo (figura 2.20).

Los aceleradores clínicos también fueron construidos con montaje isocéntrico, lo que tornó los tratamientos más prácticos. En los equipos más nuevos, la DFI está definida a 100 cm, sin embargo aun existen en uso equipos con DFI de 80 cm.

Excepto en la DFI, la cual está predefinida, los grados de libertad en los movimientos del acelerador lineal (figura 2.21) son iguales a los del simulador convencional.

Foto: Roberto Salomon

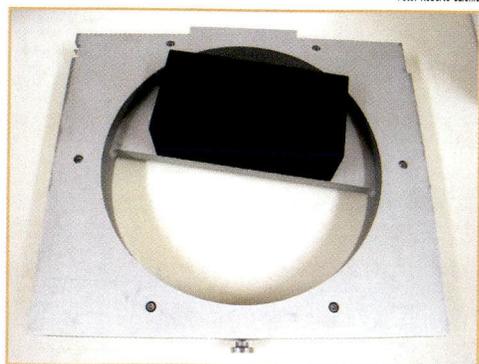


Figura 2.20 - Bloqueador de hemicampo

Foto: Revista Gazeta de Física

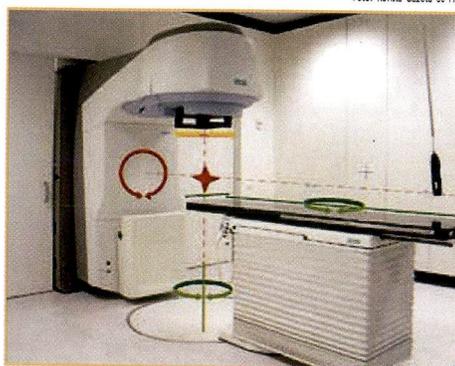


Figura 2.21 - Algunos grados de libertad en los movimientos del acelerador lineal: rotación del gantry (flecha roja), rotación de la mesa (flechas verdes). La "estrella" roja define el isocentro, que está localizado en la intersección entre las líneas de punto

2.4 - Simuladores de tratamiento

Los simuladores de tratamiento fueron desarrollados con el objetivo de mejorar la calidad en la localización del tumor, la planificación de los campos de tratamiento y el posicionamiento de los pacientes.

A pesar de que algunos centros de radioterapia todavía realizan la simulación en el propio equipo de tratamiento, los simuladores son equipos más adecuados para este fin, una vez que no ocupan el tiempo de tratamiento de los equipos de teleterapia.

Durante la simulación, son ejecutadas las siguientes etapas:

- Localización y definición del volumen a ser tratado.
- Localización de los órganos de riesgo que necesitan ser protegidos.
- Definición de la técnica a utilizar.
- Selección de los accesorios adecuados para la localización de la lesión y la inmovilización del paciente.

2.4.1 - Simulador convencional

Los simuladores convencionales (figura 2.22) se constituyen básicamente de un tubo de rayos X diagnóstico (convencional o de fluoroscopia) fijo en un *gantry* con montaje isocéntrica igual a la de los equipos de tratamiento.

En estos equipos, se define el isocentro de tratamiento, los campos de irradiación para la región a ser tratada y se seleccionan los accesorios de posicionamiento e inmovilización del paciente, de forma que se garantice la reproducibilidad del procedimiento durante todo el tratamiento.

El proceso de localización tumoral y de definición del tamaño campo se realiza con base en los parámetros óseos, lo que a su vez define las regiones que serán protegidas.

La definición de los campos de irradiación (cuadrados o rectangulares) se realiza, utilizando colimadores luminosos. La mesa del simulador posee los mismos movimientos de las mesas de tratamiento. Así, el simulador convencional reproduce las mismas condiciones geométricas del tratamiento que será realizado en la unidad de teleterapia.

Foto: IAEA Training Material on Radiation Protection in Radiotherapy

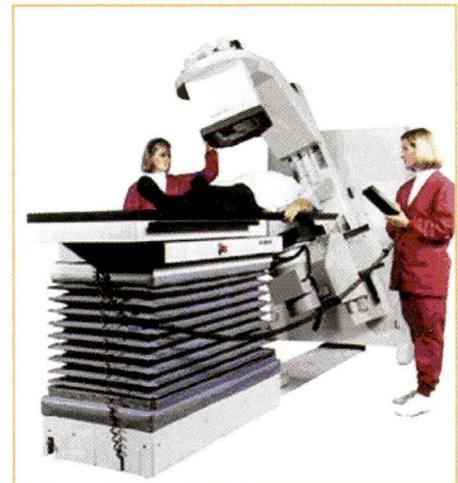


Figura 2.22 - Simulador convencional

Foto: IAEA Training Material on Radiation Protection in Radiotherapy

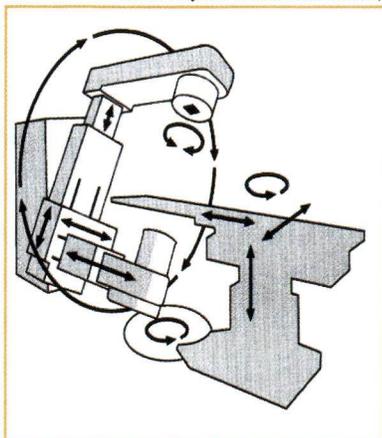


Figura 2.23 - Grados de libertad de un simulador convencional de tratamiento

El proceso de simulación convencional se realiza utilizando imágenes radiográficas, sean filmes o imágenes de fluoroscopia, en cuya adquisición, los técnicos de radioterapia participan activamente. En esta etapa, el técnico aplica todos los conocimientos sobre radiología convencional y fluoroscopia adquiridos durante su formación en radiología, pero, es importante tener presente el alto grado de complejidad del simulador convencional en relación a los equipos diagnósticos, como por ejemplo, los grados de libertad de sus movimientos (figura 2.23).

Una vez concluida la simulación, las imágenes radiográficas del paciente son enviadas para el cálculo de la dosis y del tiempo de tratamiento del paciente.

Mayores detalles del proceso de simulación serán discutidos posteriormente en los capítulos 5 y 6.

Foto: The Modern Technology of Radiation Oncology A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists - J. Van Dyk



Figura 2.24 - Esquema de una sala con un CT-simulador

2.4.2 - Tomógrafo simulador

La evolución de las técnicas de adquisición de imagen, principalmente a partir del surgimiento de la tomografía por rayos X, trajo una gran innovación para las técnicas de simulación en radioterapia, pues permitió la realización de la simulación virtual del tratamiento.

El CT-simulador (figura 2.24) es un equipo de tomografía computarizada adaptado para la radioterapia.

Tomógrafos utilizados en radiodiagnóstico también pueden ser utilizados en radioterapia, desde que utilicen una mesa plana, semejante a la de las unidades de tratamiento, y láseres fijos que auxilien en la localización del paciente y en la determinación del isocentro de simulación.

La entrada en el *gantry* del tomógrafo puede ser un factor limitante cuando se utilizan accesorios de posicionamiento del paciente como la "rampa de mama" (*breast board*). No obstante, algunos equipos nuevos ya son proyectados y comercializados para uso específico en radioterapia.



CT-simulador

= *computerized tomography*, que significa en español tomografía computarizada.

El proceso de simulación que utiliza el tomógrafo para la adquisición de imágenes sin que el paciente pase por un simulador convencional es llamado de simulación virtual.

Para el proceso de simulación virtual, las imágenes tomográficas son adquiridas en el plano transversal del paciente (figura 2.25). En esta etapa, así como en la simulación convencional, los técnicos de radioterapia operan el equipamiento, auxilian en la inmovilización del paciente y en la localización del isocentro de simulación.

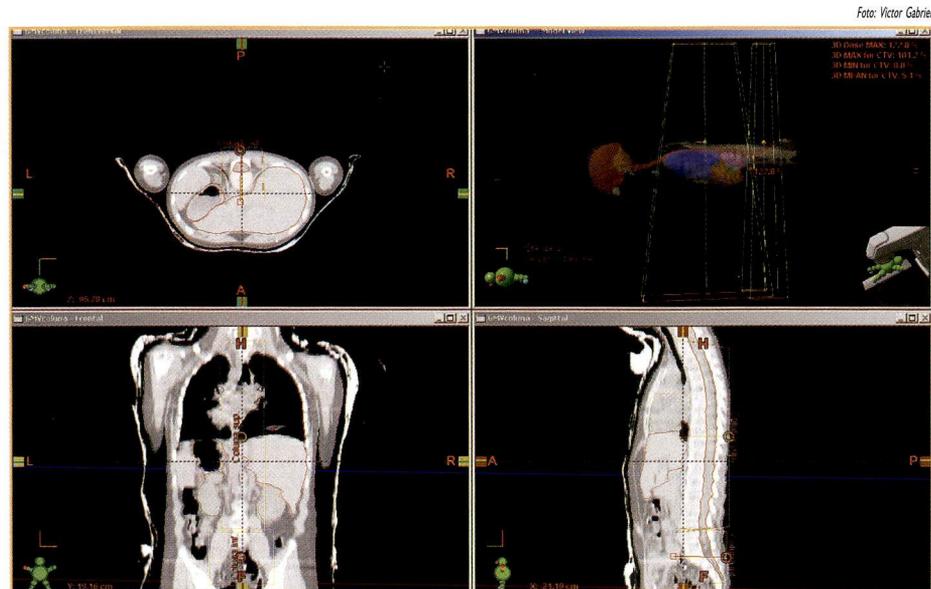


Figura 2.25 - Cortes tomográficos, comenzando por la izquierda en sentido horario: corte transversal, reconstrucción tridimensional del paciente con los campos de tratamiento, corte sagital y corte coronal

Las imágenes adquiridas en el tomógrafo, conteniendo todas las informaciones anatómicas del paciente, son enviadas para una estación de planificación (*workstation*) constituida por un computador con un programa específico denominado sistema de planificación de tratamientos.

El conjunto de imágenes tomográficas es procesado y transformado en un "paciente virtual" en tres dimensiones (3D) (figura 2.26). A partir de esta imagen tridimensional del paciente y de la misma forma que en la simulación convencional, se determina:

- El isocentro del tratamiento (normalmente definido en el centro del tumor).
- Los tamaños de los campos de irradiación.
- Las regiones que serán protegidas.

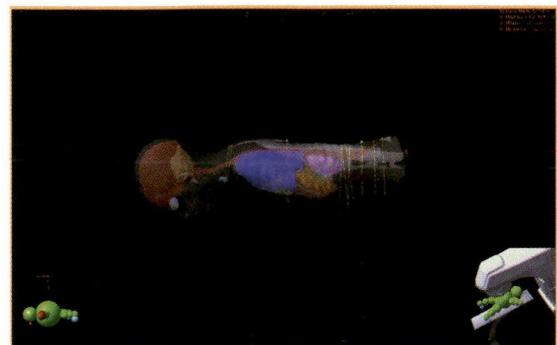


Figura 2.26 - Simulación virtual 3D

Al igual que las radiografías en la simulación convencional, las radiografías digitalmente reconstruidas (*DRRs - digital reconstructed radiographs*) sirven como importantes parámetros de verificación del posicionamiento del paciente y de los límites de los campos de irradiación.

Las DRRs se obtienen a partir de las imágenes tomográficas, utilizando el sistema de planificación, como se muestra en la figura 2.27.

De la misma forma que en la simulación convencional, las imágenes radiográficas del paciente son enviadas para calcular la dosis y el tiempo de tratamiento.



Figura 2.27 - DRRs de un tumor de cabeza y cuello

2.5 - Aspectos generales de seguridad en los equipamientos

En Brasil, los parámetros básicos de seguridad y funcionamiento en instalaciones médicas que poseen equipamientos radiactivos son regulados por normas específicas, como la NN-3.01, NE-3.06 y NE-6.02 de la Comisión Nacional de Energía Nuclear (CNEN), que establecen los requisitos básicos de radioprotección en radioterapia, y la resolución RDC-20, de la Agencia Nacional de Vigilancia Sanitaria (ANVISA), que implementa el reglamento técnico para el funcionamiento de los Servicios de Radioterapia.

Es importante que los técnicos tengan conocimiento de las normas que regulan la actividad de radioterapia llevando en consideración, la particularidad de cada país según las autoridades regulatorias locales. El técnico en radioterapia mantiene un contacto diario con los equipamientos del servicio, lo que le permite conocer bien su funcionamiento, pudiendo así prevenir e identificar posibles problemas durante su jornada laboral.

En este sentido, el técnico debe siempre observar y cuidar la integridad del cronómetro mecánico o digital, así como la existencia de ruidos extraños en el sistema neumático y mecánico (en el caso de los equipos de Co-60).

En los simuladores, se debe tomar especial cuidado con los aspectos mecánicos (láseres, tamaño de campo etc.), una vez que cualquier error en el proceso de simulación, será propagado para todo el tratamiento, comprometiendo seriamente su calidad.

La mejor manera de monitorear el desempeño diario de los equipamientos es estableciendo un programa de control de calidad, ya que este método se muestra como el más eficaz para reducir problemas, gastos, incidentes y accidentes.

La protección radiológica del paciente y del equipo multidisciplinario que lo asiste, está estrechamente relacionada a la garantía de calidad, o sea, al funcionamiento correcto de todos los equipamientos.

Por esta razón, diariamente, antes del inicio de los tratamientos, se deben realizar todas las pruebas establecidas en el programa de control de calidad de la institución, conforme las normas específicas.

De esta forma podemos decir que un técnico en radioterapia, conocedor de la importancia de su función, es una figura fundamental tanto en la realización diaria de los tratamientos como en el cuidado de los equipos.

Ahora que usted ya conoce los equipos de uso más frecuente en radioterapia así como su funcionamiento, pasaremos al próximo capítulo, que trata sobre los accesorios utilizados para el posicionamiento del paciente y modificación de los haces de radiación durante las sesiones de tratamiento.

Referencias

Podgorsak EB. Review of Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency, Division of Human Health; 2006.

International Atomic Energy Agency. External Beam Radiotherapy: Equipment and safe design. Training Material on Radiation Protection in Radiotherapy. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2007.

Johns HE, Cunningham JR. The Physics of Radiology. 3rd ed., Chicago: Thomas; 1969.

Nandi DM. Estudo de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares utilizados em radioterapia - uma contribuição para gestão tecnológica médico - hospitalar. (dissertação). Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica; 2004. 141 f.

Tauhata L et al. Radioproteção e dosimetria - fundamentos. Rio de Janeiro: CNEN, Instituto de Radioproteção e Dosimetria; 2001.

Van Dyk J (editor). The modern technology of Radiation Oncology: a compendium for medical physicists and radiation oncologists. Madison, Wis.: Medical Physics Pub; c1999.

Wallace RP. Cobalt and Radiation Therapy: The Benefits in the Treatment of Cancer. Ontario, Ca: Theratronics International Limited; 1997.

Wolfgang S. 3D Conformal Radiation Therapy: A multimedia introduction to methods and techniques. [S.n.t]

Sugerencias para investigación

http://pt.wikipedia.org/wiki/Raios_X - Sitio Web con informaciones sobre la producción de rayos X.

http://www.ionactive.co.uk/multi-media_video.html?m=8 - Sitio Web con animaciones sobre la producción de rayos X

http://en.wikipedia.org/wiki/External_beam_radiotherapy - Sitio Web con informaciones sobre equipamientos de tratamiento con radiación.

www.cnem.gov.br - página Web de la Comisión Nacional de Energía Nuclear (CNEN) donde pueden ser encontradas las normas brasileñas de protección radiológica y los requisitos para el licenciamiento de servicios de radioterapia. Disponible en idioma Portugués e Inglés

<http://e-legis.anvisa.gov.br/leisref/public/showAct.php?id=20741&word> - Sitio Web de la ANVISA con las reglas para el funcionamiento de los servicios de radioterapia. Disponible apenas en idioma Portugués.

CAPÍTULO 3 - ACCESORIOS PARA TRATAMIENTO

Objetivo:

- Ofrecer al técnico la oportunidad de perfeccionar sus conocimientos sobre los accesorios más usados, tanto para posicionamiento del paciente como para modificación del haz de radiación, en los tratamientos más frecuentes con radioterapia.

3.1 - Accesorios para posicionamiento

La mayoría de los tratamientos en radioterapia se realizan con sesiones diarias (como promedio un total entre de 20 y 30). Por lo tanto, la garantía de reproducir, día a día, el posicionamiento correcto del paciente, es un factor de gran importancia para el éxito del tratamiento. Para ello, contamos con diversos accesorios estandarizados, creados especialmente para la inmovilización, confort y agilidad en el posicionamiento de los pacientes.

Por otro lado, tenemos también accesorios que objetivan modificar el haz de radiación de acuerdo con la planificación del tratamiento.

Estos accesorios son utilizados para posicionar y inmovilizar el paciente, tanto en la simulación del tratamiento (en un simulador convencional o en un CT-simulador) como en su realización en un equipo escogido para el caso en específico. A continuación, presentamos algunos de los accesorios más utilizados en la rutina de radioterapia:

- a) Soportes para cabeza y cuello.
- b) Máscaras termoplásticas.
- c) Retractor de hombros.
- d) *Breast Board*.
- e) Almohadilla de soporte para la posición decúbito ventral.
- f) Soporte para abdomen.
- g) Inmovilizador pélvico.
- h) Inmovilizador de cuerpo entero.

- i) Soporte para rodillas.
- j) Inmovilizador para el neuroeje.

a) Soportes para cabeza y cuello

Los soportes (figura 3.1) tienen por objetivo posicionar la columna cervical de acuerdo con cada propuesta de tratamiento. Son construidos con formatos estandarizados y identificados por letras.

Cuando la posición deseada no se consigue con los soportes estandarizados, los mismos pueden ser construidos en el taller de moldes y accesorios de radioterapia. Estos soportes individualizados pueden ser construidos en yeso, espuma o poliespuma.



Figura 3.1 - Conjunto estandarizado de soportes de cabeza y cuello

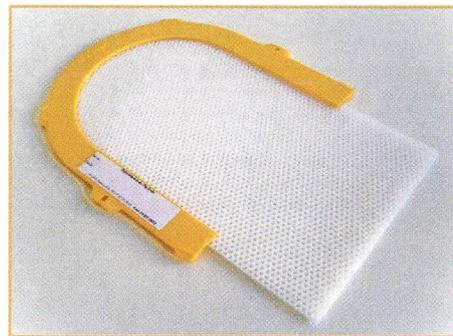


Figura 3.2 - Molde plástico con el material sintético utilizado en la inmovilización

testa y presa a la mesa de tratamiento.

Estas máscaras están fijas a un molde plástico que le sirve de base (figura 3.3).

El molde con el material termoplástico es calentado a una temperatura suficiente como para ablandarlo, es entonces que se posiciona sobre la región del paciente que será inmovilizada. En pocos minutos, el material termoplástico se resfría, quedando rígido y tomando la forma final deseada para la inmovilización y irradiación diaria del paciente.

b) Máscaras termoplásticas

Son accesorios confeccionados en material sintético y usados para la inmovilización del paciente en tratamientos de cabeza y cuello (figura 3.2).

Ellos sustituyeron al antiguo, incómodo y impreciso método de inmovilización de la cabeza del paciente, usando una cinta adhesiva colocada en su



Figura 3.3 - Base con soporte de cabeza para fijar la máscara termoplástica

Para el tratamiento de los tumores de cabeza y cuello, es necesario, junto con la máscara, usar un soporte de cabeza (figura 3.1).

Para confeccionar la máscara, el paciente es posicionado, de forma confortable, sobre el soporte escogido.

La figura 3.4 muestra la secuencia de confección de una máscara para un tratamiento de cabeza y cuello.



Figura 3.4 (a), (b), (c) - Secuencia de confección de una máscara termoplástica

Algunas veces, y para tratamiento de tumores de mamas muy grandes, utilizamos una máscara termoplástica para facilitar y garantizar la repetición del posicionamiento correcto en cada aplicación.

Sin embargo, en la actualidad, la mayoría de estas inmobilizaciones se realiza con el uso de "rampas de mama" (*breast board*), descritas en el punto "d".

c) Retractor de hombros

En tratamientos de cabeza y cuello, cuando el paciente necesita ser posicionado en decúbito dorsal, se utiliza un retractor de hombros para mejorar el posicionamiento de esta región.

Este accesorio está compuesto por dos asas que están fijadas a una base de madera (figura 3.5).

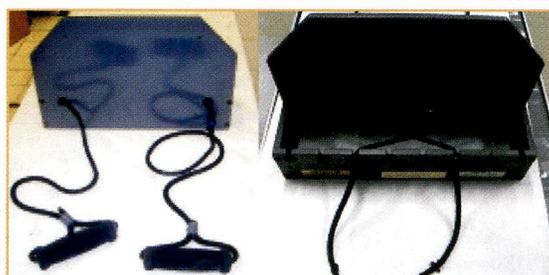


Figura 3.5 - Vista anterior (izq.); y posterior (der.) del retractor de hombros y su posicionamiento correcto

Durante la confección de la máscara termoplástica, el paciente segura las dos asas, tirando de ellas, haciendo un movimiento de tracción en dirección a la cabeza. De esta forma la base de madera que está posicionada debajo de los pies (figura 3.6), le permite alinear sus hombros con el resto del cuerpo, evitando así que los mismos se superpongan a la región cervical. Esta posición es registrada en la ficha de tratamiento del paciente y repetida en cada sesión de tratamiento.



Figura 3.6 - Paciente posicionado con un retractor de hombros

d) Breast Board

También conocido como "rampa de mama", este accesorio es compuesto por un tablón el cual se apoya en una base, lo que le permite moverse, adoptando varios ángulos de inclinación.

Para acomodar los brazos del paciente, la base posee soportes acolchonados, los cuales permiten posicionar correctamente el brazo del paciente con el mayor confort posible durante el tratamiento.

El *breast board* puede ser ajustado para cada paciente, siguiendo las referencias alfanuméricas de angulación en el tablón y la posición de los soportes para los brazos (figura 3.7). Estas referencias son registradas en la ficha de tratamiento para orientar el posicionamiento diario del paciente.

Foto: Roberto Salomon

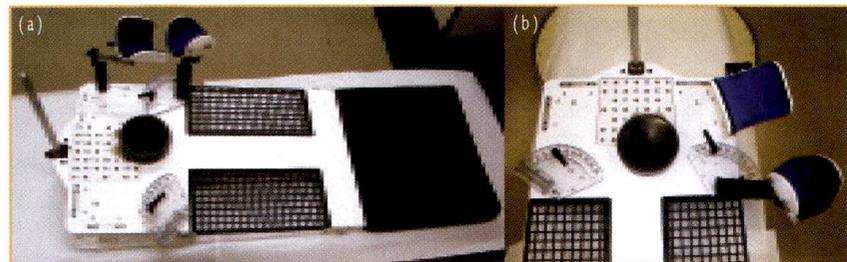


Figura 3.7 (a) y (b) - Breast Board con sus referencias alfanuméricas para posicionamiento

e) Almohadilla de soporte para la posición decúbito ventral

Cuando el tratamiento indicado a un paciente exige la posición decúbito ventral, la utilización de almohadillas comunes pueden, además de causar malestar, comprometer la inmovilización y la reproducibilidad del tratamiento.

Foto: Roberto Salomon

En este caso, se debe usar un soporte inclinado con un orificio en la parte superior, cuya función es acomodar el tórax del paciente e incrustar su rostro (figura 3.8).



Figura 3.8 - Ejemplo de almohadilla para posicionamiento en decúbito ventral

f) Soporte para abdomen

Para inmovilizar los pacientes en decúbito ventral, como en los tratamientos de tumores pélvicos, podemos usar el *belly board* o soporte para abdomen.

Este accesorio consiste en un tablón con un orificio central para acomodar el abdomen del paciente, minimizando así la posibilidad de movimiento. Por su simplicidad, el mismo puede ser fácilmente confeccionado en un taller de moldes.

Foto: Roberto Salomon

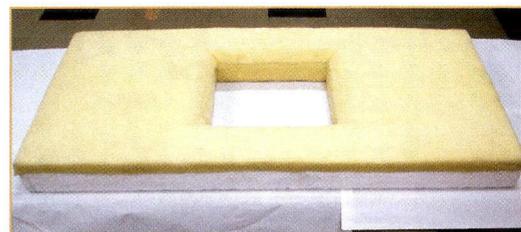


Figura 3.9 - Soporte para abdomen (*belly board*)



Belly board

significa, en traducción libre del inglés, soporte para abdomen o vientre.

g) Inmovilizador pélvico

El tratamiento de algunos tumores pélvicos demandan una alta precisión en la inmovilización de los pacientes, la cual no puede ser garantizada por el soporte para abdomen. Para ello, utilizamos el inmovilizador pélvico (figura 3.10), que es un accesorio formado por una base adaptada a la mesa de tratamiento, y un molde termoplástico rígido, el cual se moldea directamente en el paciente.

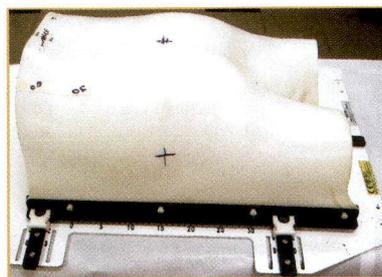


Figura 3.10 - Ejemplo de inmovilizador pélvico

h) Inmovilizador de cuerpo entero

Para inmovilizar con la mayor comodidad posible la mayor parte del cuerpo del paciente, podemos utilizar un inmovilizador de cuerpo entero, que no es más que un colchón flexible relleno con copos de poliestireno (figura 3.11).

Este accesorio es muy versátil y su uso se extiende a varias técnicas de tratamiento, ya que puede ser modelado según la forma del cuerpo de cada persona.

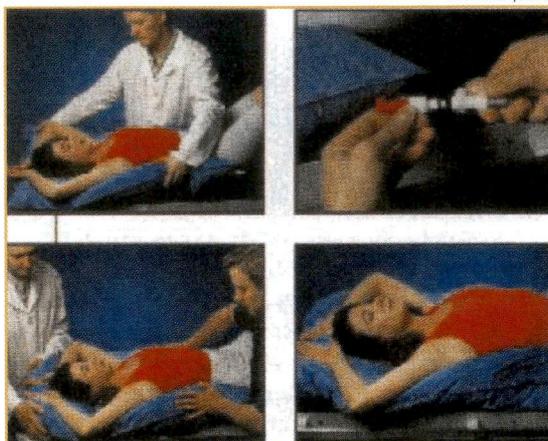


Figura 3.11 - Confección de un inmovilizador de cuerpo entero con una bomba de vacío

Para ello, retiramos el aire de su interior por medio de una bomba de vacío, dejándolo rígido y con el formato del cuerpo del paciente.

Este tipo de accesorio también puede ser construido con líquidos moldeadores.

Para confeccionarlo, se mezclan dos líquidos que forman una solución viscosa, la cual se coloca dentro de un saco plástico. Posicionamos el paciente sobre este saco plástico y aguardamos algunos minutos. Durante este tiempo, la solución se expande, aumentando su volumen y adquiriendo el tamaño suficiente para moldear la forma del paciente. Después de la expansión, la mezcla endurece, formando el molde del paciente que será utilizado en su posicionamiento diario durante todo el tratamiento.

i) Soporte para las rodillas

Es utilizado para auxiliar en la inmovilización del paciente en los tratamientos de tumores de la pelvis, como el cáncer de próstata.

Se trata de una estructura de espuma encapada, con la forma adecuada para apoyar las piernas flexionadas. La misma se posiciona por debajo de las rodillas (figura 3.12),



Neuroeje o

sistema nervioso central es el nombre que se le da a la estructura anatómica formada por el encéfalo (cerebro, tronco cerebral y cerebelo) e por la médula espinal.

evitando que el incómodo, decurrente de la posición de tratamiento, provoque el movimiento natural de las piernas del paciente.

j) Inmovilizador para el neuroeje

El inmovilizador para el neuroeje se utiliza en los tratamientos que exigen irradiación total del cráneo con extensión para todo el neuroeje de los pacientes.

Este inmovilizador puede ser confeccionado con poliespuma y yeso en el taller de moldes (figura 3.13).

El paciente se posiciona en decúbito ventral y su cabeza es inmovilizada con una máscara termoplástica (figura 3.14).



Figura 3.12 - Paciente posicionado con un soporte para rodillas



Figuras 3.13 y 3.14 - Inmovilizador de yeso para tratamiento de cráneo y neuroeje (izq.); y posicionamiento de la cabeza en el tratamiento de cráneo y neuroeje (der.)

La misma calidad de inmovilización para este tipo de tratamiento, podemos obtenerla con el inmovilizador de cuerpo entero, descrito anteriormente, conforme ilustrado en la figura 3.15.

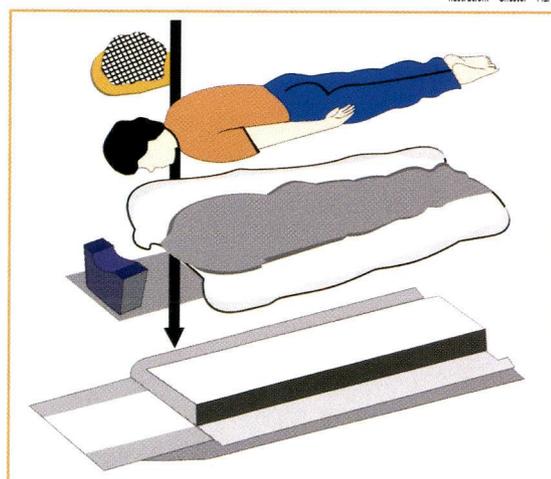


Figura 3.15 - Representación de la inmovilización para tratamiento del neuroeje con el inmovilizador de cuerpo entero

3.2 - Accesorios modificadores del haz

Algunos tratamientos necesitan de accesorios específicos para modificar los haces originalmente producidos por el irradiador (equipos de Co-60 o acelerador lineal).

Para suplir estas necesidades, fueron creados los siguientes accesorios:

- Bloques de protección.
- Bolus.
- Filtros físicos.
- Filtros electrónicos.

a) Bloques de protección

Cuando una parte de los campos de irradiación con haces de fotones necesitan ser bloqueados, con la finalidad de proteger algunas regiones sanas próximas al tumor, se utilizan bloques de plomo o *cerrobend*[®], estandarizados (no divergentes) o personalizados (divergentes), estos últimos confeccionados específicamente para cada paciente en el taller de moldes (figura 3.16).

El bloqueo de partes del campo de irradiación, usando bloques estandarizados (no divergentes), puede generar, en el paciente, regiones indeseables de penumbra.

Para evitarla, la solución está en utilizar bloques personalizados para cada campo de irradiación, con sus bordes siguiendo la divergencia natural del haz de radiación. Detalles para la confección de esos bloques serán discutidos en la "Guía para la confección de bloques de *cerrobend*[®]", en el capítulo 4.

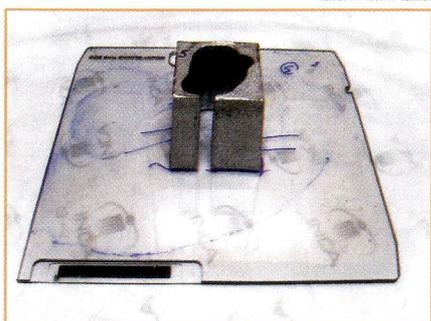


Figura 3.17 - Bandeja de acrílico con un bloqueador de *cerrobend*[®]

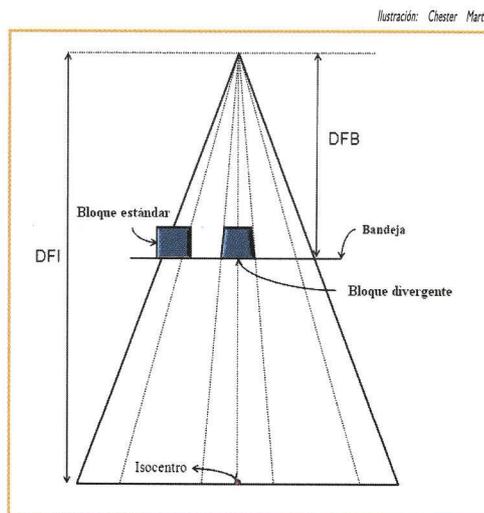


Figura 3.16 - Comparación del efecto de los bloques estandarizados y de los bloques divergentes confeccionados en el



El *cerrobend*[®]

es una mezcla metálica con bajo punto de fusión (70°C) compuesta por bismuto (50%), plomo (26,7%), estaño (13,3%) y cadmio (10%).

La figura 3.16 compara la proyección del haz de radiación después de incidir sobre los bloques estandarizados y los divergentes, ambos colocados a la misma distancia de la fuente a la bandeja de acrílico (figura 3.17), que sirve de soporte para este bloque.

La figura 3.18 - una simulación de un campo de irradiación realizado en un sistema

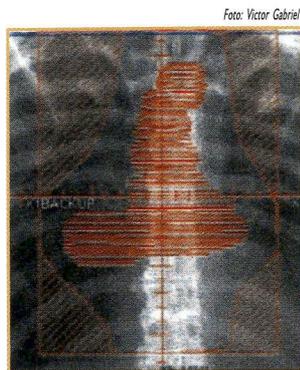


Figura 3.18 - Simulación de un campo de irradiación. El rectángulo que define el tamaño de campo, tenemos el volumen blanco en el medio y, a los lados, el diseño de los bloques

Foto: Victor Gabriel

de planificación de tratamiento - indica la región a ser tratada (mediastino) y las regiones que serán protegidas. Este ejemplo muestra la necesidad de personalizar los bloques, una vez que las regiones que serán protegidas poseen contorno irregular.

Actualmente, la nueva generación de aceleradores lineales permite la utilización de colimadores multiláminas (de la sigla en inglés MLC - *Multi Leaf Collimator*), que sustituyen los bloques de protección. Esos colimadores permiten la conformación de campos irregulares de la misma forma que los bloques personalizados.

En tratamientos con haces de electrones, los bloques de protección son personalizados, pero no divergentes (figura 3.19), debido a las características físicas del haz.

Estos bloques son montados en el propio aplicador de electrones, ya que las bandejas de acrílico atenuarían la intensidad del haz.

b) Bolus

Algunas técnicas de tratamiento exigen que la región de dosis máxima del haz sea dislocada para la superficie de la piel. Para este fin, utilizamos los bolus.

El bolus es un accesorio confeccionado con material de densidad semejante a la de los tejidos blandos del cuerpo humano. Pueden ser adquiridos comercialmente o confeccionados en cera en el taller de moldes. La figura 3.20 muestra un ejemplo de bolus.

La utilización de bolus comerciales optimiza la atención diaria de los pacientes y es más económica que la confección personalizada en el taller.

Sin embargo, en la irradiación de superficies muy irregulares, puede ser exigida la confección de "bolus planificadores" con el objetivo de homogenizar la distribución de las dosis. Estos bolus son confeccionados en cera de abeja y moldeados para cada paciente.

La figura 3.21 muestra un ejemplo de bolus planificador aplicado a una máscara para el tratamiento de tumores de cabeza y cuello.



Figura 3.19 - Bloque de protección para tratamiento com feixe de elétrons

Foto: Roberto Salomón

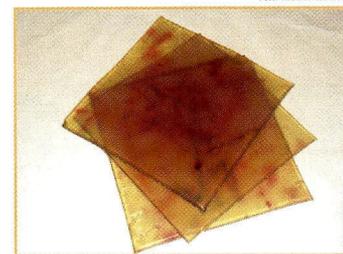


Figura 3.20 - Bolus comercial

Foto: Roberto Salomón

Foto: Roberto Salomón



Figura 3.21 - Bolus planificador aplicado a una máscara termoplástica

c) Filtros físicos

Algunas veces, durante la planificación del tratamiento, es necesario compensar la falta de tejido en superficies curvas, así como homogenizar la distribución de dosis en el volumen a ser irradiado. Para esto, utilizamos los modificadores del haz llamados filtros físicos.

Los mismos consisten en un bloque metálico, moldeado en forma de cuña (figura 3.22).

Con esa geometría, podemos compensar la falta de tejido durante la incidencia del haz de radiación en una superficie con una cierta curvatura, así como crear de propósito un gradiente de dosis para mejorar la homogeneidad de la dosis en el volumen blanco, o sea, en el volumen a ser irradiado. Los filtros físicos pueden ser confeccionados con diferentes ángulos de inclinación. Los ángulos más utilizados son: 15°, 30°, 45° y 60°.

El filtro físico debe ser posicionado en el cabezal del equipo, en la ventana de salida del haz, de modo semejante a la bandeja con los bloques de protección.

Este posicionamiento es generalmente definido por las palabras en inglés: *IN* o *OUT*, *LEFT* o *RIGHT* (dentro, fuera; izquierda o derecha). La figura 3.22 muestra un filtro físico posicionado en el equipo.

Cuando realizamos tratamientos con filtros físicos, es muy importante observar y seguir correctamente la posición del filtro, tal y como fue registrado en la ficha de tratamiento de cada paciente.

Invertir la posición del filtro u olvidar de colocarlo, conlleva a errores muy graves en la dosis administrada al paciente.

La inversión del filtro provoca la inversión de la distribución de la dosis en el volumen tumoral, destruyendo la homogeneidad de la distribución planificada, haciendo con que algunas regiones queden sub-irradiadas (reciben menor dosis que lo planificado) y otras muy irradiadas.

La falta del filtro es un hecho todavía más grave, pues hará con que el paciente reciba un considerable aumento de la dosis (¡el doble!) en el volumen a ser irradiado.

d) Filtros electrónicos

Con la llegada de los aceleradores lineales computadorizados llegaron también los filtros no físicos, o electrónicos.

Foto: Roberto Salomón



Figura 3.22 - Filtro físico posicionado en un acelerador lineal

Estos filtros consisten en colimadores dinámicos que generan distribuciones de dosis equivalentes a las producidas por los filtros físicos colocados en campos estáticos.

Los filtros electrónicos son mucho más prácticos que los filtros físicos para la rutina de un tratamiento, pues eliminan la tarea del técnico tener que entrar en la sala para reposicionar el filtro.

La programación de la posición del filtro es realizada por el técnico, en el computador del panel de mando del equipo.

Tanto la programación de los tratamientos con filtros como la inserción de los filtros físicos en el cabezal deben ser objeto de mucha atención, pues la mala utilización de estos accesorios ya generó algunos accidentes en radioterapia.

Ahora que hemos profundizado en sus conocimientos sobre los accesorios, nuestro próximo capítulo tratará sobre los materiales más comúnmente utilizados y sus respectivas técnicas de confección en el taller de moldes.

Referencias

Bentel GC. Radiation Therapy Planning: Second Edition, McGraw-Hill Companies, USA, 1996.

Instituto Nacional de Câncer (Brasil). Programa de Qualidade em Radioterapia - Curso de Atualização para Técnicos em Radioterapia. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, s.d.

Instituto Nacional de Câncer (Brasil). Manual para Técnicos em Radioterapia, Programa de Qualidade em Radioterapia. Rio de Janeiro: Instituto Nacional do Câncer, 2000.

Wolfgang S. 3D Conformal Radiation Therapy: A multimedia introduction to methods and techniques, Springer.

Sugerencias para investigación

http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/ArchivedNews/3_SevereRadiotherapyAccident23patients.htm

CAPÍTULO 4 - TALLER DE MOLDES EN RADIOTERAPIA

Objetivo:

- Ofrecer al técnico la sistemática de conocimientos sobre materiales y técnicas de confección de los accesorios más comúnmente utilizados en la rutina de radioterapia.

4.1 - Confección de moldes y accesorios

Los moldes y accesorios que demandan un servicio de radioterapia son producidos en el taller de moldes. Estos incluyen bloques de protección, soportes, mascarar termoplásticas y cualquier otro accesorio necesario para la correcta ejecución de los tratamientos.

La confección correcta y adecuada de cada accesorio es un factor de gran importancia para la reproducibilidad y éxito de los tratamientos (tal y como fueron planificados), una vez que la mayoría de los tratamientos son realizados en sesiones diarias, como ya vimos en capítulos anteriores.

El técnico en radioterapia responsable por este sector debe tener conocimientos sobre las técnicas de planificación y dominio sobre los materiales, máquinas y equipos utilizados en el taller, así como, de las técnicas de confección de los accesorios requeridos para cada tratamiento.

Es recomendable que todos los técnicos tengan conocimientos sobre estos procedimientos y que éstos se encuentren descritos detalladamente en algún memorial, disponible para consulta en el taller.

Seguidamente, describiremos los principales materiales utilizados en la confección de los diferentes accesorios, así como las técnicas para confeccionarlos.

4.2 - Materiales

Los materiales más comúnmente usados para la confección de los accesorios son:

- a) Cera da abeja.

- b) Plomo.
- c) Yeso.
- d) *Cerrobend*[®].

a) Cera de abejas

Para la confección de bolus, máscaras y moldes en general, utilizamos un material que sea equivalente al tejido humano. Como ya vimos en los capítulos anteriores, cualquier material utilizado para simular tejido humano, necesita reproducir sus características físicas de atenuación y dispersión. La cera de abejas, es uno de los materiales más utilizados ya que presenta características semejantes a las del tejido humano, además de ser de fácil manipulación y tener un bajo costo.

Cuando calentada, la cera adquiere una constitución pastosa, lo que permite moldearla y esculpirla en la forma deseada. No obstante, es necesario estar atento ya que la cera se enfría rápidamente, endureciéndose.

La figura 4.1 muestra un recipiente con cera en estado pastoso, ideal para ser manipulada.

En la figura 4.2, mostramos un bolus personalizado, moldeado en una máscara para tratamiento de tumor de cabeza y cuello. En este caso, el mismo actúa como homogeneizador de las distribuciones de dosis en el volumen blanco.

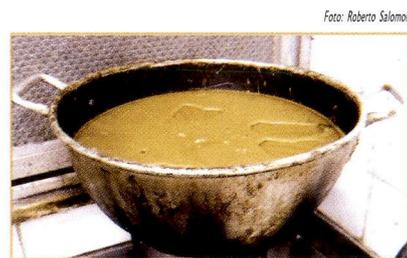


Figura 4.1 - Recipiente con cera en estado pastoso



Figura 4.2 - Ejemplo de bolus personalizado hecho con cera

En la práctica, es importante verificar que los moldes confeccionados sean exactamente iguales a como fueron definidos en la planificación de los tratamientos.

Por ejemplo, un error de 5 mm en un bolus confeccionado para un tratamiento en un equipo de Co-60 puede causar una diferencia superior a 3% en la dosis recibida por el paciente, tanto para más cuanto para menos. En ambas situaciones, el paciente será perjudicado: si el error es para menos será sub-tratado y el tumor podrá no ser erradicado; si la dosis es para más, entonces el paciente estará recibiendo una dosis mayor que la indicada, causando daños innecesarios a las estructuras sanas adyacentes.

b) Plomo

El plomo es un metal de alta densidad, utilizado para atenuar el haz de radiación. Sin embargo, su alta temperatura de fusión (327 °C) dificulta la confección de bloques para protección en un taller de moldes convencional, por ese motivo el *cerrobend*[®] es el material más utilizado actualmente.

Por otro lado y debido a su gran maleabilidad, laminas finas de plomo son más fáciles de ser usadas como protección en haces de electrones, pues no necesitan ser derretidas.

Las figuras 4.3 e 4.4 muestran protecciones de plomo confeccionadas para tratamiento con electrones.

Foto: Dr. Miguel Guizzardi

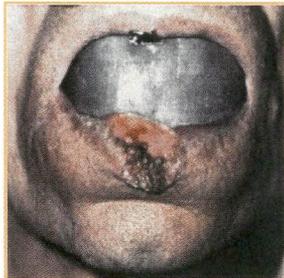


Figura 4.3 - Protección de plomo para tratamiento del labio inferior con haces de electrones

Foto: Roberto Salomon



Figura 4.4 - Máscara de protección confeccionada en plomo y revestida con cera, utilizada para el tratamiento de tumores faciales con haces de electrones

c) Yeso

El yeso es un material bastante versátil para confección de accesorios en el taller de moldes. Para su utilización, basta mezclar el yeso disponible comercialmente en forma de polvo con agua, moldearlo y esperar que seque.

Su uso para confeccionar moldes negativos (figura 4.5), como en el caso de máscaras de cera para tratamientos con haces de electrones (figura 4.4), tratamientos superficiales con braquiterapia y moldes para tratamiento del neuroeje son bastante frecuentes.

Para tratamientos de cráneo con extensión para el neuroeje, es común confeccionar, con yeso y poliespuma, un accesorio (figura 4.6) para inmovilizar el paciente.

Foto: Roberto Salomon



Figura 4.5 - Molde negativo en yeso para la confección de máscaras (molde positivo).

Foto: Roberto Salomon



Figura 4.6 - Inmovilizador de yeso y poliespuma para tratamiento de cráneo y neuroeje



El **molde negativo** es el primer molde realizado directamente sobre el área del paciente a ser tratada y sirve de base para la confección de accesorios en cera o de otro material que será utilizado en los tratamientos.

d) *Cerrobend*[®]

El *cerrobend*[®] es una mezcla metálica compuesta por bismuto (50%), plomo (26,7%), estaño (13,3%) y cadmio (10%) (figura 4.7).

Tiene un punto de fusión bajo (70°C), lo que facilita su manipulación en los talleres de moldes de radioterapia.

El mismo se utiliza para confeccionar bloques de protección para atenuar el haz de radiación.

El grosor de los bloques de *cerrobend*[®] está condicionado a la energía del haz de radiación que irá bloquear. Normalmente la espesura para los bloques de protección se encuentra tabulada, con base en las medidas realizadas por el físico-médico. Por ejemplo, para que un bloque de *cerrobend*[®] ofrezca protección adecuada en un haz de fotones de 6 MV debe tener una espesura de 7 cm.

Como material para confeccionar los moldes que conformaran los bloques, se utiliza el polipropileno expandido de alta densidad, más conocido como poliespuma azul. Este material permite cortes y modelado con precisión y practicidad inigualables. Su espesura es rigurosamente constante, su granulación es muy fina y prácticamente indeformable si se manipula con cuidado. No obstante, su costo es mayor que el de la poliespuma blanca, la cual es más facil de encontrar en el mercado brasileño.

Para construir un bloque de *cerrobend*[®] con la forma deseada, primeramente diseñamos la forma sobre la poliespuma y posteriormente abrimos una cavidad siguiendo el formato del diseño. El *cerrobend*[®] derretido es colocado en esta cavidad, dejándolo durante un tiempo en reposo hasta que endurece, dando forma al bloque deseado para la protección prescrita.

Para cortar los moldes de poliespuma para la confección de bloques de protección que serán usados en haces de fotones, (figura 4.8) se utiliza un "cortador de poliespuma divergente" (pues los haces de fotones son divergentes) (figura 4.9). En el caso de los bloques de protección para ser usados con haces de electrones, se usa un cortador de poliespuma simple, o sea, no divergente (figura 4.10).



Figura 4.7 - Bloques comerciales de *cerrobend*[®]



Figura 4.8 - Forma de poliespuma rellena con *cerrobend*[®] derretido

Foto: Roberto Salomon



Figura 4.9 - Cortador de poliestireno para bloques que serán usados con haces de fotones

Foto: Roberto Salomon



Figura 4.10 - Cortador de poliestireno del tipo simple, usado para confeccionar protecciones para haces de electrones.

Los procedimientos para la confección de diferentes tipos de protecciones se describen detalladamente en las siguientes guías.

4.3 - Guías

- Guía para la confección del bolus de cera.
- Guía para la confección de máscaras termoplásticas.
- Guía para la confección de inmovilizadores del neuroeje.
- Guía para la confección de bloques de protección.

4.3.1 - Guía para la confección del bolus de cera

Algunas técnicas de tratamiento necesitan dislocar la región de dosis máxima del haz para la superficie de la piel. Para este fin se utilizan los bolus.

Sin embargo, para la irradiación de superficies muy irregulares, puede ser una exigencia la confección de "bolus planificadores" con el objetivo de homogeneizar la distribución de las dosis. Estos bolus son hechos con cera y moldeados para cada paciente.

El material equivalente al tejido humano con menor costo y con grande facilidad para modelar es la cera de abejas (figura 4.11).

Foto: Roberto Salomon



Figura 4.11 - Cera de abejas virgen (izq.); y en estado pastoso (der.)

El procedimiento para confeccionar los bolus de cera sigue las siguientes etapas:

1. En el taller, el técnico recibe los diseños de los bolus definidos en la planificación de los tratamientos para que, a partir de ellos, sean definidas las espesuras de cada bolus (figura 4.12).

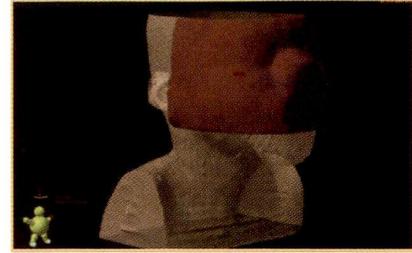


Figura 4.12 - Bolus definido en la planificación del tratamiento

2. La cera virgen, cuando calentada, se vuelve líquida y al contacto con un poco de agua fría, se torna pastosa, lo que permite modelarla con el formato deseado (figura 4.13).



Figura 4.13 - Tornando la cera pastosa con un chorro de agua fría

3. La cera es retirada de la vasija y, aún en estado pastoso, es previamente modelada para homogenizar la masa, eliminando posibles burbujas de aire (figura 4.14).

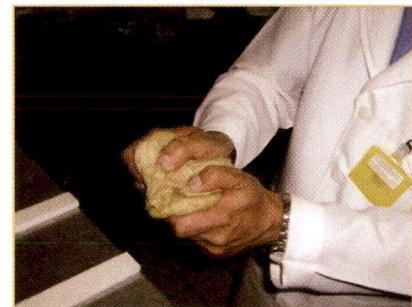


Figura 4.14 - Preparando la cera para confeccionar el bolus

4. Seguidamente, la masa pasa a ser trabajada hasta adquirir la espesura del bolus definida en la planificación del tratamiento (figura 4.15). Para esto, se utiliza un par de placas de poliespuma como guía para obtener la espesura deseada.

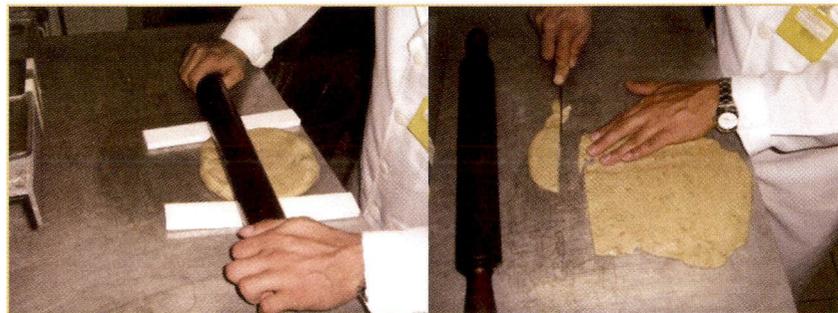


Figura 4.15 - Confección del bolus de cera con espesura definida (izq.); y remate de los bordes del bolus (der.)

5. Luego se molda la placa de cera de espesura previamente definida a la máscara termoplástica que será utilizada en el paciente (figura 4.16).



Figura 4.16 - Bolus moldado en la máscara termoplástica

El procedimiento para la confección del "bolus planificador" (figura 4.17) es muy semejante al descrito anteriormente:

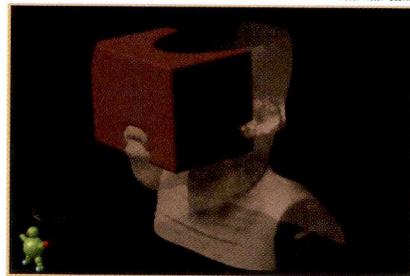


Figura 4.17 - Bolus planificador definido en la planificación del tratamiento

Primeramente, se confecciona un molde de cera que es modelado en la máscara, de forma que rectifique las irregularidades anatómicas del rostro del paciente (figura 4.18). Después y solo en caso necesario, se añaden varias capas de cera hasta atngir la espesura definida para este bolus.

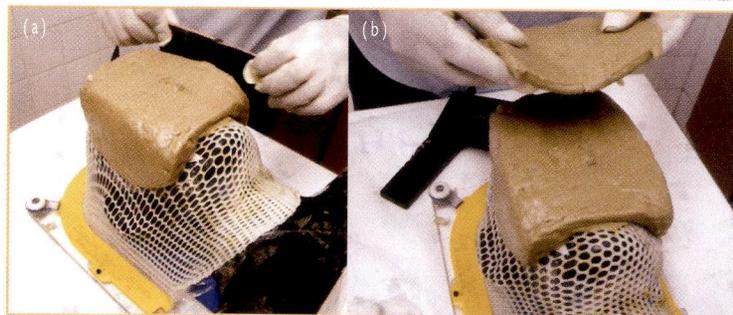


Figura 4.18 (a) y (b) - Molde de cera moldeado en la máscara para confeccionar el bolus planificador

Molde de cera moldeado en la máscara para confeccionar el bolus planificador



Figura 4.19 - Remate de los bordes del bolus planificador

4.3.2 - Guía para la confección de máscaras termoplásticas

Las máscaras termoplásticas son accesorios construidos con material sintético y utilizadas con bastante frecuencia para posicionar e inmovilizar los pacientes en tratamiento con cáncer de cabeza y cuello. Las máscaras son confeccionadas antes del proceso de simulación el cual antecede al tratamiento.

El procedimiento para confeccionar las máscaras sigue las siguientes etapas:

a) Se escoge un soporte de cabeza para el paciente con el objetivo de posicionar la columna cervical de acuerdo con cada propuesta de tratamiento.

b) El soporte es posicionado en la mesa, sobre una base de acrílico (figura 4.20), que servirá para fijar la máscara termoplástica.

c) Se posiciona el paciente en decúbito dorsal, con la cabeza apoyada confortablemente sobre el soporte (figura 4.21). En algunos casos, como en la irradiación de la laringe, al confeccionar la máscara, se hace necesario que el paciente sea posicionado con el retractor de hombros que usará durante todo el tratamiento (figura 4.22).

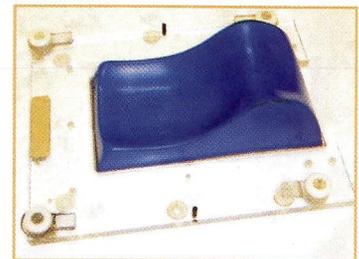


Foto: Roberto Saloman

Figura 4.20 - Soporte de cabeza y cuello fijado en la base de acrílico



Foto: Roberto Saloman

Figura 4.21 - Simulador antropomórfico debidamente posicionado con el soporte de cabeza



Foto: Roberto Saloman

Figura 4.22 - Paciente posicionado con el retractor de hombros

Un molde con el material termoplástico es calentado en agua tibia con una temperatura suficiente apenas para ablandarlo (figura 4.23).

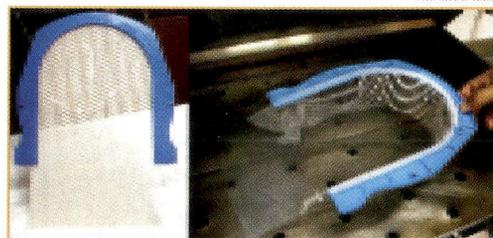


Foto: Roberto Saloman

Figura 4.23 - Material termoplástico virgen (esq.); y siendo calentado para confección de la máscara (der.)

Después de calentado, el material es colocado sobre la región a ser inmobilizada, tomando su forma. Seguidamente, y ya con la forma anatómica conformada, lo fijamos a la base de acrílico (figura 4.24).

Después de algunos minutos, el material termoplástico se enfría y endurece, tomando la forma final deseada (máscara) para la inmobilización del paciente durante todo el tratamiento (figura 4.25).



Figura 4.24 - Material termoplástico colocado en el simulador antropomórfico

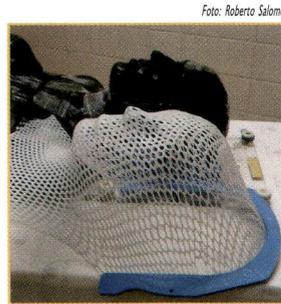


Figura 4.25 - Ejemplo de máscara termoplástica lista para ser usada

4.3.3 - Guía para la confección del inmobilizador del neuroeje

Para el tratamiento del neuroeje, pueden ser usados inmobilizadores comerciales de cuerpo entero (*Vac-Lock, Apha Cradle etc.*), que son importados y tienen un alto costo, o confeccionar un inmobilizador en yeso y poliespuma en el Taller de Moldes del Servicio de Radioterapia, obteniendo el mismo resultado final.

Seguidamente, mostramos los pasos para la confección de este accesorio:

a) Para construir el inmobilizador, confeccionamos un molde de yeso del contorno del tórax y abdomen del paciente, colocándolo en decúbito dorsal y protegiéndolo del yeso con un plástico (figura 4.26).



Figura 4.26 - Paciente posicionado para moldeo del tórax y abdomen

b) Las vendas enyesadas son mojadas con agua y moldadas sobre el tórax y el abdomen del paciente, siguiendo el contorno de su anatomía (figura 4.27).



Figura 4.27 (a) y (b) - Moldeo con vendas enyesadas

c) Después de cubrir todo el tórax y el abdomen del paciente con las vendas enyesadas, esperamos algunos minutos hasta que el yeso se endurezca y adquiera la forma de la región tóraco abdominal del paciente.

d) Posteriormente, se confecciona con vendas enyesadas más finas, un nuevo molde sobre las formas del molde anterior, con la finalidad de cortar la poliespuma que servirá de base para el inmovilizador (figura 4.28).



Foto: Geneci Lauredo

Figura 4.28 - Retirada del contorno axial del paciente

e) Retiramos este nuevo molde, lo colocamos sobre una placa de poliespuma y diseñamos el contorno en esta placa (figura 4.29).

f) Con los contornos diseñados en la poliespuma, cortamos un número de placas suficiente para poder sustentar el inmovilizador (figura 4.30).

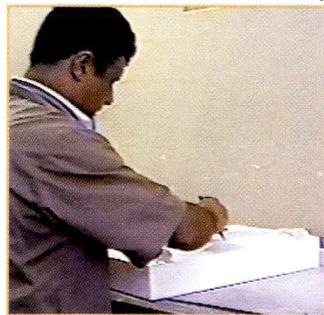


Foto: Vídeo Acervo Pessoal Geraldo Magela

Figura 4.29 - Diseño del contorno del tórax y del abdomen en una placa de poliespuma



Foto: Vídeo Acervo Pessoal Geraldo Magela

Figura 4.30 - Corte de la poliespuma siguiendo el diseño del contorno

g) Seguidamente fijamos el inmovilizador en las placas de poliespuma, que le servirán de base (figuras 4.31 e 4.32).

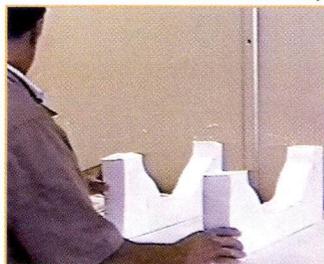


Foto: Vídeo Acervo Pessoal Geraldo Magela

Figura 4.31 - Bases hechas con poliespuma cortada según el contorno del paciente



Foto: Vídeo Acervo Pessoal Geraldo Magela

Figura 4.32 - Fijando el inmovilizador en las bases de poliespuma

h) Para mayor confort del paciente, todo inmovilizador de yeso es revestido de espuma, la cual la fijamos con pegamento común (figuras 4.33 e 4.34).

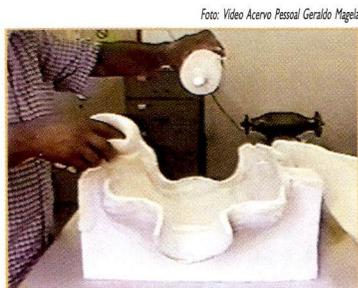


Figura 4.33 - Aplicando el pegamento para fijar la espuma al inmovilizador

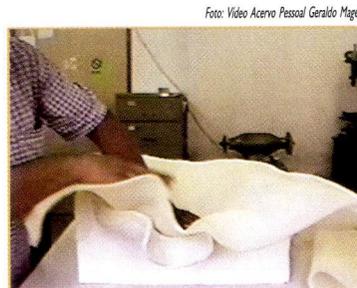


Figura 4.34 - Colocando la espuma en el inmovilizador

La figura 4.35 muestra un inmovilizador ya confeccionado para tratamiento del neuroeje.

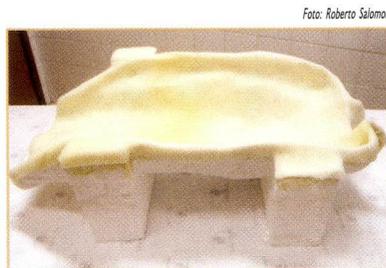


Figura 4.35 - Inmovilizador para el neuroeje listo para ser usado en tratamiento

4.3.4 - Guía para la confección de bloques de protección

En esta guía, después de una rápida revisión de los fundamentos teóricos, abordaremos la técnica de confección de los bloques de protección individual para los pacientes en tratamiento radioterápico. Actualmente, la mezcla metálica más utilizada es el *cerrobend*[®].

En radioterapia, los rayos que componen el haz de radiación (fotones) aplicado al paciente, no son paralelos. Por el contrario, ya salen del punto de donde son generados (foco) de modo totalmente divergente.

Por lo tanto, para la confección de los bloques de protección, es necesario tener en consideración y cuantificar estas características geométricas.

Para ello, matemáticamente, usamos el concepto de triángulos semejantes, definido por el teorema que dice: "Dos triángulos (Δ) que poseen dos ángulos internos (α y β) iguales son semejantes (\sim) entre sí". O sea:

$$\Delta ABC \sim \Delta DEF$$

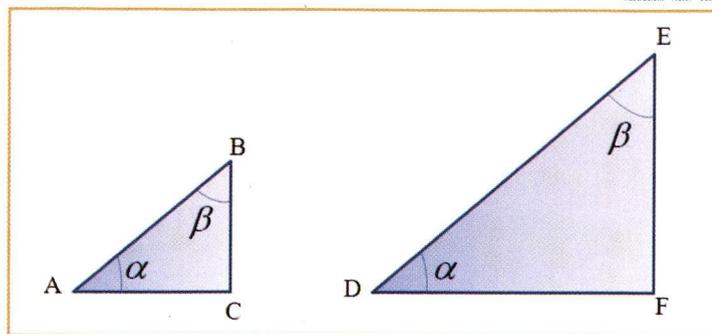


Figura 4.36 - Dos triángulos (ABC e DEF) semejantes

Como consecuencia de esta propiedad, las razones entre el largo de los catetos (lados) de los triángulos semejantes son proporcionales entre sí. Esta proporción se describe como:

$$(Ecuación 1) \quad \frac{\overline{BC}}{\overline{AC}} = \frac{\overline{EF}}{\overline{DF}}$$

Los haces de fotones usados en radioterapia (recuerde que son divergentes) describen una trayectoria que, geoméricamente, puede ser representada por dos triángulos semejantes.

La figura 4.37 muestra una aplicación de la semejanza de triángulos en haces divergentes.

En esta figura, el triángulo ABC es semejante al triángulo ADE. La distancia fuente bandeja (DFB), la definimos como "h" y a la distancia fuente filme (DFF) como "H"; luego aplicando las proporciones anteriormente descritas en el teorema de semejanza de los triángulos, tenemos que:

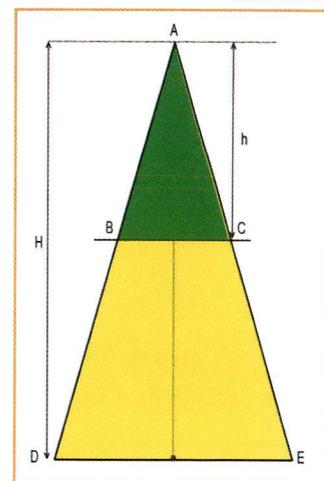


Figura 4.37 - Aplicación de la semejanza de los triángulos en los haces de fotones

$$(Ecuación 2) \quad \frac{\overline{BC}}{h} = \frac{\overline{DE}}{H} \Rightarrow \overline{DE} = \frac{H}{h} \overline{BC}$$

Llamando de F_{mag} (factor de magnificación) a la razón entre "H" y "h", tenemos:

$$(Ecuación 3) \quad F_{mag} = \frac{H}{h}$$

La máquina cortadora de placas de poliespuma (que sirven de moldes para la confección de los bloques de protección en *cerrobend*[®]) funciona con base en la relación descrita por las ecuaciones 2 y 3.

Esta máquina (figura 4.38) posee una base luminosa (negatoscopio) donde se posiciona el filme de planificación o una plantilla con el diseño de las protecciones que serán confeccionadas (figura 4.39).

En una estructura superior, paralela a la base, se encuentra el soporte donde posicionamos la poliespuma que será cortada para servir de molde para el bloque de protección que será confeccionado con *cerrobend*[®] (figura 4.40).

La distancia fuente-filme "H" equivale, en la máquina cortadora, a la distancia entre el punto superior de fijación de la varilla vertical y la base donde está el negatoscopio con el filme.

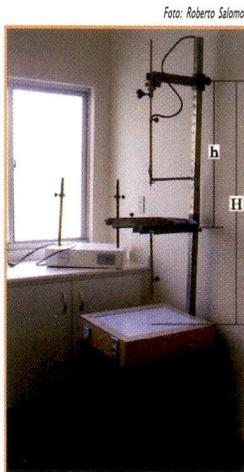


Figura 4.38 - Cortador de poliespuma para bloques que serán usados en haces de fotones

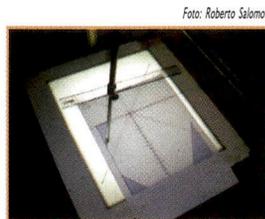


Figura 4.39 - Negatoscopio con la plantilla del diseño de las protecciones que serán construidas



Figura 4.40 - Detalle del hilo metálico del cortador de poliespuma

La distancia entre el punto superior de fijación de la varilla vertical y el soporte horizontal (paralelo al negatoscopio), donde es colocada la poliespuma a ser cortada, equivale a "h".

Esta máquina funciona de la siguiente manera:

- a) En la varilla metálica vertical, están fijados un hilo fino, también de metal, conectado a la corriente eléctrica y a un puntero.
- b) Cuando la corriente eléctrica pasa por el hilo metálico, lo calienta.
- c) En el filme que está sobre el negatoscopio, pasamos el puntero sobre el diseño del bloque deseado.
- d) El hilo caliente, corta fácilmente la poliespuma, conforme la divergencia del haz.
- e) Así, está pronto el molde de poliespuma que será rellenado con *cerrobend*[®].

La rutina de producción de moldes para confeccionar los bloques de protección individual para el paciente de radioterapia, sigue las etapas a continuación:

1. El médico encamina el filme o la plantilla (figura 4.39) impresa por el sistema de planificación para el taller con:

- Las protecciones diseñadas.
- La información del equipo donde el paciente será tratado ("h").
- La distancia fuente filme ("H").

2. El técnico regula en el cortador de poliespuma la distancia fuente bandeja ("h") del equipo seleccionado y la distancia fuente filme ("H") para el tratamiento (figura 4.41), posicionando, enseguida, el bloque de poliespuma con la espesura adecuada (figura 4.42).

3. El filme es posicionado y fijado en la base luminosa (negatoscopio), con el centro del campo alineado con el centro de la mesa (figura 4.41).

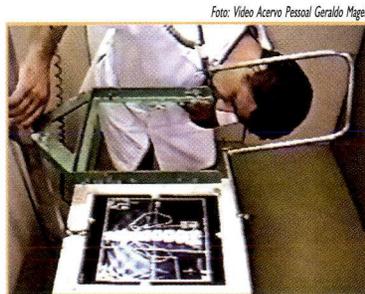


Foto: Vídeo Acervo Pessoi Geraldo Magela
Figura 4.41 - Técnico regulando la distancia fuente bandeja ("h")

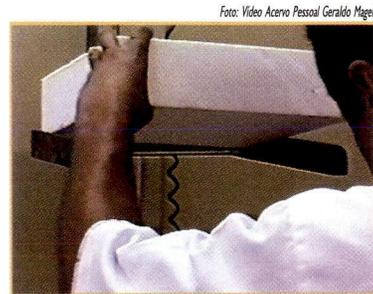


Foto: Vídeo Acervo Pessoi Geraldo Magela
Figura 4.42 - Técnico colocando la poliespuma en la distancia fuente bandeja ("h")

4. El técnico acompaña el diseño de la protección con la punta de la varilla metálica, accionando la corriente eléctrica que mantiene el hilo caliente para cortar la poliespuma (figuras 4.43 e 4.44).

5. Retirando la poliespuma cortada, obtenemos el molde deseado (figura 4.45) donde será depositado el *cerrobenda*[®] derretido.

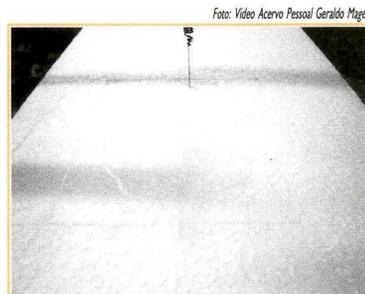


Foto: Vídeo Acervo Pessoi Geraldo Magela
Figura 4.43 - Detalle del corte de la poliespuma según el contorno deseado

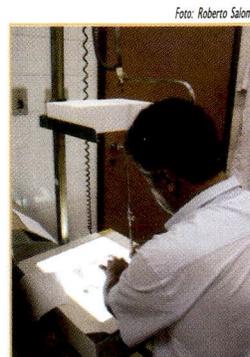


Foto: Roberto Salomon
Figura 4.44 - Técnico diseñando el contorno del bloque, con el hilo caliente, de modo que corta la poliespuma en el formato deseado.

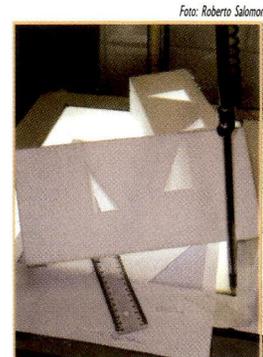


Foto: Roberto Salomon
Figura 4.45 - Molde ya cortado en la poliespuma

Para mayor seguridad en el llenado de las cavidades con el *cerrobend*[®] derretido, aseguramos los bordes del molde con cinta adhesiva.

6. Calentamos el *cerrobend*[®] en un recipiente eléctrico o en un horno hasta derretirlo (figura 4.46).

7. Con él derretido, llenamos los moldes de poliespuma (figura 4.47). Para auxiliar en la fijación del molde de poliespuma y evitar salideros por debajo, colocamos pesos en la placa de poliespuma.

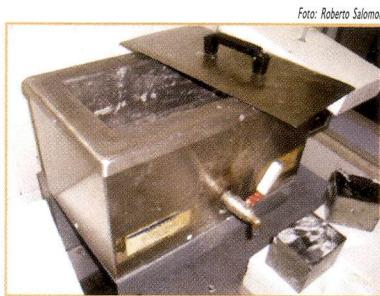


Figura 4.46 - *Cerrobend*[®] calentado en el horno

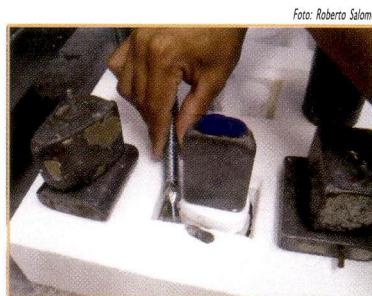


Figura 4.47 - Llenado del molde con *cerrobend*[®]

8. Una vez solidificado el *cerrobend*[®], el molde de poliespuma es retirado (figura 4.48).

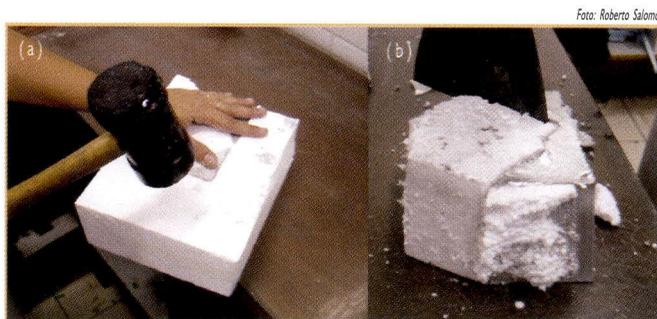


Figura 4.48 (a) y (b) - Retirada de la poliespuma

9. Después de retirado el molde de poliespuma, procedemos a limar los bordes de los bloques de protección (figura 4.49). Es importante que los bloques no tengan irregularidades, pues las mismas pueden comprometer la calidad del tratamiento.

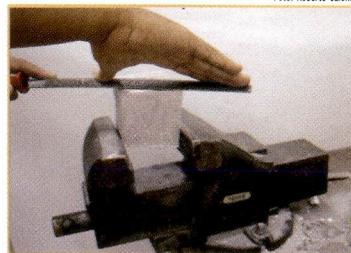


Figura 4.49 - Rematando los bordes del bloque de *cerrobend*[®]

10. Seguidamente, los bloques son fijados en una bandeja de acrílico, la cual los sustentará en el equipo durante el tratamiento. Para fijar los bloques en la bandeja (vea capítulo 3), llevamos la radiografía o la plantilla con las protecciones diseñadas al simulador convencional o al equipo de tratamiento, posicionándola a la distancia fuente filme "H" (figura 4.50).

11. Usando las protecciones confeccionadas, ajustamos la posición de los bloques, guiándonos por la sombra proyectada en la plantilla o en el filme de planificación. Con una pluma

estilográfica contorneamos la proyección de los bloques, marcando su correcta posición en la bandeja (figura 4.51).

Foto: Geneci Lauredo



Figura 4.50 - Plantilla posicionada a la distancia fuente filme

Foto: Geneci Lauredo



Figura 4.51 - Marcando la posición del bloque en la bandeja

12. Con los contornos marcados en la bandeja de acrílico, los bloques son fijados al mismo, utilizando una cinta de alto poder adhesiva de doble cara o con tornillos (figura 4.52). En este último caso, y para facilitar la operación, los tornillos pueden ser fijados en los bloques mientras los mismos están en proceso de solidificación.

Fotos: Geneci Lauredo



Figura 4.52 (a), (b), (c) - Fijación de los bloques en la bandeja de acrílico

Foto: Roberto Salomon

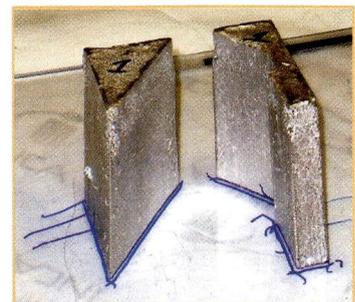


Figura 4.53 - Protección individual lista para ser utilizada en tratamiento

13. Una vez que los bloques son fijados en la bandeja de acrílico, la protección individual está lista para ser utilizada en las sesiones diarias de tratamiento (figura 4.53).

Ahora que ya conocemos el funcionamiento de un taller de moldes para radioterapia y cuales son los principales materiales usados en la confección de accesorios para los tratamientos, veremos como es el proceso de simulación de los tratamientos y como los accesorios son usados para inmovilizar los pacientes o modificar el haz de radiación durante las sesiones de radioterapia.

Referencias

IAEA. Manual técnico-práctico de radiación: técnicas del cuarto de moldes para teleterapia. Viena: IAEA; 2004.

Instituto Nacional de Câncer (Brasil). Programa de Qualidade em Radioterapia - Curso de Atualização para Técnicos em Radioterapia. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer; 2001.

Instituto Nacional de Câncer (Brasil). Manual para técnicos em radioterapia, programa de qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer; 2000.

Jarm T, Kramar P, •upanic A (editors). Studies on the attenuating properties of various materials used for protection in radiotherapy and their effect of on the dose distribution in rotational therapy. Proceedings of IFMBE Medicon 16. 2007; p923-7.

Sugerencias para investigación

<http://cerrometal.com/lowmelt.html> - Sitio Web del fabricante de la mezcla metálica utilizada en la confección de bloques de protección.

CAPÍTULO 5 - SIMULACIÓN Y PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO: FUNDAMENTOS ANATÓMICOS Y GEOMÉTRICOS

.....

Objetivo:

- Conocer términos, conceptos geométricos y las técnicas más comúnmente utilizadas en la simulación del tratamiento y en el posicionamiento del paciente.

5.1 - Posicionamiento: simulación y tratamiento

Antes de adentrarnos en las particularidades del proceso de simulación y planificación como un todo, es importante que usted conozca, la finalidad del posicionamiento del paciente durante el tratamiento. Justamente una visión general de este proceso, le permitirá concientizar la importancia de sus acciones durante la simulación para el éxito del tratamiento.

En radioterapia, un factor tan relevante como el inicio inmediato del tratamiento, es que el mismo solo comience después de un minucioso y cuidadoso proceso de simulación y planificación. Como podremos observar más adelante, este proceso es trabajoso y demanda tiempo para su ejecución.

Es de vital importancia que el técnico tenga conciencia de que la calidad del posicionamiento de cada paciente no debe, en momento alguno, ser comprometida. El objetivo es agilizar el tratamiento, aún cuando haya un flujo grande de pacientes en la institución.

Tener un conocimiento adecuado de los conceptos técnicos y de las maniobras para el posicionamiento que fueron definidas en el simulador es suficiente para darle agilidad al proceso, sin comprometer la calidad del posicionamiento del paciente durante el tratamiento.

El confort del paciente y la reproducibilidad diaria de su tratamiento deben ser cuidadosamente considerados en el momento del posicionamiento, el cual debe ser realizado siguiendo las marcas de los centros y de los límites de los campos de irradiación, así como las referencias en la piel o en el accesorio inmovilizador.

Durante el tratamiento diario, pueden ocurrir desviaciones en el posicionamiento de los campos de irradiación. Estos desvíos pueden ser aleatorios (eventuales) o sistemáticos

(reincidentes en cada sesión). Como ejemplo, podemos citar: el posicionamiento del isocentro en un punto diferente del que fue definido en la simulación y en la planificación del tratamiento; errar la posición de los bloques de protección en el momento de fijarlos en la bandeja etc. Estos tipos de errores deben ser evitados al máximo por el técnico en radioterapia.

Los avances en la radioterapia hicieron con que la localización exacta del volumen a ser irradiado se tornara un elemento esencial, contribuyendo así, a la irradiación homogénea del volumen blanco. Para ello, fueron desarrolladas técnicas y procedimientos que tienen como objetivo garantizar la reproducibilidad diaria del tratamiento, como por ejemplo:

- *Check film.*
- *Portal film.*

a) *Check film* - es una expresión inglesa utilizada para identificar la radiografía que verifica el posicionamiento del paciente. Es el método clásico para verificar si el campo de irradiación está posicionado de acuerdo con la simulación y la planificación del tratamiento (figura 5.1).

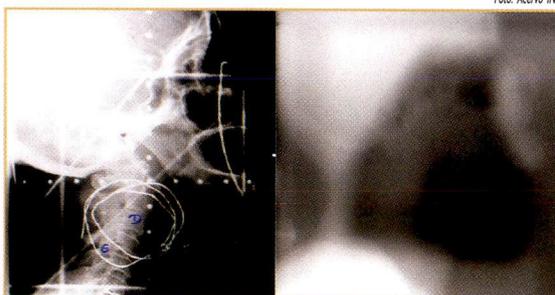


Foto: Acervo INCA

Figura 5.1 - Filme radiográfico con un campo lateral realizado en el simulador (izq.); y *check film* del mismo campo realizado en el equipo de tratamiento (en este caso, Co-60) (der.)



DRR, sigla en inglés que identifica a la radiografía digitalmente reconstruida, la cual es generada por el sistema de planificación del tratamiento.

Esta radiografía es comparada con la que fue realizada previamente en el simulador convencional, o con una *DRR* definida durante la simulación virtual en el sistema de planificación.

La periodicidad con que se realizan los *check films* depende de la complejidad de la región a ser tratada, así como del protocolo de cada institución. Generalmente es realizado un *check film* de cada campo a ser tratado el primer día del tratamiento.

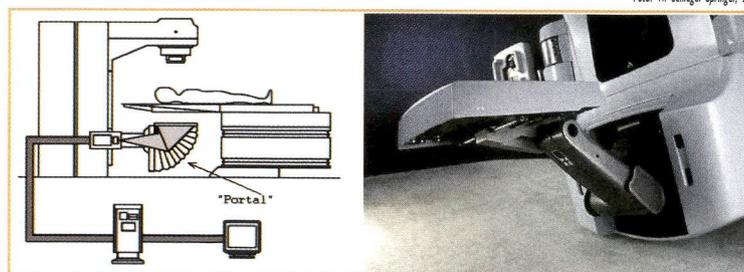


Foto: W. Schlegel Springer, 2007

Figura 5.2 - Esquema de un acelerador equipado con un dispositivo de *portal film* (izq.); y detalle de un acelerador con el dispositivo de *portal film* instalado (der.)

b) *Portal film* - es una expresión inglesa utilizada para denominar un moderno dispositivo que se coloca en los aceleradores lineales para adquirir imágenes digitales del posicionamiento con una calidad superior a la de los *check films* (figura 5.2).

Junto con el *portal film*, fueron desarrollados *softwares* que comparan las imágenes adquiridas con las *DRR*, informando el desplazamiento necesario del paciente para posicionarlo correctamente en el isocentro definido por la planificación.

Además de estas innovaciones tecnológicas para el correcto posicionamiento del paciente durante el tratamiento, es necesario que el técnico en radioterapia durante el proceso de simulación, tenga conocimiento sobre la posición anatómica y parámetros geométricos utilizados durante todo el proceso, pues son esenciales para ejecutar la planificación del tratamiento de los pacientes.

Aunque no lo tratemos aquí, es bueno recordar que, conocimientos de anatomía topográfica son igualmente fundamentales para el posicionamiento adecuado del paciente y de la localización correcta del volumen a ser tratado.

5.2 - Términos anatómicos descriptivos de posición y dirección

Durante todo el proceso de simulación, es necesaria la aplicación constante de los conceptos anatómicos. Estos permiten dividir el cuerpo humano en tres dimensiones, ayudando, así, a localizar y posicionar todas sus estructuras durante el proceso de simulación en el simulador convencional o en el tomógrafo simulador (CT-simulador). La figura 5.3 ilustra la posición anatómica, indicando las direcciones y los planos (cortes o secciones) del cuerpo humano, los cuales definiremos a continuación:

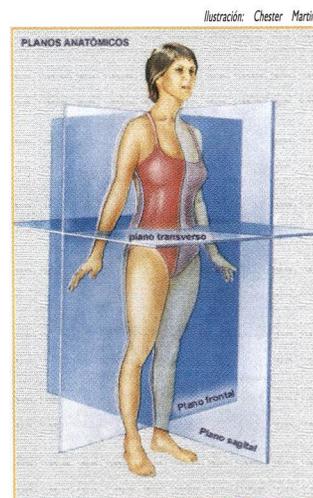


Figura 5.3 - Representación de la posición anatómica con indicación de las direcciones y los planos (cortes o secciones) del cuerpo humano

5.2.1 - Planos o cortes de la sección

Los planos de la sección de corte son planos que dividen el cuerpo humano y son fundamentales para interpretar las imágenes de CT del paciente utilizadas en la simulación virtual.

Hay tres planos o cortes de la sección: plano coronal o frontal, plano sagital y el plano transverso o axial.

- **Plano coronal o frontal:** es el plano vertical que divide el cuerpo en dos partes: anterior y posterior. Los planos paralelos a este son llamados de ventral (en la parte anterior) y dorsal (en la parte posterior) (figura 5.4).

- **Plano sagital:** es el plano que divide el cuerpo en dos partes, derecha e izquierda. El plano que corta el eje central (**medial**) del cuerpo es llamado de **medio sagital**, los demás planos paralelos a este son llamados de laterales (figura 5.5).

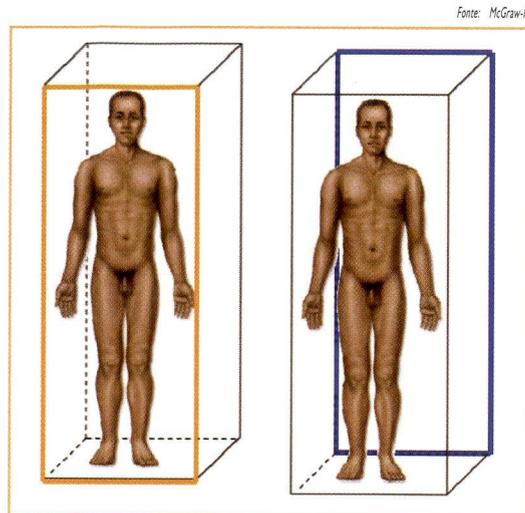


Figura 5.4 - Representación de los planos anterior (en naranja) y posterior (en azul)

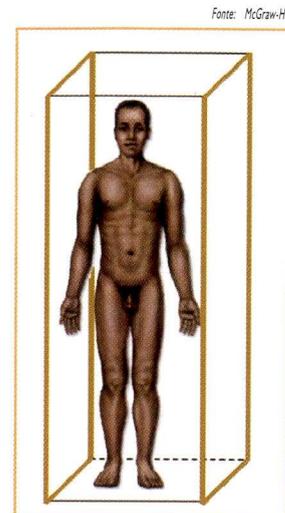


Figura 5.5 - Representación de los planos laterales

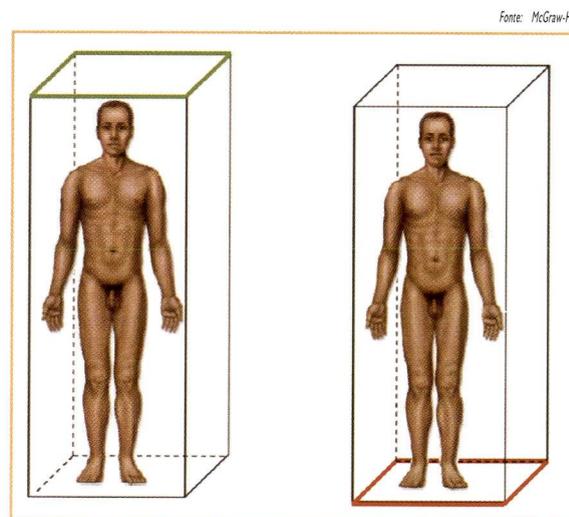


Figura 5.6 - Planos craneal (izq.); y caudal (dir.)

- **Plano transversal o axial:** es el plano que divide al cuerpo en dos partes, superior e inferior. Los planos paralelos a este son llamados de craneal (en la parte superior) y caudal (en la parte inferior) (figura 5.6).

5.2.2 - Direcciones

A partir de las definiciones de los planos de la sección, surgen naturalmente los conceptos de dirección anatómica:

- **Lateral:** situada más cerca de la faz lateral.
- **Posterior o dorsal:** situada atrás, más cerca de la faz dorsal.
- **Anterior o ventral:** situado en la parte delantera, más cercana a la superficie ventral.
- **Superior o craneal:** situada más cerca de la cabeza (parte superior plana).
- **Inferior o caudal:** situada más cerca de los pies (plano inferior).

5.2.3 - Ejes anatómicos (figura 5.7)

- **Eje transverso (latero lateral):** atraviesa el cuerpo de un lado al otro, siendo perpendicular al plano sagital.
- **Eje Antero posterior:** atraviesa el cuerpo de frente para atrás, siendo perpendicular al plano coronal.
- **Eje longitudinal:** atraviesa el cuerpo de abajo para encima, siendo perpendicular al plano transversal.

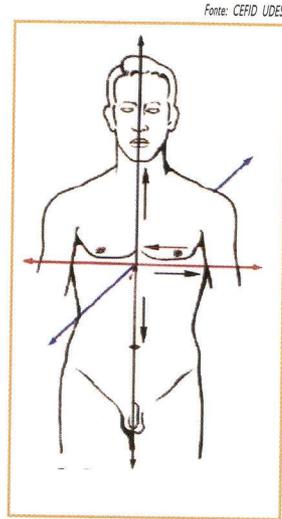


Figura 5.7 - Representación de los ejes anatómicos: el eje negro representa el eje longitudinal, el azul representa el antero posterior y el rojo el latero lateral

5.3 - Parámetros geométricos

Una vez que recordamos los conceptos de posición anatómica, indicando la dirección y los planos de corte del cuerpo humano, introduciremos dos términos muy usados en radioterapia (figura 5.8):

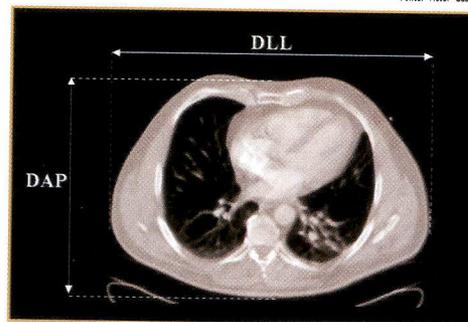


Figura 5.8 - Representación de los parámetros DAP y DLL en un corte transversal

- **DAP (distancia anteroposterior)** - es la distancia entre la superficie anterior y la posterior del paciente, medida en el centro del campo de irradiación.
- **DLL (distancia latero lateral)** - es la distancia entre las superficies laterales, izquierda y derecha del paciente, medida en el centro del campo de irradiación.

El proceso de simulación del tratamiento utiliza diversos parámetros geométricos para calcular la unidad de monitor o el tiempo de tratamiento del paciente en función de la dosis prescrita por el radioterapeuta, estos parámetros, sirven también, para definir el posicionamiento correcto del paciente durante su tratamiento.

A continuación, abordaremos los principales parámetros definidos durante el proceso de simulación del tratamiento:

- Profundidad.
- Distancia fuente isocentro (DFI).
- Distancia fuente superficie (DFS).
- Tamaño de campo.

5.3.1 - Profundidad

La profundidad es la distancia por debajo de la superficie de la piel donde la dosis debe ser aplicada, siendo definida por medio de imágenes diagnósticas.

Por ejemplo: para la técnica de tratamiento con campos paralelos y contrapuestos (anterior y posterior), la profundidad prescrita coincide con la línea media (figura 5.9).

La línea media se define, en el centro del campo de irradiación, como la mitad de la DAP.

Para tratamientos con varios campos, la profundidad se determina por intermedio del punto de intersección entre los campos.

5.3.2 - Distancia fuente isocentro (DFI)

Este parámetro representa la distancia que va desde la fuente de radiación hasta el eje de rotación del equipo. También se le conoce por la sigla *SAD*, del inglés *source axis distance*. Su valor corresponde a 100 cm en los aceleradores lineales y a 80 cm o 100 cm en los equipos de Co-60.

5.3.3 - Distancia fuente superficie (DFS)

Este parámetro representa la distancia desde la fuente de radiación hasta la piel del paciente. También se le conoce por la sigla *SSD*, del inglés *source skin distance* o *source surface distance*.

Para su determinación, utilizamos una escala luminosa que es proyectada por el equipo en la piel del paciente por un sistema óptico conocido como telémetro (figura 5.10).

Ilustración: Chester Martins

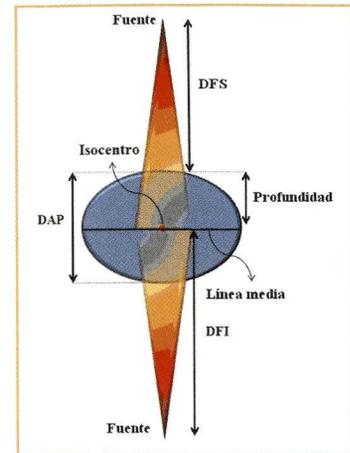


Figura 5.9 - Representación esquemática de los parámetros: profundidad, línea media, DFS y DFI en un corte transversal



No debemos confundir el **parámetro SSD** con la **técnica de tratamiento en SSD**, la cual veremos posteriormente.

Foto: Roberto Salomon

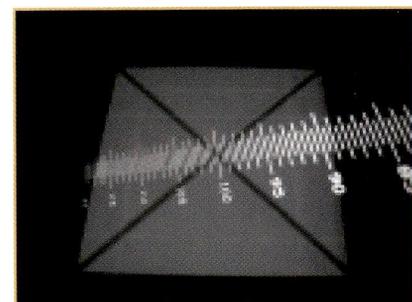


Figura 5.10 - Ejemplo de un telémetro en un equipo de Co-60 con DFI igual a 100 cm

5.3.4 -Tamaño de campo

El tamaño del campo de irradiación se define por la abertura de los dos pares de colimadores, a la distancia fuente isocentro.

Existen equipos de radioterapia, donde el movimiento de los colimadores es independiente entre si, por lo que pueden formar tanto campos simétricos (figura 5.11) como asimétricos (figura 5.12) en relación al centro del campo.

Por ejemplo: un campo definido con el colimador simétrico $X = 10$ cm y $Y = 10$ cm, tendrá 10 cm x 10 cm en la distancia fuente isocentro.

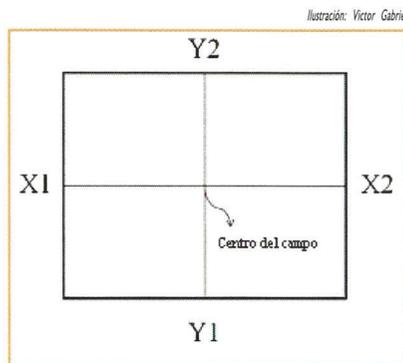


Figura 5.11 - Tamaño de campo definido por colimadores simétricos, o sea, $X1 = X2$ y $Y1 = Y2$

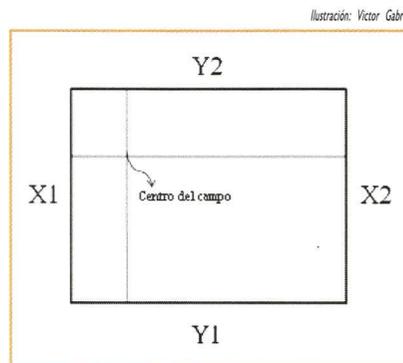


Figura 5.12 - Tamaño de campo definido por colimadores asimétricos

Ahora que usted ya conoce los fundamentos anatómicos y geométricos básicos para la simulación y el posicionamiento de los pacientes, pasaremos a conocer también algunas técnicas de simulación aplicadas en algunos de los casos más frecuentes de cáncer, tales como: cabeza y cuello, sistema nervioso central, región torácica y región pélvica.

Referencias

Bentel GC. Radiation Therapy Planning: 2nd ed. New York: McGraw-Hill; 1995.

Garcia-Abreu J. Introdução ao Estudo da Anatomia e Termos de Posição, curso introdutório. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, Departamento de Anatomia; s.d.

Brasil. Universidade do Estado de Santa Catarina. Centro de Ciências da Saúde e do Esporte. Introdução ao estudo da Anatomia. Florianópolis: Universidade do Estado de Santa Catarina; s.d. Apostila do curso oferecido pelo Centro de Ciências da Saúde e do Esporte - CEFID - UDESC.

Jacob SW, Francone CA, Lossow WJ. Anatomia e Fisiologia Humana. 4. ed. Rio de Janeiro: Interamericana; 1980.

Khan FM. Treatment planning in radiation oncology. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.

CAPÍTULO 6 - SIMULACIÓN DE LAS TÉCNICAS DE TRATAMIENTO PARA LOS CASOS MÁS FRECUENTES DE CÁNCER

Objetivo:

- Aplicar las bases teóricas a los casos clínicos específicos en la práctica del técnico en radioterapia.

6.1 - Técnicas de tratamiento

La radioterapia utiliza una combinación de campos (figura 6.1) para irradiar el volumen blanco con la dosis prescrita por el radioterapeuta, con el menor daño posible a los tejidos sanos.

La Comisión Internacional de Medidas y Unidades Radiológicas (del inglés ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements*), en su publicación ICRU 24, recomienda

que la variación máxima entre la dosis prescrita y la dosis aplicada sea de $\pm 5\%$. Esta variación incluye todo el proceso de tratamiento, desde la simulación, pasando por la planificación y la dosimetría, hasta el posicionamiento diario del paciente.

Por lo tanto, el posicionamiento incorrecto durante el tratamiento puede comprometer el resultado esperado, y inclusive causar daños severos al paciente (subdosis o sobredosis).

Muchas son las técnicas utilizadas actualmente en la rutina de radioterapia:

a) Técnicas simples

- Campo directo.
- Campos paralelos contrapuestos.
- Varios campos.
- Campos adyacentes (ej.: usados en la irradiación del cráneo y del neuroeje).

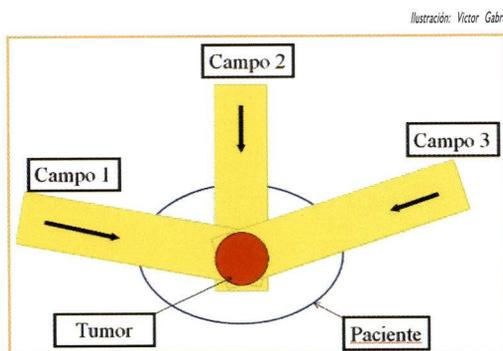


Figura 6.1 - Representación de un tratamiento de radioterapia con la combinación de múltiples campos

b) Técnicas isocéntricas (ej.: terapia rotatoria)

c) Técnicas especiales

- Radioterapia con intensidad modulada (del inglés IMRT - *Intensity-Modulated Radiation Therapy*).
- Radioterapia guiada por imagen (del inglés IGRT - *Image-Guided Radiotherapy*).
- Radioterapia estereotáxica fraccionada.
- Radiocirugía.

Un detalle importante es que, todas ellas, pueden ser ejecutadas de dos formas diferentes: con la técnica de tratamiento en *SSD* y con la técnica en *SAD*.

6.1.1 - Técnicas de tratamiento en *SSD*

Las técnicas de tratamiento en *SSD* son aquellas en que los campos de irradiación son posicionados con el isocentro sobre la piel del paciente, o sea, con la distancia fuente superficie (DFS) igual a la distancia fuente isocentro (DFI), por lo tanto, el tamaño del campo de irradiación se define en la superficie (piel) del paciente.

La utilización de esta técnica en la actualidad todavía es frecuente, como consecuencia de su gran utilización desde los inicios de la radioterapia. No obstante, es una técnica más trabajosa y complicada, pues requiere del movimiento del paciente para la localización de cada campo, lo que aumenta la posibilidad de ocurrencia de errores. La figura 6.2 muestra un esquema de su utilización.

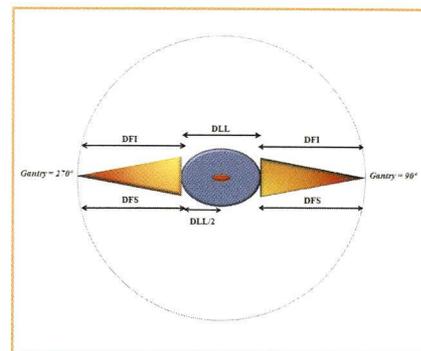


Figura 6.2 - Tratamiento con dos campos iguales contrapuestos en *SSD*

6.1.2 - Técnicas isocéntricas de tratamiento

En las técnicas isocéntricas de tratamiento (*SAD*), el isocentro se localiza generalmente en el centro del volumen blanco y, por lo tanto, el tamaño del campo de irradiación debe ser definido en este punto. De esta forma, es posible realizar un tratamiento con varios campos apenas angulando el *gantry*, sin que el técnico tenga que entrar nuevamente en la sala para reposicionar al paciente, como en el caso de los tratamientos realizados con la técnica en *SSD*. Por eso, las técnicas isocéntricas son las más simples y rápidas en la ejecución del tratamiento. La figura 6.3 muestra un esquema simple y común de tratamiento isocéntrico, en el cual la profundidad del tratamiento es definida en la línea media.

A continuación, abordaremos, la aplicación de estas técnicas en la simulación del tratamiento de algunos casos más frecuentes de cáncer, en los cuales los pacientes

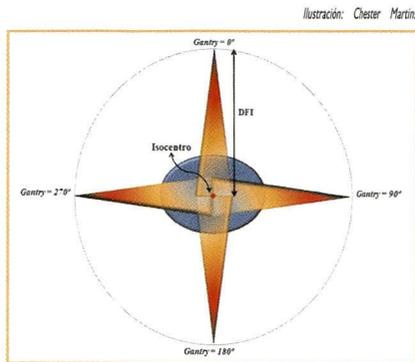


Figura 6.3 - Esquema geométrico de un tratamiento con cuatro campos isocéntricos

reciben radioterapia como forma de tratamiento. Por tanto, es de suma importancia conocer los aspectos técnicos de la simulación y del posicionamiento del paciente en estos casos.

6.2 - Técnicas de simulación del tratamiento en los tumores más frecuentes

6.2.1 - Tumores de la región torácica

El Instituto Nacional del Cáncer (INCA/MS) apunta que los tumores más comunes en la región torácica son los de pulmón y esófago cosa que, ciertamente, usted ya debe haber percibido en su día a día de trabajo.

La incidencia de estos tipos de cáncer está determinada principalmente por un pasado relacionado con el tabaquismo.

Para estos casos, el tratamiento más común es la técnica isocéntrica con dos campos contrapuestos antero posterior (figura 6.4), que puede ser realizada en cualquier equipo isocéntrico. Por ejemplo, para tratar un paciente con distancia antero posterior (DAP) igual a 20 cm en un acelerador con DFI de 100 cm, tenemos los siguientes parámetros:

- Distancia fuente isocentro (DFI): 100 cm.
- Distancia fuente superficie (DFS): 90 cm.
- Profundidad de tratamiento (DAP/2): 10 cm.

Seguidamente, veremos la secuencia de pasos que son realizados en un simulador convencional para la aplicación de esta técnica. En lugar de un paciente, se utiliza como ilustración un simulador antropomórfico.

a) En este caso, la técnica de tratamiento es isocéntrica y el posicionamiento se realiza en decúbito dorsal (acostado con el abdomen hacia arriba) con dos campos, uno anterior y otro posterior, contrapuestos (figura 6.4).

b) El paciente es posicionado sobre la mesa del simulador, de forma confortable y de acuerdo con la técnica de tratamiento escogida, prestando especial atención a los accesorios de posicionamiento y de inmovilización que serán utilizados (figura 6.5).

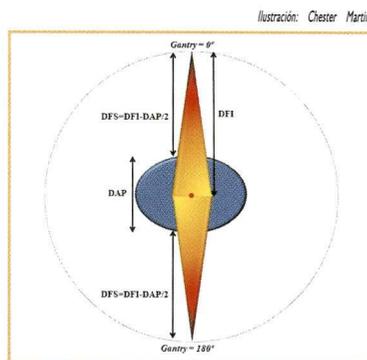


Figura 6.4 - Geometría de un tratamiento utilizando dos campos contrapuestos antero posterior

c) El campo es posicionado y centralizado en la región de la lesión (pulmón derecho, izquierdo o esófago). Se mide la DFS en el centro del campo con el auxilio del telémetro (figura 6.6). Los conocimientos sobre anatomía topográfica aquí son muy importantes, ya que, con base en los parámetros óseos, se define la región a ser irradiada.

d) Seguidamente, medimos, en el centro del campo, la distancia AP del paciente. Este es un parámetro bastante importante tanto para la definición de la profundidad del tratamiento (figura 6.7) como para el cálculo del tiempo de irradiación.

e) Después de posicionar el paciente, realizamos una fluoroscopia (figura 6.8), para que el médico defina con mayor precisión los campos de irradiación (siguiendo las referencias óseas para cada tipo de tumor) y la localización de los bloques de protección, cuando necesarios. Cuando se usa protección, se coloca un marcador radiopaco en la bandeja del simulador para definir correctamente las regiones que serán protegidas (figura 6.9).



Foto: Roberto Salomon

Figura 6.5 - Simulador de cuerpo humano posicionado en la mesa del simulador convencional



Foto: Roberto Salomon

Figura 6.6 - Medida de la distancia fuente superficie en el centro del campo



Foto: Roberto Salomon

Figura 6.7 - Medida de la distancia AP en el centro del campo

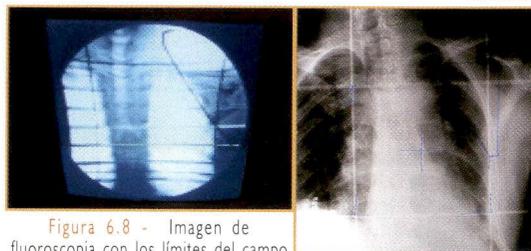


Foto: Victor Gabriel

Figura 6.8 - Imagen de fluoroscopia con los límites del campo de irradiación (izq.); y protección definida en el filme radiográfico (der.)

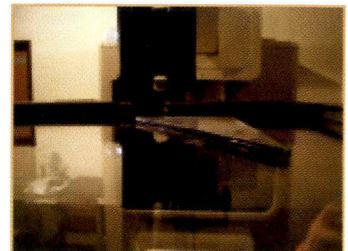


Foto: Victor Gabriel

Figura 6.9 - Colocación del marcador radiopaco para delimitar la región a ser protegida en el simulador

f) Se realiza, un filme radiográfico para documentar la simulación y posterior cálculo de la dosis. Con este o filme impreso, y conocida la distancia fuente filme, se obtiene el factor de magnificación de las protecciones especificadas en la radiografía (Ecuación 3 de la Guía para la confección de bloques de *Cerrobend*[®]).

g) A continuación, se realizan las marcas de los campos de irradiación en el paciente, las cuales servirán como referencia para su posicionamiento diario en el equipo para tratamiento (figura 6.10). Estas marcas también pueden ser realizadas directamente sobre la piel del paciente (tatuaje o tinta especial) o con cintas adhesivas colocadas en los accesorios de inmovilización (ej.: máscaras termoplásticas).



Figura 6.10 - Campo de irradiación delimitado con cinta adhesiva

h) Finalmente el paciente es encaminado para la unidad de tratamiento donde, en la primera sesión, se realiza un filme de verificación (*check film*), el cual será analizado según los parámetros determinados en la simulación.

La figura 6.11 muestra un ejemplo de simulación virtual del tratamiento de un tumor de pulmón, con técnica isocéntrica de campos contrapuestos antero posterior.

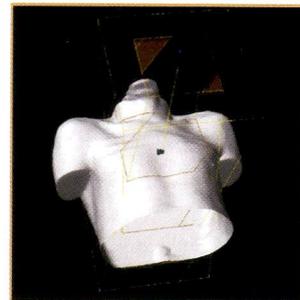


Figura 6.11 - Simulación virtual del tratamiento de un caso de pulmón con dos campos isocéntricos contrapuestos antero posterior

6.2.2 - Tumores de la región pélvica

Los tumores pélvicos más comunes son los tumores de cuello uterino, próstata, colon y recto.

El cáncer del cuello de útero es el segundo tipo de cáncer más común entre las mujeres. En hombres, el cáncer de próstata es el de mayor incidencia, considerado también como el cáncer de la tercera edad.

Para tratamiento de los tumores de la región pélvica, generalmente se utiliza la técnica de cuatro campos isocéntricos (denominada *box*), siendo dos pares contrapuestos: uno antero posterior y otro latero lateral (figura 6.12). La profundidad de tratamiento es escogida por el médico radioterapeuta en cada caso.

A continuación, observaremos la secuencia de pasos a ser realizados en un simulador convencional para la aplicación de esta técnica. En este caso sustituimos el paciente en la ilustración por un simulador antropomórfico.

a) La técnica de tratamiento es isocéntrica, como muestra la figura 6.12. Para los tumores de cuello de útero o de próstata, el posicionamiento del paciente en la mesa es generalmente en decúbito dorsal.

b) El paciente es posicionado sobre la mesa del simulador, de forma confortable y de acuerdo con la técnica de tratamiento escogida, prestando atención a los accesorios de posicionamiento y de inmovilización que serán utilizados.

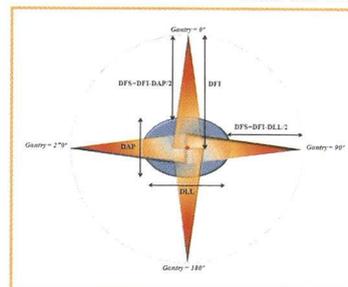


Figura 6.12 - Esquema de la técnica isocéntrica de cuatro campos en *box*, centralizados en la línea media

c) La planificación es realizada con cuatro campos (anterior, posterior, lateral derecho y lateral izquierdo) según los límites topográficos de los tamaños de campos definidos por el radioterapeuta para cada caso en particular.

d) El campo anterior es posicionado y centralizado en la región de la lesión. Seguidamente se mide la distancia AP en el centro del campo para determinar la distancia fuente superficie (figura 6.13).

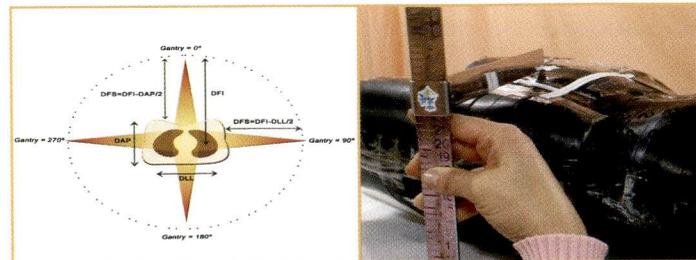


Foto: Roberto Salomon

Figura 6.13 - Visión del campo anterior (izq.); y medición de la distancia AP en el centro del campo anterior (der.)

e) Después del posicionamiento, se realiza una fluoroscopia (figura 6.14), para que el médico defina con mayor precisión los campos de irradiación (siguiendo las referencias óseas para cada tipo de tumor) y la localización de los bloques de protección, cuando necesarios.

f) Una vez definidos los campos, se realiza una radiografía del campo anterior para la confección de los bloques de protección y para el cálculo de la dosis a ser administrada al paciente (figura 6.15).

Seguidamente se colocan, en el paciente, las marcas del campo anterior de irradiación, que servirán como referencia para el posicionamiento diario en el equipo de tratamiento. Estas marcas pueden ser realizadas directamente sobre la piel del paciente (tatuaje o tinta especial) o con cintas adhesivas colocadas sobre los accesorios de inmovilización.

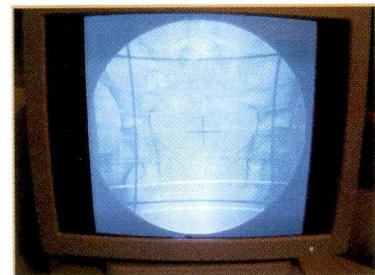


Foto: Roberto Salomon

Figura 6.14 - Fluoroscopia del campo anterior de la pelvis



Foto: Roberto Salomon

Foto: Victor Gabriel

Figura 6.15 - Marcaje del campo anterior (izq.); y ejemplo de radiografía del campo anterior en un caso de tumor de próstata (der.)

g) Para definir los campos laterales se gira el *gantry* para 90° o 270° . En esta etapa, con el auxilio de las imágenes radiológicas y de los parámetros óseos, se definen nuevamente el centro y los límites del campo de irradiación (figura 6.16).



Figura 6.16 - Simulador de cuerpo humano posicionado en el simulador convencional para definir los campos laterales (izq.); y fluoroscopia para definición de los límites y del centro del campo lateral de irradiación (der.)

h) Realizamos un filme radiográfico del campo lateral para documentar la simulación y para posterior cálculo de dosis (figura 6.17).

i) De la misma forma que en el campo anterior, colocamos en el paciente las marcas de los campos laterales de irradiación que servirán como referencia para el posicionamiento durante el tratamiento. Seguidamente, medimos la distancia latero lateral (DLL) y la registramos en el filme y en la ficha de tratamiento del paciente (figura 6.18).



Figura 6.17 - Ejemplo de una radiografía de un campo lateral para tratamiento de la próstata

Fotos: Roberto Salomon



Figura 6.18 - Marcaje del centro del campo y de los límites del campo lateral (izq.); y medida de la DLL en el centro del campo lateral (der.)

La figura 6.19 muestra una simulación virtual de un tratamiento de próstata con cuatro campos en *box*.

j) Finalmente el paciente es encaminado para la unidad de tratamiento donde, antes de comenzar la primera sesión, se realizará un filme de verificación (*check film*), el cual será analizado según los parámetros determinados en la simulación.

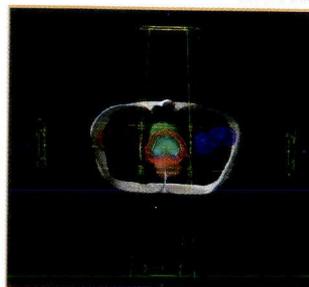


Figura 6.19 - Simulación virtual de un caso de próstata con cuatro campos isocéntricos

6.2.3 - Tumores de cabeza y cuello

Los tumores de cabeza y cuello son tipos de cáncer bastante frecuentes. Muchos de ellos son decurrentes del consumo excesivo de tabaco y alcohol.

Gran parte de estos tumores son tratados con radioterapia. La técnica más común es la de campos contrapuestos o par opuesto latero lateral (isocéntrico o en SSD), con la prescripción de la dosis en la línea media (figuras 6.20 e 6.21).

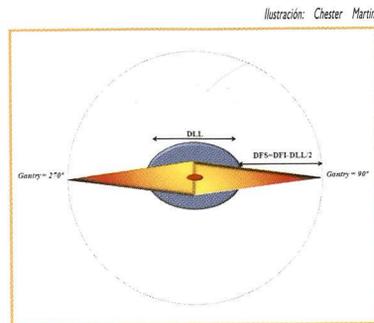


Figura 6.20 - Representación de la técnica del campo contrapuesto isocéntrico latero lateral

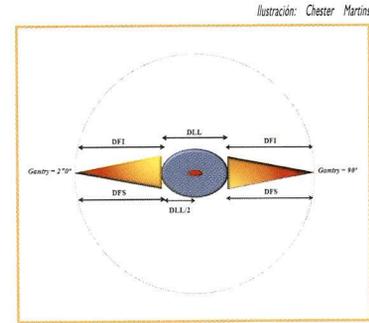


Figura 6.21 - Representación de la técnica de campos contrapuesto latero lateral en SSD

Cuando existe la necesidad de irradiar la fosa supraclavicular, se utiliza un campo único y anterior para esta región (figura 6.22).

Seguidamente, observaremos la secuencia de pasos que son realizados en un simulador convencional para la aplicación de esta técnica. En lugar de un paciente, utilizamos como ilustración un simulador antropomórfico del cuerpo humano.

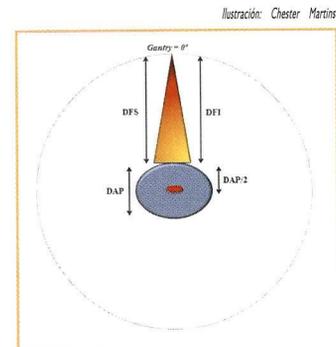


Figura 6.22 - Representación de la técnica de un campo directo anterior (gantry 0°) en SSD

a) El paciente es posicionado sobre la mesa del simulador con la región cervical apoyada confortablemente en el soporte de cabeza y cuello que más se adecue a su anatomía. Una vez realizada la inmovilización con una máscara termoplástica, medimos la DLL y la registramos en la ficha de tratamiento del paciente (figura 6.23).

Fotos: Víctor Gabriel



Figura 6.23 - Simulador antropomórfico posicionado en el soporte de cabeza y cuello (izq.); y medición de la DLL en la región inmovilizada (der.)

b) Para definir los campos laterales, giramos el *gantry* para 90° o 270° . Posicionamos el centro del campo y el lugar donde está la lesión y realizamos la fluoroscopia.

c) Durante la fluoroscopia, el radioterapeuta define los límites de los campos y las regiones que serán protegidas con bloques, caso necesario, según el tipo de tumor (figura 6.24).

d) Realizamos un filme radiográfico del campo lateral para documentar la simulación y posterior cálculo de la dosis (figura 6.25).



Foto: Victor Gabriel

Figura 6.24 - Fluoroscopia del simulador antropomórfico para determinar el tamaño de campo y las protecciones

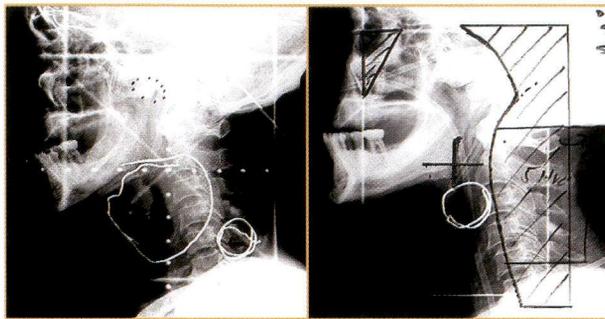


Foto: Acervo INCA

Figura 6.25 - Radiografía de una simulación del campo para el tratamiento de cabeza y cuello con protección estándar (izq.); y radiografía de una simulación con protección personalizada (der.)

e) Seguidamente realizamos el marcaje de los campos de irradiación en el paciente, los cuales servirán como referencia para el posicionamiento (figura 6.26).

A figura 6.27 muestra una simulación virtual con o CT-simulador, usando la técnica descrita anteriormente.



Foto: Roberto Salomon

Figura 6.26 - Detalle de un triángulo con marcador radiopaco fijado en la bandeja del simulador para definición, por proyección, de la protección, de los límites y del centro de campo

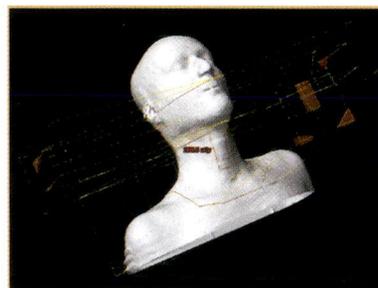


Foto: Victor Gabriel

Figura 6.27 - Simulación virtual del tratamiento de un tumor de cabeza y cuello con dos campos contrapuestos latero lateral y un "campo directo" anterior, usado para tratar la fosa supraclavicular



Leptomeninges

es el conjunto de las meninges blandas, aracnoides y piamadre.

6.2.4 - Tumores del sistema nervioso central

Los tumores del sistema nervioso central son aquellos que inciden en el cerebro, en el cerebelo, en el tronco encefálico y en la médula espinal. La mayor incidencia ocurre en pacientes pediátricos que son más propensos a la **diseminación leptomeningea**.

La técnica para tratamiento de estos tumores es considerada compleja y de difícil ejecución, una vez que exige el uso de varios isocentros con diferentes tamaños de campo y, cuando necesario, la angulación de la mesa.

En los tratamientos de tumores de cráneo y neuroeje, el paciente es posicionado en decúbito ventral, en un inmovilizador de cuerpo entero o en un inmovilizador confeccionado específicamente para cada paciente. Esta posición es muy práctica, ya que permite la visualizar adecuadamente los campos de irradiación, así como las regiones de junción.

En estos casos, como el volumen blanco de tratamiento es considerablemente grande, es necesario más de un isocentro, lo que resulta en junctiones de campos que deben ser correctamente calculados en el proceso de simulación.

Seguidamente, observaremos la secuencia de pasos que son realizados en un simulador convencional para el desarrollo de esta técnica. En lugar de un paciente, se utiliza como ilustración un simulador antropomórfico.

a) Posicionamos el paciente en la mesa en la posición decúbito ventral, inmovilizándolo con los accesorios adecuados.

b) Corregimos la posición del paciente utilizando como guía los láseres laterales y superior del equipo. Alineamos la columna con el láser longitudinal y la cabeza con los láseres laterales, coincidiendo simétricamente con el *tragus* (figura 6.28).

c) El cráneo es la primera región a ser irradiada totalmente. La técnica comúnmente utilizada es la de dos campos contrapuestos latero lateral en *SSD*, descrita en la figura 6.21.

Estos campos son adyacentes al campo superior de la columna, que será la segunda región a ser tratada. Es necesario calcular la angulación del colimador para cada tipo de equipo (Co-60 o acelerador lineal) para tener una junción perfecta de estos campos, evitando superposiciones. La figura 6.29 muestra con más detalles la composición de los campos.



Foto: Roberto Salomon

Figura 6.28 - Detalle del simulador antropomórfico con la columna alineada según el láser localizado en el techo de la sala (izq.); y detalle del láser lateral alineado siguiendo el *tragus* como referencia anatómica (der.)

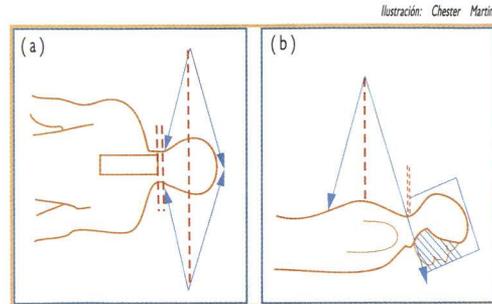


Figura 6.29 (a) y (b) - Composición de los campos laterales con el colimador angulado para realizar la unión con el campo superior de la columna

Como muestra la figura 6.29, el límite inferior de los campos laterales está alineado con el límite superior del campo de la columna, de forma que, la divergencia de este campo de la columna, no irradie la cavidad oral.

El ángulo del colimador (θ) es calculado a través de la ecuación mostrada abajo, en función del tamaño del campo superior de la columna y de la distancia fuente superficie.

$$\theta = \arctan(L / DFS)$$

Donde:

L es la mitad del largo del campo superior de la columna, DFS es la distancia fuente superficie y arctan es la función inversa de la tangente. θ es el ángulo cuya tangente es igual al resultado de L/DFS. El valor del arco tangente se obtiene por medio de una calculadora científica o de una tabla de arcos tangentes.

Por ejemplo, para los equipos de Co-60 (DFS = 80 cm), con el campo de la columna midiendo 30 cm ($L = 30/2 = 15$ cm), la angulación del colimador es de aproximadamente 10,5°.

d) Una vez realizados los cálculos, definimos el centro y el tamaño de los campos laterales, así como el bloque de protección personalizado que deberá ser confeccionado (figuras 6.30 y 6.31).



Figura 6.30 - Centro del campo lateral con la definición de su límite inferior

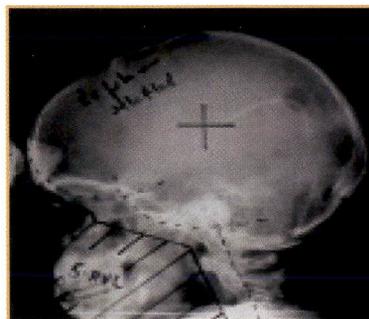


Figura 6.31 - Ejemplo de radiografía con definición de los campos laterales de tratamiento



Punto

caliente es un pequeño volumen que recibe una dosis mucho mayor que la prescrita.

Foto: Roberto Salomon



Figura 6.32 - Campo superior de la columna en el tratamiento del neuroeje

e) El campo superior de la columna (figura 6.32) se define geoméricamente a partir de la divergencia del campo del cráneo y su irradiación se realiza con la técnica de SSD en un campo directo (figura 6.22).

El campo superior de la columna, definido anteriormente, no es suficiente para la irradiación completa de la misma. Por lo tanto, se hace necesario el uso de un campo complementar en la parte inferior, el cual es adyacente al campo superior.

Sin embargo aquí debemos tener mucho cuidado ya que si la unión del campo inferior con el superior es

realizada en la superficie, crearemos una región de alta dosis (punto caliente) en la médula del paciente, lo que no es deseable.

Para solucionar esta situación, realizamos una separación (*gap*) entre los dos campos, calculada en función de la profundidad de la médula.

La figura 6.33 muestra la conformación geométrica de los campos de la columna con el *gap*.

Utilizando la propiedad de semejanza entre los triángulos y de los parámetros indicados en la figura 6.33, podemos calcular el *gap* utilizando la siguiente ecuación:

$$GAP = \frac{P}{2} \left(\frac{C_1}{DFS_1} + \frac{C_2}{DFS_2} \right)$$

Donde:

- P es la profundidad de la médula.
- C₁ y DFS₁ son, respectivamente, el tamaño del campo inferior de la columna y la distancia fuente superficie del mismo.
- C₂ y DFS₂ son, respectivamente, el tamaño del campo superior de la columna y su distancia fuente superficie.

El valor del *gap* calculado por esta ecuación, define, en la piel del paciente, la distancia entre los límites de los campos superior e inferior de la columna.

Las figuras 6.34 y 6.35 muestran esta distancia en una vista posterior de los campos definidos en la columna.

f) Calculado el *gap*, definimos el tamaño del campo inferior de la columna, colocando como límite superior la distancia del *gap* y como límite inferior el intervalo entre las vértebras S2 y S3 (figuras 6.36 e 6.37).

Ilustración: Victor Gabriel

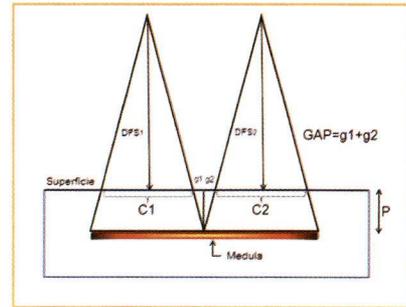


Figura 6.33 - Conformación geométrica de los campos superior e inferior de la columna

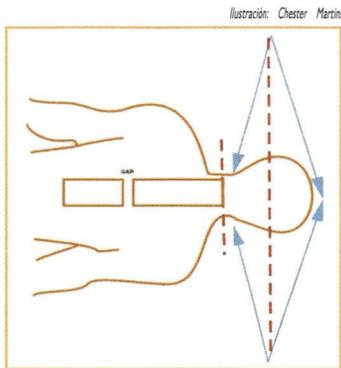


Figura 6.34 - Representación de los campos de la columna separados por el gap

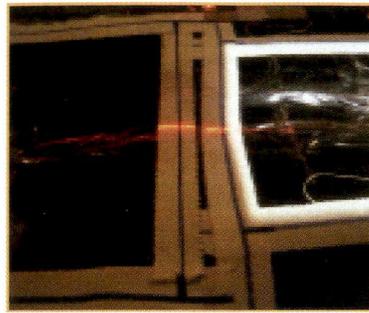


Figura 6.35 - Foto del gap definido en el simulador antropomórfico. El campo iluminado corresponde al campo superior de la columna

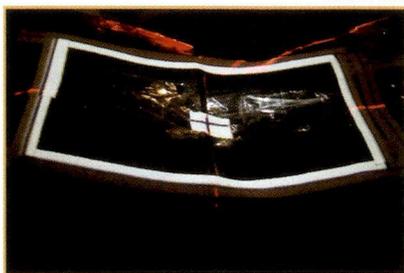


Figura 6.36 - Campo inferior de la columna definido en el simulador antropomórfico

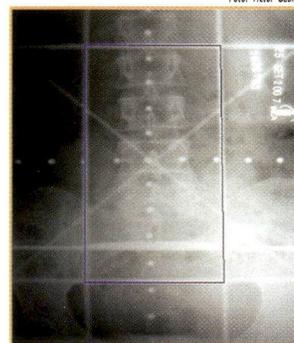


Figura 6.37 - Ejemplo de radiografía de un campo inferior de la columna

Los parámetros de tratamiento para el cráneo y el neuroeje son establecidos por el médico radioterapeuta, cabiendo al técnico interpretar correctamente el procedimiento realizado para poder ejecutar la simulación con la calidad necesaria.

Durante el tratamiento, para evitar que el punto caliente formado por la unión de los campos de la columna incida en una posición indeseada, los campos inferior y superior de la columna son modificados de forma que se pueda dislocar el gap. Este cambio es definido por el médico radioterapeuta y debe ser acompañado por él y por el físico-médico.

La figura 6.38 muestra una simulación virtual de la técnica de tratamiento del neuroeje descrita anteriormente.

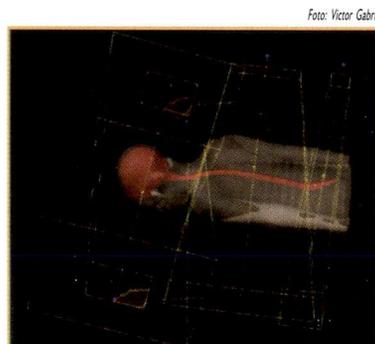


Figura 6.38 - Simulación virtual de los campos de radiación para el tratamiento del cráneo y neuroeje en un acelerador lineal

6.2.5 - Tratamiento de los tumores de mama

El cáncer de mama es una de las neoplasias más frecuentes entre las mujeres y una de las mayores causas de mortalidad femenina, aunque poco común, también puede manifestarse en los hombres.

El uso de la radioterapia como técnica de tratamiento del cáncer de mama es esencial, una vez que la irradiación incluye la mama y las áreas adyacentes. Para ello, se puede utilizar, tanto haces de fotones como de electrones.

En la técnica de tratamiento más común, la paciente se posiciona en decúbito dorsal y se inmoviliza con el auxilio de la "rampa de mama" (*Breast Board*), en la cual la cabeza de la paciente queda virada contralateralmente (figura 6.39), manteniendo el confort y siguiendo las referencias de posicionamiento establecidas en la simulación del tratamiento.



Figura 6.39 - Paciente posicionada para tratamiento de mama

Para el tratamiento, pueden ser utilizados campos directos anteriores (figura 6.40), campos opuestos contralaterales antero posteriores o tangentes hemibloqueados (figura 6.41) con haces gama de Co-60 o de fotones de 6 MV. Para la irradiación de la cadena ganglionar, cuando necesario, se utilizan campos directos anteriores. Los límites de los campos son definidos, en cada caso, por el médico radioterapeuta.

Foto: Acervo INCA

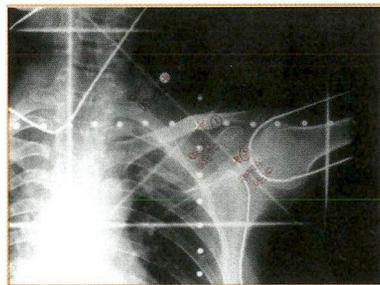


Figura 6.40 - Radiografía de un campo directo de irradiación de la fosa supraclavicular

Ilustración: Chester Martins

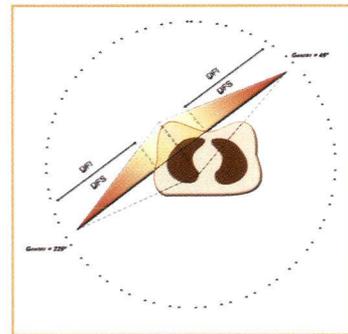


Figura 6.41 - Representación del tratamiento de mama con la utilización de campos tangentes hemibloqueados

La planificación de un de tratamiento de mama en un simulador convencional utilizando la técnica de *SSD* de campos contrapuestos tangentes hemibloqueados, puede ser realizada con facilidad, como se muestra en el siguiente ejemplo en un simulador antropomórfico.

a) Primeramente escogemos el ángulo adecuado en el *gantry* para la irradiación de toda la mama. Como los campos de radiación son divergentes, será necesario también bloquear la mitad de campo de irradiación para que los pulmones de la paciente no sean irradiados (figuras 6.41 e 6.42).

Foto: Roberto Salomon

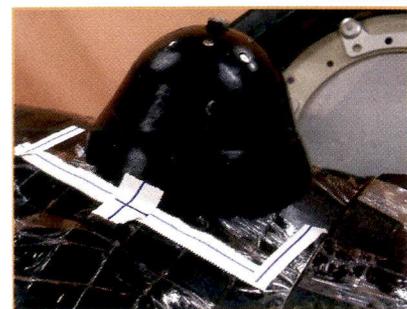


Figura 6.42 - Campo de irradiación hemibloqueado para el tratamiento de mama

El bloqueo de la mitad del campo de irradiación puede ser realizado con un accesorio llamado bloqueador de medio campo o con colimadores asimétricos. En los equipos más modernos, con colimadores asimétricos, basta apenas, cerrar uno de los colimadores.

Para el marcaje de la región a ser protegida podemos usar un alambre metálico (figura 6.43) para definir, a través de la imagen radiográfica, el límite inferior del campo a partir de la caja torácica.



Figura 6.43 - Detalle del borde metálico usado como referencia, para definir el límite inferior del campo de irradiación

b) Seguidamente, ajustamos la angulación del colimador siguiendo las referencias óseas, ya marcadas con el alambre metálico (figura 6.43), con el objetivo de proteger los pulmones de los efectos de la radiación.

c) Para el cálculo de la distribución de dosis y del tiempo de tratamiento, es necesario construir un molde de contorno de la mama de la paciente (figura 6.44) y diseñarlo en un papel para digitalizarlo posteriormente en el sistema de planificación del tratamiento (figura 6.45).

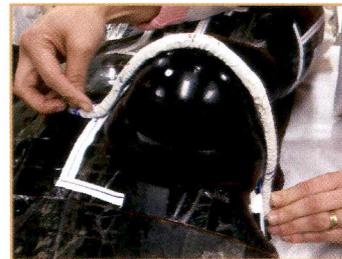


Figura 6.44 - Retirando el molde del contorno de la mama en el eje central

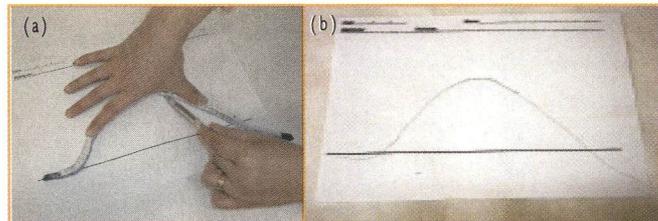


Figura 6.45 (a) y (b) - Diseñando el contorno de la mama para posterior cálculo de las distribuciones de dosis

En el caso de una simulación virtual, no es necesario diseñar el contorno de la mama, pues el cálculo de las distribuciones de dosis y del tiempo de tratamiento es realizado directamente por el sistema de planificación a partir de imágenes tomográficas.

La figura 6.46 muestra un ejemplo de la simulación virtual del tratamiento de mama con la técnica de campos contrapuestos hemibloqueados. La recta azul indica el eje central de los campos, mostrando que la mitad está bloqueada.

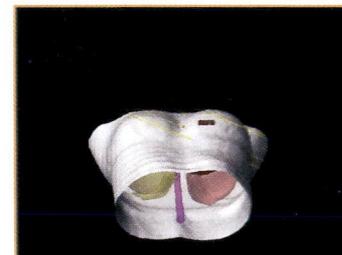


Figura 6.46 - Simulación virtual de un tratamiento de mama con el uso de campos tangentes (Partially Wide Tangents)

Hasta el momento, fueron abordados los asuntos vinculados a las técnicas de radioterapia. Sin embargo, al tratar un tumor, la atención del técnico debe estar direccionada para la persona que está siendo tratada, o sea, el paciente. Por eso, nuestro próximo capítulo tratará sobre la relación humana del técnico con el paciente.

Referencias

Bentel GC. Radiation Therapy Planning: 2nd ed. New York: McGraw-Hill; 1995.

Khan FM. Treatment planning in radiation oncology. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.

Perez CA. Principles and practice of Radiation Oncology. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2004.

CAPÍTULO 7 - LA RECEPCIÓN DE LOS PACIENTES Y SUS FAMILIAS

Objetivo:

- Ofrecer elementos que favorezcan el desarrollo de actitudes adecuadas al desempeño del técnico en radioterapia en la relación humana con el paciente y sus familiares.

7.1 - El proceso psicológico experimentado por el paciente y por sus familiares

En la introducción, comentábamos que el éxito del tratamiento de radioterapia depende fundamentalmente de la actuación del técnico. La naturaleza de su trabajo exige un alto nivel de responsabilidad y de conocimientos específicos. Un error que se cometa en esta etapa puede comprometer el resultado del tratamiento y provocar lesiones irreversibles en los pacientes.

Sabemos que las exigencias para el desempeño de esta actividad son muchas y que las recompensas no siempre siguen la misma dirección. Por momentos, no nos damos cuenta de cuán importante es nuestra tarea y el lugar que ella ocupa en la vida del paciente. Siguiendo una rutina extenuante de trabajo y responsabilidades, muchas veces, no percibimos cuanto aquel paciente, que malamente conocemos, deposita en nosotros la esperanza del éxito de su tratamiento.

En nuestra actividad diaria con el paciente oncológico, es frecuente depararnos con la fragilidad humana, lo cual se evidencia a través del miedo, de la incertidumbre, de la inseguridad y de la ambigüedad de los sentimientos. Muchas veces revestida por una capa protectora que se expresa a través de comportamientos y actitudes incomprensibles para quien desconoce la dinámica psicológica del ser humano.

Entender el proceso psicológico experimentado por el paciente y por sus familiares, desde el descubrimiento de la enfermedad y a lo largo de todo el tratamiento, puede ayudar a usted - técnico en radioterapia - a enfrentar mejor las situaciones cotidianas de su trabajo.



Foto: Roberto Salomon

Figura 7.1 - Técnica en radioterapia orientando a la paciente

Es importante comprender, por ejemplo, que no siempre algunas actitudes del paciente que parecen dirigidas a usted, se corresponden a alguna acción por usted provocada. En general, se refieren a una reacción del paciente frente a una situación inesperada y desagradable, que él percibe como una agresión.

En los temas siguientes, presentaremos algunos contenidos que podrán ayudarlo en el entendimiento de los aspectos psicológicos relacionados al paciente oncológico y a su familia.

7.2 - El paciente oncológico

Aun en nuestros días, en el imaginario social, el cáncer es visto como una enfermedad incurable que coloca al enfermo en el límite de su fragilidad, entrando en pánico, provocándole un miedo tal que le impide inclusive pronunciar el nombre de la enfermedad. La palabra cáncer es, muchas veces, un término asociado al dolor, al sufrimiento y a la muerte y eso puede influir en la opinión o en el comportamiento de cualquier persona ante la enfermedad.

El diagnóstico del cáncer, no pocas veces, es caracterizado como un momento de quiebra de estructuras, con consecuencias devastadoras en la vida del individuo. Trae sufrimientos, incertidumbres, amenazas, generando una turbulencia psicológica de diferentes proporciones. Incluso con los avances científicos y con una mayor eficiencia en los tratamientos, el paciente todavía ve el cáncer como una enfermedad terrible.

Por otra parte, el tratamiento produce una ruptura en lo cotidiano del individuo, causándole cambios abruptos en su vida, algunas veces, dramáticos, provocándole alteraciones en su aspecto físico y indirectamente, modificaciones en las relaciones familiares, afectivas, sociales, profesionales, financieras y incluso en sus actividades de placer.

Tratar el cáncer, muchas veces, envuelve cirugías y tratamientos clínicos (radioterapia, quimioterapia) bastante invasivos y agresivos. Enfrentar las drásticas alteraciones en la imagen corporal se convierte en un desafío para el paciente. En algunos tipos de cirugía y en tratamientos de quimioterapia, por ejemplo, el paciente, además de vivir individualmente su enfermedad, pasa a evidenciarla también para el medio social, deparándose con la angustia de percibir la reacción de rechazo o prejuicio que vienen de otras personas.

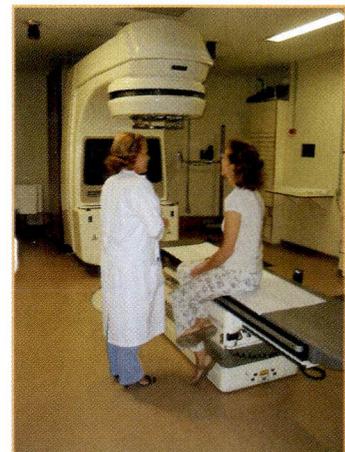


Foto: Roberto Salomon

Figura 7.2 - Técnica en radioterapia explicando el procedimiento del tratamiento a la paciente

El paciente también se depara con limitaciones decurrentes del tratamiento, que pueden ser transitorias o definitivas. No es inusual, durante el período de tratamiento, ver que el paciente se torna dependiente de los cuidados de otras personas, familiares o no. Verse en esta situación lleva a la persona a dudar sobre su real capacidad de retomar nuevamente su lugar en el medio familiar, social y profesional.

Las reacciones psicológicas varían de persona para persona y están relacionadas, en mayor o menor proporción, con:

- Su personalidad;
- su historia de vida;
- su capacidad para enfrentar las adversidades;
- su momento de vida cuando surge la enfermedad;
- su contexto cultural;
- su conocimiento sobre la enfermedad;
- el apoyo afectivo - familiar y social - de que dispone.

A pesar de todos los recursos disponibles, tratar al paciente oncológico exige de usted, además de competencia profesional, una actitud de comprensión, pues la cura del cáncer todavía permanece como fuente de ansiedad, caracterizando una de las facetas más angustiantes de esta enfermedad, tanto para el paciente como para su familia.

7.3 - La familia del paciente con cáncer

Como ya vimos anteriormente, el impacto del diagnóstico del cáncer puede generar ansiedad y tensiones familiares. Para entender esta situación, usted debe considerar la familia como un sistema en el cual, cuando un componente es afectado, todos los demás, de una forma o otra, también lo son. En el sistema familiar, independientemente de la calidad de las relaciones, cada miembro influye sobre los otros, siendo al mismo tiempo influenciado por los demás.

Es importante que usted entienda que enfermar de cáncer exige del paciente y de sus familiares: cambios en los papeles, busca de estrategias para enfrentar el problema, alteración de posturas, actitudes y comportamientos, así como, un período de adaptación a esos cambios.

La enfermedad lleva a la familia, sobretodo, a una redefinición de los papeles, donde los demás



Foto: Roberto Saloman

Figura 7.3 - Orientación a los familiares de los pacientes

miembros tendrán que asumir funciones que antes eran ejercidas por el paciente. Lo mismo sucede cuando él se recupera, pues es necesaria una readaptación para incluirlo nuevamente en su antigua posición o ayudarlo a asumir una nueva posición en el sistema familiar.

En el período que enferma y es tratado, el paciente y su familia enfrentan situaciones críticas como la imposibilidad de realizar metas y objetivos anteriormente planificados, la alteración del nivel socioeconómico y la posibilidad real de que se reduzca el período de vida.

La necesidad del paciente de recibir atención y cuidados durante un largo período de tiempo acarrea desafíos a la estabilidad familiar. Muchas familias consiguen, a pesar de la sobrecarga, mantener su equilibrio emocional al mismo tiempo que cuidan del enfermo, otras no lo consiguen.

Es común, ante la vivencia de la dolencia, del diagnóstico y del tratamiento, que los miembros de la familia experimenten un sentimiento de choque, incertidumbre e inestabilidad emocional.

La familia es golpeada por una crisis amenazadora, a partir de la cual, las reacciones individuales son bastante diferentes. El sufrimiento psicológico de algunos familiares, por ejemplo, llega a ser más intenso que el del propio paciente.

Algunos familiares reducen la comunicación acerca del problema, haciendo con que impere el silencio y con eso, promueven efectos negativos en las relaciones familiares, imposibilitando cualquier sensación de bienestar o de alivio entre sus miembros.

En el caso de reincidencia de la enfermedad, la incertidumbre es el sentimiento que prevalece, porque la cura deseada no se alcanzó. Afloran sentimientos de decepción y frustración, existiendo un cuestionamiento, no siempre expresado, sobre la eficacia de los tratamientos utilizados y de la propia sobrevivencia del paciente.

Teniendo en vista esta problemática psicológica que el cáncer provoca también en la familia, es importante que usted extienda su comprensión a aquellos que acompañan y cuidan del paciente.

7.4 - Interactuando con el dolor de los demás

Los grandes descubrimientos en el área de la salud contribuyeron para aumentar, en todos, la expectativa de vida del ser humano, fortaleciendo cada vez más la idea de la búsqueda por la longevidad.

El contacto directo con el paciente oncológico puede representar un choque para el profesional que lo trata, porque lo coloca delante de la fragilidad humana y de la complejidad de problemas que envuelven al enfermo con cáncer.

Tratar un paciente con cáncer implica relacionarse con los sentimientos del otro y con nuestras propias emociones. El paciente no puede ser visto como uno a más. El debe ser comprendido en sus propias y variadas respuestas emocionales frente a las situaciones de tratamiento que se presenten.

Enfrentarse con las reacciones emocionales que presenta el paciente oncológico, identificarse con el enfermo o con los familiares, conocer personalmente al paciente o repararse con su muerte, son situaciones que provocan sufrimiento, ansiedad y angustia en los profesionales de la salud.

El sufrimiento vivido por el paciente oncológico, casi siempre, genera un sufrimiento emocional en el profesional que lo atiende y le exige constantemente control sobre sus propias emociones. Muchas veces, no llevar en consideración estos aspectos, crea un distanciamiento entre el paciente y el profesional, funcionando para este último como una barrera de protección emocional.

La conciencia creciente de un tratamiento más humanizado favorece la calidad de la asistencia al paciente y hace con que estemos más atentos a la relación de cuidado que se establece en este tipo de atención. Entrega, confianza, actitudes de interés y el establecimiento de vínculos son los ingredientes para un tratamiento humanizado. Un enfoque profesional de esta naturaleza es fuente generadora de salud y vida.

Puede ser que usted no se sienta capaz de crear este enfoque por no conocer las estrategias para el enfrentamiento de sus emociones. Al final, es realmente difícil enfrentar una situación de **estrés** sin ningún soporte psicológico.

Conociendo de estas dificultades, le presentamos algunas sugerencias que, podrían ayudarlo a enfrentar mejor estas situaciones:

- Es necesario tener en mente el impacto emocional de un diagnóstico de cáncer para el enfermo y su familia.
- Es importante reconocer que cada paciente tiene una personalidad propia y única.
- Siempre ofrezca informaciones claras, de acuerdo con la capacidad de entendimiento de cada paciente.
- Es importante entender que el paciente tiene necesidad de establecer una relación de confianza con quien lo trata.
- Establezca una comunicación abierta, honesta, verdadera y frecuente.
- Es necesario mostrar al paciente que usted lo trata siempre para poder minimizar sus síntomas físicos y psicológicos, buscando así aliviar su sufrimiento.

7.5 - ¿Quién cuida a los que cuidan?

Sufrimiento, dolor y muerte son parte del cotidiano de los servicios de salud. Es útil y prudente conocer y saber enfrentar con nuestras emociones, a fin de, preservar nuestra estructura psíquica individual y nuestra salud mental.



Estrés =

estado de tensión de un organismo sometido a cualquier tipo de agresión.

Todos los que trabajamos directamente con los pacientes oncológicos, también somos tocados emocionalmente. Somos sometidos a un enfrentamiento directo con una realidad de la cual no nos podemos esconder: alteración de la imagen corporal, cirugías mutiladoras, dolor física y emocional. Y, en situaciones más graves, como en los casos de muerte, el conflicto que se presenta se relaciona a la concientización de que somos finitos y también moriremos un día. Lo que nos causa sentimientos de impotencia y a veces, sensación de fracaso.

Nuestra formación no nos prepara totalmente para el trabajo con el paciente oncológico. Sería necesario un apoyo psicológico sistemático que nos ayudara a enfrentar mejor las situaciones de pérdida, frustración y muerte.

Como en cualquier actividad ocupacional en el área de la salud, la tarea del técnico en radioterapia presenta tanto características estresantes como gratificantes.

Algunas peculiaridades inherentes al área de la salud caracterizan, muchas veces, un ambiente psicológicamente adverso. Tanto el contacto íntimo con el dolor y el sufrimiento (con pacientes graves, los que se quejan, los hostiles, los que reclaman, los rebeldes, los autodestructivos, los deprimidos, los que no aceptan el tratamiento) como el enfrentamiento a las limitaciones del sistema asistencial, que se contraponen a las expectativas de los pacientes y familiares y algunas veces a las del propio profesional, componen este cuadro.

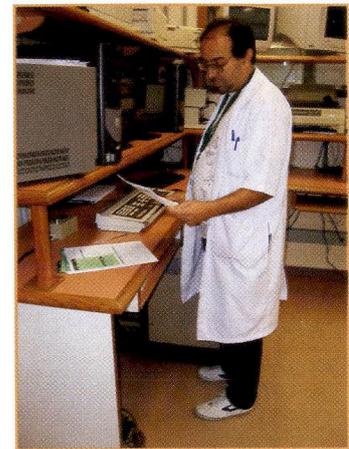


Foto: Roberto Salomon

Figura 7.4 - Técnico en radioterapia en el panel de control del equipo



Calidad de

vida es el resultado de una combinación de factores subjetivos, como el grado de satisfacción general de un individuo con la propia vida, y de factores objetivos, como el bienestar material, buenas relaciones familiares, en fin, varios aspectos que sumados proporcionan tranquilidad, confianza, seguridad y bienestar.

Por otro lado, los factores gratificantes se relacionan con la posibilidad de ayudar, de contribuir para el éxito del tratamiento, de amparar y orientar al paciente y sus familiares, de tener reconocimiento no solo del paciente y su familia, sino también de sus colegas, sus superiores, y también de la sociedad.

Calidad de vida y bienestar son esenciales para todas las personas. Reflexionar sobre los valores y opciones y tratar de descubrir formas de encontrar el bienestar social, físico, emocional y espiritual son pasos importantes para poder alcanzar sus propios objetivos.

El simple hecho de repensar los hábitos en la búsqueda por una vida más saludable, más feliz, ya es un paso importante.

El éxito en la búsqueda por una vida con calidad depende, antes de más nada, de la voluntad y del comprometimiento con la acción que se está realizando. Recuerde que

la calidad de vida está presente cuando cada uno busca nuevos caminos para una existencia más saludable en todos los aspectos, y cuando se asume con responsabilidad el momento actual como el más importante, porque delinea las condiciones futuras de nuestra vida.

Entre las estrategias adoptadas por el profesional de salud para hacer frente a las exigencias emocionales del contacto constante y directo con el paciente oncológico, la verbalización de sus emociones con un colega o solicitar apoyo de terceros son muy importantes. Podemos todavía mencionar, entre otras: recurrir al entretenimiento y esparcimiento, practicar actividades físicas y racionalizar sus actividades.

La salud del profesional es un bien merecedor de especial atención por parte de los gestores de los servicios públicos y privados de salud; el costo por descuidar del bienestar de estos profesionales ciertamente caerá sobre el propio sistema de salud.

A pesar de todos los desafíos y dificultades que caracterizan su trabajo, es importante que usted tenga una clara visión sobre la importancia de la inversión constante en su crecimiento profesional, lo que le ayudará a superarlos con éxito, tanto para su satisfacción personal como para beneficio de los pacientes bajo sus cuidados.

Referencias

Silva CN. Como o câncer (des) estrutura a família. 1a ed. Rio de Janeiro: Anna Blume; 2001.

Simonton SM. A família e a cura. O método Simonton para famílias que enfrentam uma doença. 2a. ed. São Paulo: Summus; 1990.

Haynal A, Pasini W. Manual de Medicina Psicossomática. São Paulo: Masson do Brasil; 1983.

Campos EP. Quem cuida do cuidador - uma proposta para profissionais da saúde. Rio de Janeiro: Vozes; 2005.

Diniz DP, Schor N. Qualidade de vida. São Paulo: Manole; 2006.



PALABRAS FINALES

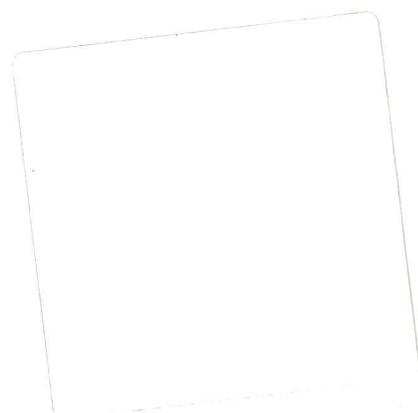
iLlegamos al final de nuestro material de apoyo para su actualización!

Cuando elaboramos este material de apoyo para su actualización, siempre tuvimos la intención de apertrear a usted, técnico en radioterapia, con los conocimientos teórico-prácticos más importantes que le permitan un mejor desempeño en su trabajo. Esperamos que el mismo tenga atendido sus necesidades y expectativas. Procuramos aproximar el contenido lo máximo posible a la realidad actual, pero nunca tuvimos la intención de agotar el asunto. Por ello es importante que usted interiorice el hecho de que los temas tratados, nunca estarán agotados. Siempre habrá algo siendo creado o modificado. Por lo tanto, siempre tendremos algo nuevo para aprender y mejorar.

Busque siempre nuevos conocimientos, actualícese de forma constante y algo muy importante, nunca deje de repasar para los demás aquello que aprendió, de la misma forma que lo estamos haciendo ahora, con entusiasmo y dedicación.

Le deseamos grandes éxitos y estamos siempre de puertas abiertas para ayudar en lo que nos sea posible.

Equipo de Trabajo



Este libro fue impreso en offset,
Papel couche brillo, 120g, 4/4.
Rio de Janeiro, 2011.

Actualización para Técnicos en Radioterapia



Ministério da
Saúde



615.8420
159a
2011
MEMOT