

**UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE TECNOLOGÍA MÉDICA
LICENCIATURA EN RADIOLOGÍA E IMÁGENES.**



INFORME FINAL

“LA BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS COMO NUEVA TÉCNICA EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTES DIAGNOSTICADAS CON CÁNCER CÉRVICO-UTERINO, EN EL HOSPITAL MÉDICO QUIRÚRGICO Y ONCOLÓGICO DEL INSTITUTO SALVADOREÑO DEL SEGURO SOCIAL DE FEBRERO A JULIO DEL 2017”

ASESORA METODOLOGICA

LICDA. TERESA DE LOS ANGELES REYES PAREDES

ASESOR TECNICO

LIC. MIGUEL ANGEL SALVADOR COLORADO CAMPOS

PRESENTADO POR

NATALIA YAMILETH ALVARADO PEREZ AP11049

CLAUDIA PATRICIA CASTILLO RAUDA AR09084

KATYA YAMILETH OCHOA PEREZ OP12010

CIUDAD UNIVERSITARIA, ENERO 2018

INDICE

INTRODUCCION.....	1
CAPITULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
Antecedentes del problema.....	3-5
Situación problemática.....	6-7
Enunciado del problema.....	8
Justificación.....	9
Objetivos.....	10
Viabilidad.....	11
CAPITULO II: MARCO TEÓRICO Y CONCEPTUAL.....	12
1. Anatomía.....	13-19
2. Cáncer Cérvico – Uterino.....	20
3. Patogenia	21
4. Estadificación.....	22
5. Virus del papiloma humano VPH.....	23-25
6. Diagnostico.....	26-28
7. Tratamientos.....	29-32
8. Braquiterapia.....	33-39
9. Tipos y especificaciones de las fuentes usadas en Braquiterapia.....	40-62
10. Sistemas de implantación y dosimetría en Braquiterapia.....	63-82

11. Diferencias entre la Braquiterapia de baja tasa de dosis LDR y la Braquiterapia de alta tasa de dosis HDR.....	83
CAPITULO III: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.....	84-89
CAPITULO IV: DISEÑO METODOLÓGICO.....	90-93
CAPITULO V: ANALISIS E INTERPRETACION DE RESULTADOS	94-116
CONCLUSIONES:	117-118
RECOMENDACIONES:	119-120
ANEXOS.....	121-125
CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.....	126-129
BIBLIOGRAFIA.....	130.

INTRODUCCIÓN

En el presente informe final se aborda la temática del cáncer cervico-uterino el segundo tipo de cáncer causante de muertes en la población femenina de El Salvador, sus agentes causales y los tipos de tratamientos que se abordan en el país para su erradicación.

En el hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social Departamento de Radioterapia desde el año 2015, se ha equipado de nueva tecnología radioterapéutica para el tratamiento de pacientes, que fueron diagnosticadas con cáncer cervico-uterino, ya que la radioterapia es un tipo de tratamiento, se aborda la nueva técnica de braquiterapia de Alta tasa de dosis HDR y el rol que cada profesional desempeña dentro del procedimiento dejando en claro que cada uno de los procesos que el grupo multidisciplinario ejecuta conformado por médicos radioncólogos, físicos médicos, radioterapeutas, enfermeras y anestecistas; cada uno de sus intervenciones según su perfil profesional, es muy importante dentro de este; tanto para garantizar la eficacia del tratamiento como dar una atención de calidad.

Capítulo I

Planteamiento del Problema

ANTECEDENTES DEL PROBLEMA

La braquiterapia tuvo su origen en París 1896, tras el descubrimiento de los rayos X por Konrad von Rontgen. Fue Henri Becquerel quién descubrió las radiaciones invisibles emitidas por el uranio después de observar el ennegrecimiento de una placa fotográfica en contacto con cristales de uranio. Marie y Pierre Curie fueron quienes comenzaron a estudiar este nuevo material y en 1898 aislaron una nueva sustancia radiactiva contenida en la pechblend (mineral), en esta se identificaron por primera vez tres elementos químicos: uranio, polonio y radio. Su aplicación en la clínica fue casi inmediata, principalmente en procesos oncológicos. Desde que Pierre Curie cedió al doctor Banlos una pequeña cantidad de radium para fabricar aplicadores superficiales para el tratamiento de lesiones cutáneas, los radioterapeutas, han ido avanzando en este tipo de tratamiento, aún a costa de sufrir en sí mismos las consecuencias de la excesiva exposición a las radiaciones.

La posibilidad de implantar fuentes radiactivas directamente dentro las lesiones, fue una estrategia ya sugerida en 1903 por Alexander Graham Bell. El primer caso ilustrado en la literatura médica de braquiterapia, fue intersticial y data de 1914, en Dublín. Las fuentes de radio han sido utilizadas en el tratamiento de los tumores desde el inicio de la braquiterapia hasta la década de los sesenta. Al principio, la braquiterapia se utilizó de forma empírica, pero de este empirismo se pasó a un mayor conocimiento radiobiológico, simultáneamente se incorporaron al "arsenal" terapéutico diversos isótopos radiactivos naturales y artificiales como el cobalto 60, y más tarde el cesio 137 y el iridio 192 para realizar implantes removibles y el yodo 125 para implantes permanentes. Las décadas de los sesenta y setenta representan el máximo esplendor de la braquiterapia de baja tasa de dosis, imprescindible en el tratamiento conservador de cáncer de mama, cavidad oral, canal anal, piel, pene. Con el desarrollo de la braquiterapia, el cáncer que más frecuentemente ha sido tratado es el de útero, utilizando métodos de tratamiento intracavitario (braquiterapia endocavitaria), con fuentes de cesio 137 de baja tasa de actividad.

El Salvador inició su lucha contra el cáncer en el año de 1926 con la fundación del Servicio de Radium en el Hospital Rosales por el Dr. Arturo Reyes. en 1937 la sociedad de beneficencia pública emprendió las primeras campañas para organizar una liga nacional contra el cáncer en El Salvador.

En 1938 se instauró el pabellón de cancerología en el Hospital Nacional Rosales. El Dr. Narciso Díaz Bazán en 1951 impulsó el establecimiento de la Clínica de Diagnóstico Precoz del Cáncer en la Consulta Externa del Hospital Rosales, instalándose en dicho Centro el Primer Equipo de Cobaltoterapia PICKER de 1200 Curies. Dada la elevada incidencia de cáncer de cuello uterino se volvió imperativo refundar el Servicio de Oncología en 1961, brindándose tratamiento del cáncer cervicouterino con Radium y con Cobalto. En 1963 inicio funciones el Servicio de Ginecología Oncológica, en el Hospital Nacional de Maternidad con dotación de 100 mg de Radium siendo el Dr. Narciso Díaz Bazán su primer Jefe.

Dado la gravedad y alta incidencia de cáncer, el 19 de abril de 1966 se fundó la Liga Nacional Contra El Cáncer de El Salvador, a iniciativa del Dr. Narciso Díaz Bazán, la primera piedra del Instituto del Cáncer de El Salvador se inauguró el 26 de marzo de 1969, la primera etapa el 15 de enero de 1971. En 1979 se inauguró la 2ª etapa pero esta no pudo utilizarse sino hasta 1991 ya que se cedió para uso de la Fuerza Armada durante el período del conflicto armado en el Salvador (1980-1990). En el año 1985 se adquirió la segunda unidad de cobalto 60 (Theratron 80) y el 21 de Febrero 2008 con la ayuda del OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica) , se crea el único centro de braquiterapia de El Salvador en el Instituto del Cáncer “Dr. Narciso Díaz Bazán” este avance permitió a más de 1000 mujeres aquejadas de cáncer de cuello uterino recibieran su tratamiento en el centro.

Según organismo internacional de la salud, el cáncer de cuello cervico-uterino, es un problema de salud mundial para todas las mujeres debido al alarmante número que ha sido víctima de esta enfermedad ,que además ha cobrado muchas vidas cada año más de 500,000 mujeres desarrollan la enfermedad en el mundo y alrededor de 266,000 mujeres mueren por esta causa lo que representa una mujer cada dos minutos. Cerca del 90 % de estas muertes

ocurre en países en vías de desarrollo, donde habitualmente no existen programas, ni posibilidades de tratamiento, y donde el cáncer de cuello uterino representa la primera causa de muerte por cáncer en mujeres y por lo general estas se encuentran en edad activa, y tienen un papel crucial en el desarrollo de sus comunidades. Durante siglos, la causa del cáncer de cuello uterino era desconocida. No fue hasta el siglo XX que los científicos entendieron que la enfermedad era causada por la exposición al virus del papiloma humano (VPH). El Salvador es uno de los países en Centroamérica que trabaja duramente en proyectos para tratar la enfermedad del Cáncer Cervico-Uterino. Según datos del Instituto Salvadoreño del Cáncer, el 60% de los casos que atiende son producto del Cáncer Cérvico-Uterino. En la actualidad el Ministerio de Salud de El Salvador trabaja con el Basic Health International que es un proyecto a través de el programa de prevención del Cáncer Cervical (CAPE) para la lucha contra el VPH a través del cual la paciente se somete a diversos tratamientos tales como la Radioterapia, Braquiterapia, Quimioterapia y en algunos casos severos Histerectomía. La administración de la vacuna contra el virus papiloma humano (VPH) Bivalente y Tetravalente puede prevenir la mayoría de cánceres tanto en la población femenina como masculina pero todavía el sistema de salud pública no aprueba dicha modalidad de prevención, debido a los altos costos de inversión en la adquisición de la vacuna y por lo tanto no se incluye en el cuadro de vacunación en el sistema de salud pública

SITUACION PROBLEMÁTICA

En El Salvador el 16 de septiembre del año 2015 a través del Ministerio de Salud pública, se hizo vigente, La Política Nacional para la Prevención y control del Cáncer, la cual enuncio la creación de un centro especializado de radioterapia y la formulación de una ley que otorgue un presupuesto especial para el abordaje del cancer cervico uterino.

Debido a los alarmantes y elevados porcentajes de mujeres que fueron diagnosticadas con cáncer; Según la publicación un año anterior en el diario digital, diario1.com en febrero del 2014 comunico que cada hora una mujer habia sido diagnosticada con dicha patología.

La administración del Instituto Salvadoreño del Seguro Social en el año 2015 invirtio \$5.9 millones en la compra de un nuevo equipo medico moderno, con alta tecnología de punta, que actualmente se encuentra en función en el servicio de radioterapia de la Torre Oncológica, principal centro de atención de las enfermedades oncológicas, en la que son atendidas de 20 a 23 pacientes diarias que fueron diagnosticadas con cáncer cérvico-uterino.

Los equipos adquiridos fueron un nuevo equipo de acelerador lineal, un tomógrafo axial computarizado multicorte y un equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis.

En cuanto a la braquiterapia de alta tasa de dosis o HDR, esta a sido utilizada para las pacientes con cáncer de cérvix y endometrio, esta nueva máquina a permitido que el procedimiento sea ambulatorio, es decir que no sea necesario su ingreso como en el pasado que debían permanecer hospitalizadas hasta por 48 horas, haciendo mención de que antes se utilizaba la braquiterapia de baja dosis. Este tipo radioterapia es utilizada para tratar el cáncer ginecológico a través de la radiación ionizante que se coloca directamente en el lugar del tumor, lo que permite encoger los tumores e incluso acabar con las células cancerígenas sin afectar el tejido y organos circundantes del área a radiar.

El uso de este equipo al hablar de cancer cervico uterino se refierio a que es un tratamiento complementario ya que las pacientes proceden de un tratamiento previo de aceleradores lineales, ayudando a dar dosis de alrededor de 12 Gy, una taza mucho mas alta y mas especifica al área, durante un tiempo mas corto aproximadamente de 30 min. ayudando a reducir la probabilidad de que las células cancerosas sobrevivan, y crezcan entre los intervalos de cada sesion.

La braquiterapia de alta tasa de dosis es una tematica de escazo conocimiento en el área de la radiología, ya que hasta hace unos cuantos años atrás se ha venido desarrollando. Pero debemos saber que para que este tipo de tratamiento se logre brindar es un trabajo de un grupo multidisciplinario, en pocas palabras “trabajo en equipo”, en la que cada uno de los constituyentes del grupo son necesarios para llevar a cabo con exactitud y a la perfeccion todos los procesos de dicho tratamiento.

Estas competencias no todos los profesionales de la radiologia las poseen por lo que es de señalar que es debido a que en el pais son pocos los centros oncologicos especializados y tambien a la mala creencia de que en la braquiterapia el trabajo que se desempeña por parte del licenciado en radiología es de insignificancia porque no se participa durante todo el proceso de colocacion del instrumento, por tal motivo debemos comprender que el rol del licenciado en radiología es vital e importante, lo que debe llevar a todo profesional de la radiología a querer obtener estas nuevas competencias que vendran a ser herramientas que adquiriran para desenvolverse en las nuevas areas de la medicina.

ENUNCIADO DEL PROBLEMA

Partiendo de lo anterior mencionado el grupo investigador se plantea la siguiente pregunta:

¿Qué es la Braquiterapia de alta tasa de dosis como nueva técnica en el tratamiento de pacientes diagnosticadas con cáncer cérvico-uterino en el Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social de febrero a Julio del 2017?

JUSTIFICACIÓN

En la actualidad, como en el pasado una de las problemáticas principales causante de muertes en la población femenina de El Salvador es el cáncer cérvico uterino, temática que fue de interés para el grupo investigador ya que debido a la sintomatología que presentaban las pacientes, el médico oncólogo indica diversos exámenes físicos y clínicos para que se determine el tipo de tratamientos que empleara para el abordaje de la patología.

La radioterapia, es una rama de la radiología que se encarga del tratamiento para el cáncer cérvico uterino dentro de esta, hay varias etapas tales como simulación, tratamiento con teleterapia y braquiterapia, a las cuales la paciente debe ser sometida dependiendo así lo indique el médico tratante.

La escasez de información en referencia a los procesos en la braquiterapia de alta tasa de dosis dieron pie a esta investigación pretendiendo brindar un fundamento teórico para hacer de conocimiento a todos los profesionales de la salud la información que se adquirió permitiendo crear así un protocolo que sirva de apoyo en la práctica, tanto para médicos, Físicos, licenciados en radiología, enfermería, anestesiología y principalmente para los estudiantes de la carrera de licenciatura en radiología e imágenes de la universidad de El Salvador, plasmando los pasos de la planificación e implementación de la técnica en el tratamiento.

Se dio a conocer el rol del licenciado en radiología e imágenes en el área de braquiterapia de alta tasa de dosis; principalmente porque corresponde al ejercicio de la profesión en conjunto a un equipo multidisciplinario que se encarga de la planificación y ejecución del tratamiento, y además debido a los avances tecnológicos, se vio la necesidad de mejorar el perfil del profesional en radiología e imágenes en cuanto a su capacidad competitiva en dentro del área.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Describir el proceso de la Braquiterapia de alta dosis como nueva técnica en el tratamiento de pacientes diagnosticadas con cáncer cérvico-uterino en el Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Sistematizar el proceso desarrollado en la aplicación de la técnica de braquiterapia con alta tasa de dosis y las funciones del grupo multidisciplinario que lo realiza para la elaboración de un manual
- Investigar la incidencia del Cáncer Cérvico Uterino en las pacientes atendidas en el servicio de radioterapia sometidas a Braquiterapia de alta tasa de dosis en el Hospital Médico Quirúrgico Y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.
- Conocer los parámetros médicos clínicos y dosimétricos que determinan la elección de la técnica de Braquiterapia de alta dosis.

VIABILIDAD

El presente trabajo de Investigación se llevo a cabo en las instalaciones del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro social, ya que este conto con las condiciones optimas para realizar la investigación en el periodo comprendido de febrero a julio del año 2017, al grupo investigador se le facilito ya que el hospital conto con los equipos necesarios de rayos x y software con que se utilizaria la investigación así mismo se conto con la autorización de la jefatura del departamento de radioterapia para poder estar monitoreando a las pacientes que se llegaban al departamento para su procedimiento de braquiterapia de alta dosis, del tratamiento seleccionado por su medico tratante , esto nos permitio la recopilación de la información necesaria para llevar a cabo la investigación y al mismo tiempo se cuento con los recursos humanos es decir apoyo de los licenciados en Radiología e Imágenes, Médicos Oncólogos y Físicos que forman parte del equipo de trabajo. Y los recursos financieros que también son suficientes para llevar a cabo la investigación.

Capítulo II

Marco teórico

y

Conceptual.

1. ANATOMIA ¹

El aparato reproductivo femenino es el encargado de llevar a cabo la función de anidar al huevo o cigoto cuando la mujer a fecundado su ovulo con un espermatozoide, con la finalidad de traer a la vida a otro ser humano. Pero también tiene otras funciones endocrinas; como la segregación de hormonas a través de sus órganos anexos como lo son los ovarios que se encargan de segregar y equilibrar las hormonas femeninas cuando la mujer experimenta su primera menstruación en la etapa de la pubertad, dando las características femeninas en la mujer como lo es el crecimiento mamario, el crecimiento del vello púbico y axilar entre otros.

El virus del papiloma humano es el virus que causa en mayor porcentaje el cáncer cérvico-uterino en mujeres, virus que se transmite por vía sexual por lo que el órgano que se ve en contacto con este es el aparato reproductor y por tal razón se expone con más facilidad a contraer el virus. Debido a esto es necesario que conozcamos como es que está conformado el aparato y como se ve afectado

El aparato reproductor femenino está compuesto por varias partes y estas todas poseen una función diferente pero un objetivo en común.

De las estructuras más externas tenemos el área genital compuesta por:

La Vulva

Monte de Venus: el monte de Venus es una eminencia triangular situada frente a los huesos púbicos, que está constituida por tejido adiposo cubierto por piel que contiene pelo hasta su unión con la pared abdominal.

Labios mayores: los labios mayores son un par de repliegues fibro-adiposos de piel que se extienden desde el monte de Venus hacia abajo y hacia atrás, para unirse en la línea por

¹ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK , (2000) Moraine Valley Community College 1° Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

delante del ano a nivel de la horquilla posterior o rafe. Están cubiertos por piel con pelo escaso hacia los lados y son ricos en glándulas sebáceas, apocrinas y ecrinas.

Labios menores.²

Los labios menores se encuentran entre los labios mayores, con los cuales se fusionan por detrás, y están separados en dos repliegues al aproximarse hacia el clítoris por delante. Los pliegues anteriores se unen para formar el prepucio o capucha del clítoris. Los pliegues posteriores forman el frenillo del clítoris es el sitio en que se insertan con su superficie inferior. Los labios menores están cubiertos por piel sin pelo sobrepuesta a estroma fibroelástico rico en elementos nerviosos y vasculares. La zona que se encuentra en las partes posteriores de los labios menores es el vestíbulo de la vagina.

Clítoris.

El clítoris es como un iceberg, sólo se ve la cuarta parte de lo que es en realidad. Se encuentra envolviendo el túnel vaginal, extendiéndose las terminaciones nerviosas hasta los muslos y formando parte de la vulva. Hay más de 8.000 terminaciones nerviosas sólo en la punta del clítoris, el doble de las que tiene el pene masculino. Consta de tejido eréctil, músculo y terminaciones nerviosas, todas juntas dan lugar al orgasmo. Está formado por la glándula, el cuerpo del prepucio, y dos cuerpos cavernosos todos ellos están fijados al hueso pubiano.

La longitud es de entre 7 y 10 cm incluyendo el cuerpo cavernoso. Puede ser que en el coito el pene presione la vagina y como consecuencia ésta estira los ligamentos del espacio uretrovaginal, o punto G y éstos estimulan el clítoris. El Esmegma (secreción que se produce en el orgasmo) se segrega debajo del prepucio de la

² ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK , (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

mujer. Es la única parte de nuestro organismo con el único propósito de dar placer, se puede aumentar su tamaño con hormonas.

La vagina³

La vagina es un tubo fibromuscular hueco que se extiende desde el vestíbulo bulbar hasta el útero. En la posición de litotomía (posición que adopta el paciente en decúbito supino apoyado sobre la cabeza, torso y nalgas, con las piernas levantadas y apoyadas sobre complementos de la mesa quirúrgica o de exploración), la vagina está dirigida hacia atrás en dirección al sacro, pero su eje es casi horizontal en la posición erguida. Se encuentra unida en su extremo superior con el útero, justo por arriba del cuello uterino. Los espacios entre el cuello uterino y vagina se conocen como los fondos del saco vaginal anterior, posterior y lateral. Como la vagina está unida con el útero en un punto más alto por detrás que por delante, la pared vaginal posterior mide un 3 cm, más que la pared anterior.

La abertura vaginal puede estar cubierta por una membrana rodeada por un repliegue de tejido conectivo que se denomina himen, Este tejido suele quedar sustituido por carnosidades tisulares irregulares conforme se produzca la actividad sexual o el nacimiento de hijos. La parte baja de la vagina está constreñida en cierto grado a su paso a través del hiato urogenital en el diafragma pélvico; la parte alta es más espaciosa. Sin embargo, toda la vagina se caracteriza por su distensibilidad, que es manifiesta al máximo durante el parto.

La vagina está compuesta por tres capas:

Mucosa: está constituida por epitelio escamoso estratificado no queratinizado, carente de glándulas. La lubricación vaginal ocurre sobre todo por trasudación, con contribución de las secreciones de las glándulas cervicales y de Bartholin. La mucosa tiene un tipo característico de repliegues transversos que se conocen como arrugas, Es sensible a las hormonas y reacciona a la estimulación por los estrógenos con proliferación y maduración.

³ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK , (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

La mucosa está colonizada por flora bacteriana mixta en la que predominan los lactobacilos; el pH normal es de 3,5 a 4.5.

Muscular: contiene tejido conectivo y músculo liso, y está distribuida de manera laxa en capas circular interior y longitudinal exterior.

Adventicia: está constituida por la aponeurosis endopelvica adherida a la capa muscular subyacente.

Útero⁴

El útero es un órgano fibromuscular, que consta de dos partes un segmento bajo constituido por el cuello uterino y un segmento alto que es el cuerpo.

Cuello uterino: La porción del cuello uterino que queda expuesta a la vagina es el exocérnix, o porción vaginal, Tiene superficie convexa, redondeada con una abertura circular o hendidura (orificio cervical externo) que da paso al conducto endocervical, el cual mide 2 a 3 cm de longitud, y se abre en sentido proximal en la cavidad endometrial a nivel del orificio cervical interno.

La mucosa cervical en general contiene tanto epitelio escamoso estratificado, característico del exocérnix, como epitelio cilíndrico secretor de moco, que es característico del conducto endocervical, Sin embargo, la intersección a nivel de la cual se unen ambos epitelios, que es la unión escamo-cilíndrica, es variable desde el punto de vista anatómico y depende de la estimulación hormonal. Esta zona de transformación es la más vulnerable al desarrollo de neoplasias escamosas.

Al principio de la infancia, durante el embarazo o cuando se toman anticonceptivos, el epitelio cilíndrico puede extenderse desde el conducto cervical hacia el exocérnix, trastorno

⁴ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK , (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

que se conoce como eversión o ectopia. Después de la menopausia, la zona de transformación suele retroceder por completo hacia el interior del conducto endocervical.

La producción de moco cervical se encuentra bajo el influjo hormonal. Varía entre moco profuso, claro y diluido alrededor del momento de la ovulación hasta moco escaso y denso de la fase post-ovulatoria del ciclo. En la profundidad de la mucosa y la submucosa, el cuello está compuesto por tejido conectivo fibroso y por una pequeña cantidad de músculo liso de distribución circular.⁵

Cuerpo: El cuerpo del útero varía en tamaño y forma, según el estado hormonal o de reproducción. Al nacer, el cuello y el cuerpo tiene un tamaño aproximadamente igual; en la mujer adulta, el cuerpo ha crecido dos o tres veces el tamaño del cuello. La posición del útero en relación con los otros elementos pélvicos es también variable, y en general se describe en cuanto a posición: anterior, intermedia o posterior; flexión y versión. Se llama flexión al ángulo entre el eje largo del cuerpo uterino y el cuello, en tanto que versión es el ángulo de unión del útero con la parte alta de la vagina. En ocasiones, hay posición anormal secundaria a enfermedad pélvica acompañante, como endometriosis o adherencias.

El cuerpo uterino está dividido en varias regiones diferentes. El área en la que el conducto endocervical se abre hacia la cavidad endometrial se conoce como istmo o segmento uterino bajo. A cada lado de la parte alta del cuerpo, hay una porción en forma de embudo que recibe la inserción de las trompas de Falopio en cada lado, que se llama cuerno uterino, por arriba de esta parte, lo que resta del útero se denomina fondo.

La cavidad endometrial tiene forma triangular y representa la superficie mucosa del cuerpo uterino. El epitelio es cilíndrico y formador de glándulas, y cuenta con estroma especializado. Experimenta cambios estructurales y funcionales cíclicos durante los años de

⁵ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK , (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

la reproducción, con desprendimiento regular del endometrio superficial y regeneración a partir de la capa basal.

La capa muscular del útero, llamada miometrio, está constituida por fibras de músculo liso entrelazadas y su espesor varía entre 1,5 y 2,5 cm. Algunas fibras exteriores se continúan con las de la trompa y el ligamento redondo. Ver anexo 3, Capas que componen al útero.

Trompas de Falopio⁶

Las trompas de Falopio y los ovarios se conocen colectivamente como anexos. Las trompas son estructuras huecas pares que representan a los extremos proximales no fusionados del conducto de Müller. Su longitud varía entre 7 y 12 cm, y su función consiste en captar al óvulo (ovocito), proveer un buen ambiente físico para la concepción y transportar y nutrir el óvulo fecundado.

Las trompas están divididas en varias regiones:

1. Intersticial: es la porción más estrecha de la trompa, se encuentra dentro del espesor de la pared uterina y forma la boca tubárica a nivel de la cavidad endometrial.
2. Istmo. Segmento estrecho más cercano a la pared uterina.
3. Ampolla. Segmento de mayor diámetro lateral en relación con el istmo.
4. Fimbrias (infundíbulo): bocas, abdominales de las trompas en forma de embudo, que se abren hacia la cavidad peritoneal. Esta abertura está dotada de numerosos salientes digitiformes que ofrecen una superficie muy amplia para la captación del óvulo. Las fimbrias ováricas constituyen una conexión entre el extremo de la trompa y el ovario, y acercan a los dos entre sí.

⁶ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK , (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

La mucosa tubárica está constituida por epitelio cilíndrico ciliado, que se vuelve cada vez más complejo conforme se aproxima hacia el extremo fimbriado. La capa muscular consiste en dos capas a su vez, una circular interior y otro longitudinal exterior de músculo liso. La trompa está cubierta por peritoneo y, por medio de su mesenterio (mesosalpinx), que tiene situación dorsal en relación con el ligamento redondo, se encuentra conectada con el borde superior del ligamento estrecho.

Ovarios⁷

Los ovarios son estructuras gonadales pares suspendidas entre la pared pélvica y el útero por el ligamento infundíbulo pélvico en sentido lateral y el ligamento útero ovárico en sentido medial. Por debajo, la superficie hiliar de cada ovario está unida al ligamento ancho por su mesenterio (mesovario), que es dorsal en relación con mesosalpinx y trompa de Falopio. Las estructuras neurovasculares primarias llegan al ovario por el ligamento infundíbulo pélvico y entran por el mesovario. El tamaño del ovario normal varía y sus mediciones llegan a ser de 5 x 3 x 3 cm y pesa entre 5 y 10 gr. Las variaciones en la dimensión son resultado de la producción endógena de hormonas, que es variable con la edad y con cada ciclo menstrual. Las sustancias exógenas, como anticonceptivos orales, agonistas de la hormona liberadora de gonadotropina e inductores de la ovulación, pueden estimular o suprimir la actividad ovárica y, por tanto, afectar su tamaño.

⁷ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología.

2. EL CÁNCER DE CÉRVIX⁸

El cáncer de cuello uterino también es conocido como cáncer cérvico-uterino. La mayoría de los cánceres de cuello uterino son por los carcinomas de células escamosas. Debido a que las células escamosas son delgadas, planas, y estas son las que forman la superficie del cuello del útero.

El cáncer de cérvix o cuello uterino se diferencia del cáncer que empieza en otras partes del útero por lo que requiere un tratamiento diferente a las otras áreas corporales. Nuestro organismo está constituido por órganos y éstos a su vez por un conjunto de células, que se dividen de forma regular con el fin de reemplazar a las ya envejecidas o muertas y mantener así la integridad y el correcto funcionamiento de los distintos órganos proceso conocido como mitosis. Este proceso está regulado por una serie de mecanismos que indican a la célula cuándo comenzar a dividirse y cuándo permanecer estable.

Cuando estos mecanismos se alteran en una célula, ésta y sus descendientes inician una división incontrolada que con el tiempo dará lugar a un tumor o nódulo. Si estas células además de crecer sin control adquieren la facultad de invadir tejidos y órganos de alrededor, se trasladan y proliferan a otras partes del organismo (metástasis) se denomina tumor maligno, y esto es a lo que llamamos cáncer.

Antes del desarrollo definitivo de un cáncer de cérvix, aparecen cambios pre malignos en las células, incluso años antes. Estos cambios pre malignos pueden denominarse de varias formas como: **displasia o neoplasia intraepitelial cervical (CIN)**.

3. PATOGENIA O AGENTES CAUSALES ⁸

El carcinoma de cuello uterino se origina en la unión pavimentoso-cilíndrica del cuello y útero; puede incluir las células escamosas externas, las células glandulares internas o ambas. La lesión precursora es una displasia: neoplasia intraepitelial cervical (NIC) o adenocarcinoma in situ, que posteriormente se puede tornar en cáncer invasivo. Este proceso puede ser bastante lento. En algunos estudios longitudinales se observó que, en pacientes de cáncer de cuello uterino in situ que no se trataron, entre 30 y 70 % presentarán un carcinoma invasivo en un período de 10 a 12 años. Sin embargo, en alrededor de 10 % de las pacientes, las lesiones pueden evolucionar de in situ a invasivas en un período menor de 1 año. En la medida en que se torna invasivo, el tumor irrumpe a través de la membrana basal e invade el estroma del cuello uterino. La extensión del tumor en el cuello uterino puede manifestarse, en último término, como una ulceración, un tumor exofítico o la infiltración extensa del tejido subyacente, incluso la vejiga o el recto.

Este tumor maligno puede crecer de varias maneras:

Crecimiento local: se puede producir por extensión directa hacia la vagina, con menos frecuencia hacia el cuerpo del útero. Asimismo, puede crecer hacia los lados invadiendo los ligamentos que unen el útero a las paredes de la pelvis. Si crece hacia delante o hacia la parte posterior puede invadir la vejiga o el recto (aunque esto es un proceso tardío).

Diseminación linfática: el útero posee una rica red de vasos linfáticos que permiten el drenaje de la linfa a múltiples regiones ganglionares. Esta diseminación linfática se realiza de forma ordenada y se relaciona con el crecimiento del tumor, es decir cuanto mayor es el crecimiento local del tumor mayor es el riesgo de invasión linfática.

Diseminación hematológica: esta diseminación es muy poco frecuente. Cuando aparece se produce a través de los vasos sanguíneos, preferentemente hacia el hígado, los pulmones y los huesos.

⁸ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

4. ESTADIFICACIÓN⁹

La Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia (FIGO) ha descrito 5 estadios clínicos de carcinoma de cérvix uterino. Este sistema es ampliamente utilizado para valorar la gravedad de la lesión y planificar el tratamiento.

Estadio 0: Carcinoma in situ o pre invasivo. El tumor se limita a las células de la mucosa.

Estadio I: el tumor está limitado al cuello del útero.

Estadio II: el tumor se ha diseminado fuera del cérvix. Invade la vagina sin llegar al tercio inferior y/o a los ligamentos laterales, sin llegar a la pared de la pelvis.

Estadio III: el tumor invade la parte más baja de la vagina, afecta a ganglios linfáticos próximos o alcanza los tejidos laterales del cérvix hasta alcanzar la pared de la pelvis.

Estadio IV: el cáncer se ha extendido a órganos próximos o presenta metástasis.

Los Estadios 0 y 1 son los más tempranos de la enfermedad. En ellos la mujer está asintomática, por lo que cobran especial importancia las técnicas de screening, con el fin de realizar una intervención precoz para evitar la progresión tumoral.

Los estadios 2, 3 y 4 implican una progresión de la enfermedad. En ellos el tumor ya invade estructuras vecinas y la mujer puede presentar distintos síntomas:

- Sangrado vaginal anormal: post menopausia, entre periodos, después del coito, periodos más largos de lo habitual.
- Secreción vaginal inusual: suele contener algo de sangre (color “achocolatado”) y se produce entre periodos o tras la menopausia.
- Dolor durante las relaciones sexuales.
- Dolor de espalda.
- Hematuria (si invade pared vesical)

⁹ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

5. VIRUS DEL PAPILOMA HUMANO¹⁰

Los virus del papiloma humano (VPH) son un grupo de más de 200 virus relacionados. Más de 40 tipos de VPH pueden transmitirse fácilmente por contacto sexual directo, de la piel y de las membranas mucosas de personas infectadas a la piel y a las membranas mucosas de sus parejas. Pueden transmitirse por contacto sexual vaginal, anal y oral . Otros tipos de VPH son responsables de verrugas no genitales, las cuales no se transmiten sexualmente.

Los tipos de VPH que se transmiten sexualmente corresponden a dos categorías:

- Los VPH de bajo riesgo, los cuales no causan cáncer pero pueden causar verrugas en la piel (conocidas técnicamente como condylomata acuminata) en o alrededor de los genitales y del ano. Por ejemplo, los tipos 6 y 11 de VPH causan 90% de todas las verrugas genitales. Los tipos 6 y 11 causan también papilomatosis respiratoria recurrente, una enfermedad menos común en la que tumores benignos crecen en las vías respiratorias que van de la nariz y la boca a los pulmones.
- Los VPH de alto riesgo, los cuales pueden causar cáncer. Se han identificado cerca de una docena de tipos de VPH de alto riesgo. Dos de estos, los tipos 16 y 18 de VPH, son responsables de la mayoría de los cánceres causados por VPH

Cánceres causados por VPH

Virus del papiloma humano de alto riesgo causan varios tipos de cáncer.

- Cáncer de cuello uterino: Prácticamente todos los casos de cáncercervical son causados por infecciones por VPH, y solo dos tipos, el 16 y el 18, son responsables de casi 70% de todos los casos (7, 8).
- Cáncer de ano: Cerca de 95% de los cánceres de ano son causados por VPH. La mayoría de estos son causados por el tipo 16 de VPH.

¹⁰ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1^o Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

- Cánceres de orofaringe(cánceres de la parte central de la garganta, incluyendo el paladar blando, la base de la lengua y las amígdalas): Cerca de 70% de los cánceres de orofaringe son causados por VPH.
- Cánceres poco comunes: Los VPH causan cerca de 65% de los cánceres de vagina, 50% de los cánceres de vulva y 35% de los cánceres de pene. La mayoría de estos son causados por el tipo 16 de VPH.

Tipos histológicos de cáncer cérvico-uterino¹¹

La Organización Mundial de la Salud (OMS) reconoce dos tipos histológicos principales de cáncer invasivo: Carcinoma de células escamosas, que constituye cerca del 75% de todos los casos y el adenocarcinoma que constituye cerca del 15-25% de todos los casos. Otros tipos de carcinoma como el carcinoma adenoescamoso, carcinoma adenoide quístico y carcinoma metastásico constituyen el restante 3-5% de casos. Las técnicas de detección oportuna han disminuido la mortalidad principalmente debidas al carcinoma de células escamosas; sin embargo, la prevalencia del adenocarcinoma no ha tenido un impacto significativo por la realización de Papanicolaou.

Carcinoma de células escamosas del cérvix

Éstos son a su vez clasificados a su vez en queratinizados o no queratinizados. Los carcinomas queratinizados pueden ser bien diferenciados o moderadamente diferenciados y están compuestos de grandes células tumorales. Los carcinomas no queratinizados (carcinomas pobremente diferencia-dos) pueden ser de tipo de células grandes o de células pequeñas. Los cánceres verrugosos verdaderos del cérvix son raros.

Adenocarcinoma cervical

Son menos frecuentes y a pesar que cada tipo es diferente histológicamente no es infrecuente que dos o más formas histológicas de adenocarcinoma se encuentren en el mismo tumor. Típicamente surgen del endocérvix, pueden ser más difíciles de detectar por

¹¹ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1° Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

inspección visual del cérvix. El tipo de adenocarcinoma más frecuentemente encontrado en el cuello uterino es el adenocarcinoma mucinoso de tipo endocervical. Estos tumores pueden infiltrar de manera profunda hacia el estroma del cérvix, algunas veces con extensión para metrial y metástasis a ganglios sin una destrucción importante del exocérvix. Además, existen otras variantes histológicas que incluyen el carcinoma endometrioide, villoglandular, mesonéfrico seroso, tipo intestinal y en anillo de sello. El adenocarcinoma de células claras del cérvix es asociado con la exposición in útero aldietilelbestrol (DES), diagnosticado en mujeres jóvenes, se ha asociado a células de apariencia benigna, tiende a ser recurrente.

Carcinoma adenoescamoso¹²

Consiste en un componente glandular maligno y un componente escamoso maligno, ocupando aproximadamente la tercera parte de los carcinomas cervicales con diferenciación glandular, es pobremente diferenciado, algunas veces se asocia a eosinofilia, de crecimiento rápido, con una diseminación regional temprana y un incrementado riesgo de recurrencia después de la terapia quirúrgica o radioterapia.

Tumores neuroendocrinos del cérvix

Se dividen en tumores carcinoides típicos y atípicos, en carcinomas neuroendocrinos de células grandes o de células pequeñas y en carcinoma de células pequeñas no diferenciado. Son similares a los que aparecen en pulmón o tubo digestivo. Los carcinomas de células pequeñas no diferenciados son histológicamente similares al carcinoma de células anaplásicas del pulmón. Estos tumores son agresivos, con metástasis a distancia, incluyendo hueso, hígado, piel y otros sitios. Las metástasis cerebrales pueden ocurrir en la enfermedad avanzada, pero usualmente son precedidas por metástasis pulmonares.

¹² ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

6. DIAGNÓSTICO¹³

Previamente a la realización de cualquier prueba, el ginecólogo elaborará una historia clínica que le oriente sobre los hábitos de la paciente y efectuará una exploración ginecológica que le permita determinar la existencia de síntomas y signos que puedan hacer sospechar la existencia de un cáncer de cuello de útero o de otras enfermedades.

La exploración ginecológica: no es una exploración dolorosa, aunque en algunas ocasiones pueda resultar molesta. Para su realización la mujer debe permanecer tumbada y relajada en posición ginecológica. En este examen el ginecólogo valora la existencia o no de nódulos u otras lesiones en la vagina, el cuello del útero y el cuerpo del útero.

Para observar la vagina y el cuello del útero el médico emplea un instrumento denominado espéculo, que mantiene la apertura de la vagina para poder llevar a cabo la exploración.

Durante la exploración ginecológica el especialista puede llevar a cabo el test de Papanicolau. Si el resultado del mismo es anormal, probablemente el ginecólogo le comente la necesidad de realizar más pruebas y estudios con la finalidad de llegar a un diagnóstico definitivo:

- **Colposcopia:** esta prueba consiste en la visualización del cuello del útero, durante la exploración, a través de un aparato denominado colposcopio. Este es similar a un pequeño microscopio con una luz potente, que permite visualizar la vagina y el cuello del útero, para la localización de la zona alterada.
- **Biopsia:** se localiza la zona afectada a través de un colposcopio y posteriormente se toma una muestra de dicha zona para ser analizada al microscopio.

La biopsia permite realizar el diagnóstico definitivo de la lesión. Puede tratarse de una enfermedad benigna, de una alteración pre maligna o de un cáncer pre-invasivo o de un cáncer invasivo.

¹³ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

Si el resultado es de un cáncer invasivo el médico determinará la necesidad de completar el estudio con otras pruebas.

Una vez que se ha diagnosticado el cáncer de cérvix, es preciso determinar la extensión tanto local como a distancia de la enfermedad, que facilite al médico la decisión del tratamiento más adecuado para su caso.

Para ello, el ginecólogo determinará qué pruebas son necesarias para completar el estudio:

Radiografía de tórax: permite al médico valorar el estado de los pulmones y descartar o no la existencia de nódulos.¹⁴

Urografía intravenosa: La urografía intravenosa permite visualizar los riñones, la vejiga y los uréteres (tubos que conectan ambas estructuras). Consiste en introducir un contraste por vía intravenosa que llega a la vía urinaria visualizándose en las radiografías. Como el cérvix está situado detrás de la vejiga, esta prueba permite valorar la afectación de la misma en los casos en los que el tumor haya crecido y afectado la vejiga.

Cistoscopia: consiste en la visualización del interior de la vejiga a través de un tubo muy fino, que posee una luz en su extremo. Este tubo se introduce en la vejiga a través de la uretra (conducto que permite el paso de la orina desde la vejiga hasta el exterior). Para su realización se requiere anestesia general.

Con esta prueba se puede determinar la afectación de la vejiga por el tumor del cérvix.

Rectoscopia: consiste en la observación del recto a través de un endoscopio, que es un tubo largo y flexible, que en su extremo posee una luz que ilumina el interior del recto. Al endoscopio se conecta una cámara que permite visualizar en un monitor de televisión, si el cáncer de cérvix afecta al recto.

Escáner o TC (Tomografía computarizada): el escáner es un aparato de rayos X que realiza radiografías del paciente desde varios ángulos. Estas imágenes son combinadas y

¹⁴ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

procesadas en un ordenador para dar lugar a radiografías en las que se visualizan de forma muy precisa todos los órganos.

Esta prueba, resulta muy útil para conocer la extensión del tumor a órganos vecinos y la afectación o no de los ganglios linfáticos. Además, el escáner permite conocer la extensión a órganos más alejados como pueden ser el pulmón o el hígado

Resonancia magnética o RMN: es una prueba muy similar al escáner, pero no se emplean rayos X, sino campos magnéticos. Es eficaz en el estudio de tumores del cérvix y de lesiones cerebrales.

Durante su realización la paciente permanece en decúbito supino en la camilla. Ésta se introduce en un tubo largo, que en pacientes más sensibles pueden producir una sensación de claustrofobia. Es normal que durante su realización se produzca ruido que puede resultar molesto.

Es importante que la mujer se relaje, ya que, aunque pueda ser una prueba incómoda no es en absoluto dolorosa. **Exploración bajo anestesia:** en algunas ocasiones la exploración ginecológica puede resultar dolorosa para la paciente, por lo que es aconsejable realizar ésta bajo anestesia general. Se suele aprovechar que la paciente está dormida para tomar una biopsia del útero.

Es normal que tras esta exploración la paciente esté ligeramente molesta y pueda apreciar un sangrado vaginal. Estos síntomas desaparecerán unos días después de realizar la prueba.¹⁵

¹⁵ ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología

7. TRATAMIENTOS

Para poder optar por un tratamiento es importante mencionar los factores más importantes para la elección de este, los cuales son:

- El estadio o la etapa en la que se encuentra el cáncer
- El tipo de cáncer que está presente
- Edad del paciente

Ya definidos estos factores el medico procede a la elección del tratamiento estos pueden ser:

- La Cirugía
- La Quimioterapia
- La Radioterapia

Estos tratamientos pueden ser elegidos por parte del médico para erradicar el cáncer pueden ir combinados entre sí para potenciar el tratamiento, lograr la mejoría y lograr la total cura del cáncer. El tratamiento inicial por elección es la histerectomía

Cirugía (histerectomía). Es una operación muy común. El útero puede ser extraído de forma total, parcial o se puede extirpar junto con las trompas y los ovarios.

La histerectomía parcial: consiste solamente en la extirpación de la parte superior del útero, dejando intacto la base del útero y el cuello uterino.

La histerectomía total: consiste en la extirpación de todo el útero y del cuello uterino.

La histerectomía radical: consiste en la extirpación del útero, ambas trompas de Falopio, ambos ovarios y la parte superior de la vagina.

La histerectomía se puede realizar a través de una incisión abdominal (histerectomía abdominal) o a través de una incisión vaginal (histerectomía vaginal).¹⁶

¹⁶Cortesía del Lic. Jose Barahona, Jefe del personal en Radiología e Imágenes, Servicio de Radioterapia Hospital Medico Quirúrgico y Oncologico.

La quimioterapia¹⁷

Es el uso de fármacos para destruir las células cancerosas. Actúa evitando que las células cancerosas crezcan y se dividan en más células. Debido a que las células cancerosas en general crecen y se dividen más rápido que las células sanas, la quimioterapia las destruye más rápido que a la mayoría de las células sanas.

Como los fármacos de la quimioterapia son fuertes, estos causan daño a muchas células en crecimiento, incluidas algunas células sanas. Este daño causa los efectos secundarios de la quimioterapia.

Diferentes tipos de quimioterapia

La quimioterapia con estos fármacos fuertes se denomina quimioterapia estándar, tradicional o citotóxica.

Muchos otros tipos de fármacos también tratan el cáncer. Muchos de los fármacos más recientes se conocen como fármacos dirigidos, debido a que dañan las células cancerosas bloqueando los genes o las proteínas que se encuentran en las células cancerosas. Debido a que estos tratamientos actúan específicamente en las células cancerosas, causan diferentes efectos secundarios y por lo general dañan menos a las células sanas. Otros tipos de terapias contra el cáncer incluyen hormonas y fármacos que trabajan junto con su sistema inmunitario para combatir el cáncer.

¿Cómo trata la quimioterapia al cáncer?

Los médicos usan quimioterapia de diferentes formas en diferentes momentos. Estos medicamentos incluyen los siguientes:

Antes de la cirugía o la radioterapia para reducir tumores; los médicos llaman a esto terapia neoadyuvante.

¹⁷ CANCER.NET. QUE ES LA QUIMIOTERAPIA (2016)
<http://www.cancer.net/> Sociedad Estadounidense de Oncología Clínica(ASCO)

Después de la cirugía o la radioterapia para matar cualquier célula cancerosa que persista; los médicos llaman a esto quimioterapia adyuvante.

Como único tratamiento, por ejemplo, para el cáncer que vuelve a aparecer después del tratamiento, denominado cáncer recurrente, para el cáncer que se disemina a otras partes del cuerpo, denominado cáncer metastásico.¹⁸

La radioterapia¹⁹

Después del descubrimiento de los rayos X en los últimos años del siglo XIX, pronto se reconocieron los efectos biológicos de la radiación ionizante (IR). Desde entonces, la radioterapia (RT) se ha usado, sola o junto con otras modalidades, para tratar diversos trastornos, tanto malignos como benignos. La innovación tecnológica en los equipos para obtener imágenes médicas y en las computadoras ha sido de enorme ayuda para la planificación y aplicación de la radioterapia.

La radioterapia (también llamada terapia de radiación) es un tratamiento del cáncer que usa altas dosis de radiación para destruir células cancerosas y reducir tumores.

La radioterapia no destruye de inmediato las células cancerosas por lo que se llevan días o semanas de tratamiento antes de que las células cancerosas empiecen a morir. Luego, las células cancerosas siguen muriéndose semanas o meses después de terminar la radioterapia.

Hay dos tipos principales de radioterapia, de haz externo o Teleterapia y radioterapia interna o Braquiterapia

¹⁸Cortesía del Lic. Jose Barahona, Jefe del personal en Radiología e Imágenes, Servicio de Radioterapia Hospital Medico Quirúrgico y Oncológico.

¹⁹CANCER.NET. QUE ES LA QUIMIOTERAPIA (2016)
<http://www.cancer.net/> Sociedad Estadounidense de Oncología Clínica(ASCO)

La radioterapia de haz externo Teleterapia: procede de una máquina que enfoca la radiación al cáncer. La máquina es grande y puede ser ruidosa. No toca al paciente, pero puede moverse alrededor del área que se tratara, y envía la radiación a una parte de su cuerpo desde muchas direcciones. La radioterapia de haz externo se usa para tratar muchos tipos de cáncer. Para algunas personas, la radiación puede ser el único tratamiento que reciben. Pero, con más frecuencia, puede que el paciente reciba radioterapia y otros tratamientos del cáncer, como cirugía y quimioterapia.²⁰

²⁰Cortesía del Lic. Jose Barahona, Jefe del personal en Radiología e Imágenes, Servicio de Radioterapia Hospital Medico Quirúrgico y Oncologico.

8. LA BRAQUITERAPIA

La radioterapia interna o Braquiterapia: es una eficaz técnica radioterapéutica contra el cáncer, que sirve para disminuir la aparición de este. Es un tipo de radioterapia en el que a la paciente se coloca un material radiactivo sellado, a través de agujas, semillas, cables o catéteres directamente en el tumor o cerca de este. La braquiterapia no es un tratamiento complementario en si, este puede ser un tratamiento radical, o paliativo igual que la teleterapia. Pero cuando el área de interés es ginecológica es más frecuente que sirva de complemento al resto de equipos de vanguardia con los que se aplica la teleterapia en el servicio, aunque hay casos en los que las pacientes solo son sometidas desde un comienzo a braquiterapia.²¹

Inicios de la Braquiterapia en el Instituto Salvadoreño Seguro Social²²

En el Instituto del Seguro Social del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico tuvo sus primicias en el área de Braquiterapia con la llegada del Doctor Calos Moisa, Médico con la especialidad Gineco-Oncólogo en el año 1982. Cuya formación la hizo en los Estados Unidos.

La primera residente en el área de Braquiterapia fue la Doctora Liboria López, en todo el proceso de la formación se incluía el cumplimiento de la Braquiterapia de baja tasa de dosis que se implementaba con cesio a través de unos sistemas franceses denominados equipos.

Tándem y ovoides (radiación intracavitaria)

En el año 1984 el Doctor Moisa viaja a España y queda a cargo la Doctora Liboria López, y sucesivamente en 1999 la Doctora Liboria López viaja a Suecia.

²¹ Cortesía del Dr. Quevedo Radioncologo, departamento de Radioterapia, del Hospital Medico Quirúrgico y Oncologico del Seguro Social

²² Cortesía Dra. Ramos Oncologa del servicio de Quimioterapia del Hospital Medico Quirúrgico y Oncologico del Seguro Social

Las pacientes pasaban dentro del área de radioterapia aproximadamente 1 a 2 días y como máximo en algunos casos 3 días en posición ginecológica, generalmente estos procedimientos se hacían los días miércoles y eran atendidas de 2 a 3 pacientes.

El equipo encargado que operaba para asistir a las pacientes en el año de 1984 fueron el Doctor Hernández, Doctor Raimundo, Doctora Manuel Arévalo y Doctora de Ramos quienes también seleccionaban a las pacientes a través de su diagnóstico médico, adquirían las imágenes, hacían la planificación para la colocación del dispositivo bajo anestesia dentro de la cavidad vaginal de la mujer, hasta llegar al útero y la dosis de radiación a aplicar a las pacientes, en pocas palabras el medico era el encargado de realizar todos los procesos.

Para realizar este procedimiento a las pacientes se les daba preparación intestinal previa a través de un medicamento llamado “lomotil” que inhibía la funcionalidad del intestino delgado y grueso para evitar que defecaran las pacientes y lograr la colocación de los instrumentos.

Equipo que utilizaban ²³

Para la implantación ginecológica intracavitaria habitual, se utilizaba un equipo estándar que incluye un aplicador, llamado tándem, que se ajusta dentro del útero, un par de aplicadores vaginales, conocidos como ovoides también llamados colpostato.

Los tándems tienen diferentes curvaturas para adaptarse a las diversas formas uterinas. De igual manera, pueden ajustarse tapas plásticas a los ovoides para adaptarlos a la distinta anatomía vaginal.

El dispositivo con tándem y ovoide se inserta bajo anestesia general o sedación consciente. Después de la colocación pueden cargarse las fuentes radiactivas en el tándem y los ovoides, ya sea en forma manual o remota.

²³Cortesía Dra. Ramos Oncologa del servicio de Quimioterapia del Hospital Medico Quirúrgico y Oncologico del Seguro Social

La braquiterapia con tándem y ovoide fue indicada para cánceres de cérvix y endometrio. Para la implantación intersticial temporal, se colocaban quirúrgicamente catéteres plásticos flexibles o agujas metálicas en los tejidos a tratar. Luego, estos dispositivos se cargaban con las fuentes de cesio. Para lograr la distribución óptima de la dosis, los catéteres o agujas debían permanecer firmes en su sitio. Por esta razón se usaba a menudo un molde perineal que es un dispositivo que les da fijación a los demás instrumentos.

Carga manual o remota²⁴

Durante la braquiterapia, una vez que los dispositivos sujetadores para las fuentes radiactivas estaban en posición óptima, se insertaban las fuentes.

Antes, estas fuentes se transportaban en un carro protegido hasta la habitación de la paciente, y se implantaban y luego se retiraban para colocarlas de nuevo en una sala de almacenamiento después del tratamiento.

Este método de carga manual aumentaba la exposición del personal hospitalario a la radiación. Por esta razón, se desarrolló un método de carga remota que en la actualidad se practica a menudo. Este sistema de control remoto aplica una sola fuente miniaturizada de iridio o cobalto mediante cables conectores hasta los dispositivos sujetadores insertados con anterioridad en la paciente. Cuando en realidad se aplica la radiación ionizante, el personal está fuera de la sala de radioterapia. Luego del tratamiento, la fuente radiactiva se retrae en forma automática y regresa al almacenamiento seguro.

Con la llegada del licenciado Melara en el 2000 se comenzó a implementar la Dosimetría personal siendo uno de los reglamentos dentro de la institución a partir de ese año, ya que desde el año 1982 que se comenzó a trabajar con dosis de cesio, no se contaba con dispositivos de protección radiológica. Garantizando un mejor manejo de la dosis del personal ocupacionalmente expuesto.

²⁴Cortesía Dra. Ramos Oncóloga del servicio de Quimioterapia del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Seguro Social

Por lo general, la braquiterapia de baja tasa de dosis se aplica durante muchos días y es necesario hospitalizar a la paciente. La tasa de dosis baja se define como dosis que se aplican entre 0.4 y 2 Gy por hora; Por ejemplo, en un implante intracavitaria para cáncer cérvico-uterino con técnica de baja tasa de dosis, se aplica una dosis de 30 a 40 Gy a lo largo de varios días en forma continua²⁵

Otro Concepto:

La Braquiterapia consiste en el tratamiento mediante fuentes radiactivas encapsuladas colocadas en los tejidos, ya sea en contacto superficial en el interior de cavidades (endocavitaria) o insertadas en ellos (intersticial). La Braquiterapia posee unas características terapéuticas diferenciales de la Teleterapia, a destacar la rápida caída de la dosis alrededor del implante y por tanto la menor dosis en el tejido sano circundante; pero por otro lado la distribución de dosis resultante no es tan homogénea como en Radioterapia externa. En general la Braquiterapia se aplica a volúmenes menores y se utiliza de manera exclusiva o complementaria a la Radioterapia externa constituyendo actualmente una modalidad terapéutica esencial.

En Braquiterapia las fuentes pueden insertarse directamente o situarse dentro de guías o aplicadores; estos son de formas muy diversas con objeto de que la disposición final se adapte de manera adecuada a la anatomía y produzca la distribución de dosis perseguida.

Se denomina “Sistema de carga” a la forma en la que se sitúan las fuentes en el paciente, que puede ser “Inmediata” o “Diferida”, ésta última es cuando se utilizan aplicadores. Dentro de la diferida se distingue entre la “Manual” y la “Automática” según las fuentes se coloquen manualmente dentro del aplicador o por medio de un sistema mecánico.

²⁵Cortesía Dra. Ramos Oncóloga del servicio de Quimioterapia del Hospital Medico Quirúrgico y Oncológico del Seguro Social

Dependiendo de la intensidad de las fuentes se distingue entre “Baja Tasa” (LDR), “Alta Tasa” (HDR).

El sistema más extendido es el de carga diferida automática con una sola fuente (HDR), que viaja según tiempos y posiciones programadas que se obtienen a partir de una optimización.

Según la región aplicada:

La Braquiterapia intersticial: como su nombre lo refiere las fuentes son colocadas dentro del intersticio, directamente en el tumor o el órgano afectado (por ejemplo: cuando colocamos las fuentes en el tejido del tumor, cabeza y cuello, sarcoma próstata).

La Braquiterapia intracavitaria,

En este tipo se introducen aplicadores que contienen las fuentes selladas, como cesio, en la cavidad del útero.

La Braquiterapia endoluminal: Se refiere a que la fuente es colocada en el lumen o luz del órganos tubulares (ejemplo esófago, traquea y bronquios)

La Braquiterapia a través de partículas: el caso más frecuente, es el tratamiento de tiroides en las que se le da a beber yodo. En la Braquiterapia intersticial e Intracavitaria la fuente típica usada en esta es el iridio.

Según el tiempo de duración

Braquiterapia temporal

En la braquiterapia temporal, las fuentes se retiran de la paciente después de un periodo que varía desde minutos hasta días. Todos los implantes Intracavitarios y algunos intersticiales son temporales.²⁶

Braquiterapia permanente²⁷

²⁶Cortesía del Dr. Quevedo Radioncologo, departamento de Radioterapia, del Hospital Medico Quirúrgico y Oncologico del Seguro Social

Los radioisótopos se dejan hasta que degeneran los tejidos. El tiempo para la aplicación de la dosis absorbida varía según los isótopos empleados y va desde una semana con el oro, hasta seis meses con el yodo.

La braquiterapia más utilizada en el Salvador ha sido la temporal como su nombre la indica se refiere a que los radioisótopos son colocados por un periodo de tiempo corto y luego son retirados del organismo de la paciente.

Según la dosis aplicada

La Braquiterapia de baja tasa de dosis o LDR

En esta modalidad terapéutica se insertan radioisótopos, sellados o no sellados, en el tumor maligno o en los tejidos circundantes. Las dosis de radiación disminuyen acentuadamente conforme aumenta la distancia de la fuente radiactiva.

Por consiguiente, la braquiterapia sólo está indicada cuando el volumen del tumor es pequeño, menor de 3 a 4 cm en su dimensión mayor. Por esta razón, la braquiterapia siempre se practica después de la teleterapia cuando ya ha disminuido el tamaño del tumor.

La Braquiterapia de alta tasa de dosis o HDR

Es una nueva técnica que en los países desarrollados tiene años de estarse implementando.

En el salvador en el hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social en el año 2015 adquirió un equipo nuevo de braquiterapia de alta tasa de Dosis para el tratamiento exclusivo del cáncer ginecológico o cérvico uterino. A partir de esa fecha se está trabajando con esta técnica para la erradicación del cáncer.

Técnica que trajo múltiples beneficios tanto al personal ocupacionalmente expuesto como a la paciente.

²⁷Cortesía del Dr. Quevedo Radioncologo, departamento de Radioterapia, del Hospital Medico Quirúrgico y Oncologico del Seguro Social

Es una técnica eficaz contra el cáncer, al igual que la braquiterapia de baja tasa de dosis, pero la diferencia erradica en la tasa de dosis que es aplicada a la paciente, lo que a su vez disminuye en gran manera el tiempo en la que la paciente es sometida al tratamiento, por ejemplo: a dosis mayores entre 12 Gy por hora, pueden aplicarse en tres a cinco fracciones semanales. La dosis por fracción es de 6 a 8 Gy y puede aplicarse en 10 a 20 minutos. A diferencia de la baja tasa de dosis que la paciente permanecía ingresada; con esta nueva implementación la paciente se vuelve ambulatoria y de esta manera también se logra que la no sufra tanto tiempo con el equipo de aplicadores dentro del organismo.²⁸

Actualmente el departamento de radioterapia de dicho hospital cuenta con un equipo multidisciplinario que trabaja en la planificación y ejecución de esta técnica.

Cada profesional funge una determinada responsabilidad dentro de la planificación del tratamiento, en un apartado más adelante se explicará con detalle el rol de cada profesional.

²⁸Cortesía del Dr. Quevedo Radioncologo, departamento de Radioterapia, del Hospital Medico Quirúrgico y Oncologico del Seguro Social

9. TIPOS Y FUENTES EN BRAQUITERAPIA ²⁹

Fuentes utilizadas en Braquiterapia

Las fuentes utilizadas son y, sobre todo han sido, muy diversas, evolucionando en el tiempo por la mejora de condiciones de protección radiológica, actividad específica y optimización del implante. Las fuentes utilizadas inicialmente eran de ²²⁶Ra, habiéndose abandonado por los problemas de protección radiológica (energía alta y riesgo de contaminación).

A continuación, se describen brevemente las fuentes de más uso en la actualidad:

Fuentes de ¹³⁷Cs. Se utiliza su emisión γ (0,662 MeV) con T_{1/2} de 30,18 años. Sustituto del ²²⁶Ra y con el que se han construido fuentes de geometría similar. Al ser menos energético presenta menores problemas de protección y además su emisión β puede detenerse con un filtro de poco espesor. Se encuentra en forma sólida y entre sus descendientes no existe ningún elemento gaseoso, con lo cual el riesgo de contaminación es menor. El uso de estas fuentes es ya muy escaso.

Fuentes de ¹⁹²Ir. Se desintegra según un esquema complejo con una energía máxima de emisión γ de 0,612 MeV y la media de 0,38 MeV, con T_{1/2} de 74,02 días. Permite obtenerse con intensidades específicas muy elevadas, de ahí su gran ventaja para su uso intersticial permitiendo la forma de hilos muy finos o pequeñas fuentes de HDR y PDR.

Fuentes de ¹²⁵I. Con T_{1/2} de 59,6 días, emite rayos X de 27,4 y 31,4 keV y radiación γ de 35,5 keV. Estas bajas energías conducen a que las protecciones necesarias sean también

²⁹ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física médica” VOL.5, Sociedad española de física medica
ANDREO P. (1999). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”.
Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX.
Coordinador: Pedro Andreo OIEA

pequeñas. Se utiliza habitualmente para braquiterapia intersticial en forma de semillas de pequeñas dimensiones.

Fuentes de ^{103}Pd . Con $T_{1/2}$ de 17 días, y decae emitiendo rayos X característicos en el rango de energía 20 a 23 keV. Se utiliza habitualmente para braquiterapia intersticial en forma de semillas de pequeñas dimensiones; en los implantes de próstata, frente al ^{125}I , se consigue una mayor tasa de dosis absorbida inicial.

Fuentes de ^{90}Sr - ^{90}Y . Con $T_{1/2}$ de 28,2 años, emitiendo radiación β de 564 keV, se encuentra en equilibrio con el ^{90}Y , emisor β de energía máxima mayor de 2,28 MeV con $T_{1/2}$ de 64,1 h. Las fuentes se fabrican de modo que la radiación de menor energía sea frenada utilizándose sólo la de alta energía para terapia. Se incluyen aplicadores circulares cóncavos y planos para aplicaciones oftálmicas y nasofaríngeas.

Además de las fuentes emisoras comentadas anteriormente, se están introduciendo otras nuevas con radionúcleido como, por ejemplo, ^{160}Tm , ^{169}Yb , ^{131}Cs y ^{57}Co , observándose una tendencia a la baja energía para que la acción sea más local, además de disminuir los requisitos de radioprotección. Alguno de estos radionúcleido presenta la ventaja radiobiológica de su tasa de dosis inicial, otro es de un rango energético tal que potencia la acción de los radiosensibilizantes en BT, con otro se producen distribuciones más isotrópicas en implantes permanentes, etc. En la actualidad, todavía no hay fuentes disponibles comercialmente de ^{160}Tm ni ^{169}Yb ni ^{57}Co , pero sí de ^{131}Cs para su uso en BT prostática con implantes permanentes.

Existe una gran profusión de nuevos modelos de fuentes sobre todo en BT de próstata, llegando incluso a fuentes plásticas, intentando obtener fuentes lo menos anisótropas posibles, menor artefacto en TC, menor migración y mayor señal en la ecografía. Otro desarrollo reciente espectacular son las nuevas, constituidas por un tubo minúsculo de RX.³⁰

³⁰ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) "Fundamentos de física medica" VOL.5, Sociedad española de física medica

En la actualidad existe una tendencia clara al uso exclusivo de ^{192}Ir en las unidades de BT, en equipos de carga diferida automática de una sola fuente.³¹

El equipo más extendido es el denominado de “Alta Tasa” (HDR) que veremos en el tema correspondiente, que consta de una sola fuente muy activa, existiendo a menor nivel equipos de “Tasa Pulsada” (PDR) en los que la actividad de la fuente de ^{192}Ir es aproximadamente diez veces menor. A la vez existe una gran incorporación en los hospitales de semillas de ^{125}I y ^{103}Pd para implantes permanentes de próstata. Son los dos sistemas fundamentales en la actualidad. También destacar que han comenzado a introducirse también algunos equipos de HDR con ^{60}Co , los primeros para su uso endocavitario, aunque recientemente

ya están disponibles en tamaño de fuente similar a las de ^{192}Ir de HDR y, por tanto, pueden utilizarse también intersticialmente, existiendo un debate en la literatura con las comparaciones teniendo en cuenta: protección requerida, dosis integral y aspectos económicos.

También destacar que han comenzado a introducirse también algunos equipos de HDR con ^{60}Co , los primeros para su uso endocavitario, aunque recientemente ya están disponibles en tamaño de fuente similar a las de ^{192}Ir de HDR y, por tanto, pueden utilizarse también intersticialmente, existiendo un debate en la literatura con las comparaciones teniendo en cuenta: protección requerida, dosis integral y aspectos económicos.

A la hora de caracterizar las fuentes en el “Sistema de Planificación” (SP), la situación es muy diferente de Teleterapia; no se parte de medidas realizadas por el usuario para el generador de radiación específico, sino lo que se hace es tomar una matriz de dosis

³¹ANDREO P. (1999). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”. Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX.

absorbida en agua, recomendada alrededor del modelo de fuente en cuestión y tomada de la literatura como veremos en el tema correspondiente.³²

Especificación de las fuentes en Braquiterapia

Modos de especificación

Son numerosas las recomendaciones internacionales indicando la conveniencia de especificar las fuentes en unidades de la magnitud tasa de kerma en aire en el seno de aire (CFMRI 1983; BCRUM 1984; ICRU 1985; AAPM 1987; NCRD 1991; BIR 1993; NCRD 1994; ICRU 1997; Kutcher y cols.1994; Nath y cols.1997; Yu y cols. 1999; BRAPHYQS 2004, etc.) tanto en los certificados suministrados por los laboratorios de calibración, así como en datos de matrices de dosis publicados en la literatura y en la prescripción y documentación en los tratamientos.

En la práctica todavía no se ha alcanzado esta unanimidad, manteniéndose el uso de la especificación clásica de actividad. Por ello y dado que este aspecto crítico lleva asociado una mayor probabilidad de errores en la dosimetría clínica, se revisarán brevemente las distintas formas de especificación de las fuentes y sus relaciones.

Las formas habituales en las que se han especificado las fuentes son:

1. Actividad
2. Tasa de exposición nominal (\dot{X} n)
3. Tasa de kerma normal o de referencia en aire (\dot{K}_R)

La actividadde un radionúcleido se define por el número de transformaciones nucleares espontáneas que se producen por unidad de tiempo, siendo su unidad SI el Bq. El concepto de actividad más extendido en Braquiterapia es el de actividad aparente o equivalentede

³²ANDREO P. (1999). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”. Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX.

una fuente (Aa), que se define como la actividad de una fuente puntual del mismo radionúcleido sin filtración, que proporciona igual tasa de kerma en aire a la misma distancia del centro de la fuente. Esta distancia debe ser lo bastante grande para que la fuente pueda considerarse puntual. Históricamente, se ha utilizado la extensión miligramosde radio equivalente (Meq) expresado en mgRaeq, que se define como la actividad de un radionucleido que libera el mismo kerma a la misma distancia de la fuente que una carga puntual de radio filtrada por 0,5 mm de platino, utilizando un valor de la constante de tasa de exposición para el radio de $8,25 \text{ Rh-1 mg-1cm}^2$; esta especificación está totalmente abandonada.

La tasa de exposición nominal (\dot{X}_n), se define como la tasa de exposición de la fuente considerada, a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por la atenuación y dispersión en el aire. Se expresa habitualmente en mRh-1 a 1m. Está completamente en desuso.

La tasa de kerma de referencia en aire (\dot{K}_R), abreviada por TKRA, se define (ICRU 1985; ICRU 1997) como la tasa de kerma en aire en el seno de aire a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por atenuación y dispersión en el aire. Para fuentes lineales, la dirección desde el centro de la fuente al punto de referencia debe ser perpendicular al eje longitudinal de la fuente.

Tradicionalmente se ha expresado en unidades Gys-1m² o submúltiplos de esta unidad como mGyh-1m², o para fuentes de baja tasa en mGyh-1m² (numéricamente igual a cGyh-1cm²). Como se indica en el informe 58 de ICRU (ICRU 1997), en la definición quedan fijadas las condiciones de medida (1 metro) de ahí que la unidad no deba incluir el m². Así pues, se debe expresar en Gys-1 a 1 m o bien en mGyh-1 a 1 m.³³

Aunque la distancia de referencia es 1 metro, las medidas para obtener el valor de \dot{K}_R pueden realizarse a cualquier distancia, con la restricción de que ésta sea lo suficientemente

³³ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

grande para que la fuente pueda considerarse puntual; en este caso, \dot{K}_R será el producto de la tasa de kerma y el cuadrado de la distancia.³⁴

(Hanson 1994). La ventaja de la especificación en “ \dot{X}_n o \dot{K}_R ” es evidente, ya que incluye el efecto del filtrado y autoabsorción en el plano meridiano y no lleva asociada ningún error en la elección de la constante de tasa, además de ser magnitudes directamente medibles. Con la adopción del Sistema Internacional de unidades, se ha abandonado en \dot{X}_n favor de \dot{K}_R .

Modos de especificación

Son numerosas las recomendaciones internacionales indicando la conveniencia de especificar las fuentes en unidades de la magnitud tasa de kerma en aire en el seno de aire (CFMRI 1983; BCRUM 1984; ICRU 1985; AAPM 1987; NCRD 1991; BIR 1993; NCRD 1994; ICRU 1997; Kutcher y cols.1994; Nath y cols.1997; Yu y cols. 1999; BRAPHYQS 2004, etc.) tanto en los certificados suministrados por los laboratorios de calibración, como en los SP, así como en datos de matrices de dosis publicados en la literatura y en la prescripción y documentación en los tratamientos.

En la práctica todavía no se ha alcanzado esta unanimidad, manteniéndose el uso de la especificación clásica de actividad. Por ello y dado que este aspecto crítico lleva asociado una mayor probabilidad de errores en la dosimetría clínica, se revisarán brevemente las distintas formas de especificación de las fuentes y sus relaciones.

Las formas habituales en las que se han especificado las fuentes son:

1. Actividad
2. Tasa de exposición nominal (\dot{X}_n)
3. Tasa de kerma normal o de referencia en aire (\dot{K}_R)

Las relaciones entre estas distintas magnitudes de especificación son:

³⁴ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

$$\dot{K}_R = T\delta Aa$$

Siendo $T\delta$ la constante de tasa de kerma. Para el caso típico de una fuente de HDR de ^{192}Ir el valor de la constante $T\delta$ sería $0,110 \text{ (mGyh-1m}^2\text{GBq-1)}$ y utilizando unidades para $Aa(\text{GBq})$ resultaría que una actividad contenida de $406,6 \text{ GBq (11 Ci)}$ correspondería a una TKRA de $44,73 \text{ mGyh-1}$. La utilización cada vez menos frecuente de Meq se debe, no sólo al desuso del ^{226}Ra en Braquiterapia, sino también a los errores asociados a esta magnitud

La AAPM recomienda la especificación de lo que denomina “Air kerma strength” (SK), definida como la tasa de kerma en aire multiplicada por el cuadrado de la distancia de calibración (Nath y cols. 1997; AAPM 1987):³⁵

$$Sk (\mu\text{Gy h-1m}^2) = \dot{K} (\mu\text{Gy h-1})l^2 (\text{m}^2)$$

Siendo las condiciones de corrección en aire las mismas que para \dot{K}_R Dado que en \dot{K}_R la distancia es 1 metro, el resultado numérico será el mismo que con SK. También en algunos trabajos se simplifica la unidad (Williamson 1991):

$$1U = 1\mu\text{Gyh-1m}^2$$

El término “intensidad” que suele aparecer como traducción de “strength” no es adecuado por lo que en este tema se intenta evitar su uso. Para el caso específico de fuentes de ^{125}I y ^{103}Pd , la AAPM ha recomendado (Rivard y Williamson 1991) el uso de un factor común para cualquier modelo de fuente en la conversión de actividad a TKRA, para evitar potenciales errores sistemáticos:

$$1 \text{ mCi} = 1,270 \text{ U para } ^{125}\text{I}$$

$$1 \text{ mCi} = 1,293 \text{ U para } ^{103}\text{Pd}$$

³⁵ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

Especificación en los certificados del suministrador

Aunque ya no se da el caso en la actualidad, en el pasado algunas casas suministradoras y, como veremos, algunos SP, utilizaban especificaciones de fuentes diferentes de la recomendada. El dato que algunos suministradores de fuentes aportaban era exclusivamente, por lo que antes de aceptar la fuente es preciso exigir certificados con especificaciones adecuadas. En el caso de que sólo aparezca, si, en contra de las recomendaciones, el radiofísico no realiza una medida independiente y usa directamente la actividad del certificado del suministrador, el error que puede cometer es importante³⁶

pues la selección por parte del usuario de un valor de la constante de tasa de kerma en aire para el cálculo en el SP puede ser diferente de la que ha utilizado el fabricante. La disparidad de valores de estas constantes de tasa de kerma en aire en la literatura y las diferentes condiciones de su especificación (con y sin efecto de la filtración incluida) pueden conducir a errores considerables. No hay que olvidar que el valor de la constante de tasa de kerma, para una fuente determinada, depende de la construcción de la fuente, de su encapsulamiento, así como de la distribución de fluencia en energía.

Es pues imprescindible, que en el certificado se especifique claramente en cuál de las magnitudes descritas viene especificada la fuente y, en caso de que solamente venga en actividad, qué constante se ha usado para calcularla, ya que esos valores de las constantes son los que se deben introducir en el SP. De igual forma, si lo que se especifica es la actividad, debe quedar reflejado de forma inequívoca en el certificado, si se trata de actividad aparente o no; la conversión de una a otra se hace mediante la corrección por auto absorción y filtrado.

En los certificados del suministrador debe especificarse la trazabilidad de la medida y su incertidumbre con el factor de cobertura correspondiente. Valores típicos para ¹⁹²Ir (HDR-

³⁶ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) "Fundamentos de física medica" VOL.5, Sociedad española de física medica

PDR) son $\pm 5\%$ con $k = 3$. En el caso de las semillas la situación es muy diversa, por ejemplo, para 125I un fabricante proporciona valores $\pm 7\%$ con $k = 2$ para el valor medio del lote, otro fabricante indica solamente $\pm 4\%$ sin más detalles, lo que confunde el valor medio del lote, el valor de k y la dispersión de los valores individuales de TKRA de las semillas dentro del lote.³⁷

El caso de las semillas o fuentes en lotes es muy especial; es el caso de las fuentes de 125I utilizadas en la BT permanente de próstata. Para cada paciente se reciben 50-120 semillas con un valor nominal medio de TKRA del lote. Hay que tener en cuenta la dispersión de los valores dentro de un lote que se deriva de la sistemática de producción. Todos los fabricantes de semillas las clasifican en “clases” que abarcan el decaimiento de 1 semana, que en el caso de 125I sería 8%; es decir, una vez activada la fuente se coloca en un lote de TKRA en el que todas sus componentes estarán en ese valor de $\pm 4\%$. Es fundamental, tener en cuenta estos aspectos a la hora de confeccionar las especificaciones de adquisición y aceptar las fuentes por Radiofísica.

$$S_k (\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2) = \bar{K} (\mu\text{Gy h}^{-1})l^2 (\text{m}^2)$$

Siendo las condiciones de corrección en aire las mismas que para \bar{K}_R Dado que en \bar{K}_R la distancia es 1 metro, el resultado numérico será el mismo que con S_K . También en algunos trabajos se simplifica la unidad (Williamson 1991):

$$1U = 1\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$$

El término “intensidad” que suele aparecer como traducción de “strength” no es adecuado por lo que en este tema se intenta evitar su uso. Para el caso específico de fuentes de 125I y 103Pd, la AAPM ha recomendado (Rivard y Williamson 1991) el uso de un factor común para cualquier modelo de fuente en la conversión de actividad a TKRA, para evitar potenciales errores sistemáticos:

³⁷ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

1 $mCi = 1,270 U$ para 125I

1 $mCi = 1,293 U$ para 103Pd³⁸

Especificación en los certificados del suministrador

Aunque ya no se da el caso en la actualidad, en el pasado algunas casas suministradoras y, como veremos, algunos SP, utilizaban especificaciones de fuentes diferentes de la recomendada. El dato que algunos suministradores de fuentes aportaban era *Aa* exclusivamente, por lo que antes de aceptar la fuente es preciso exigir certificados con especificaciones adecuadas. En el caso de que sólo aparezca *Aa*, si, en contra de las recomendaciones, el radiofísico no realiza una medida independiente y usa directamente la actividad del certificado del suministrador, el error que puede cometer es importante

pues la selección por parte del usuario de un valor de la constante de tasa de kerma en aire para el cálculo en el SP puede ser diferente de la que ha utilizado el fabricante. La disparidad de valores de estas constantes de tasa de kerma en aire en la literatura y las diferentes condiciones de su especificación (con y sin efecto de la filtración incluida) pueden conducir a errores considerables. No hay que olvidar que el valor de la constante de tasa de kerma, para una fuente determinada, depende de la construcción de la fuente, de su encapsulamiento, así como de la distribución de fluencia en energía.

Es pues imprescindible, que en el certificado se especifique claramente en cuál de las magnitudes descritas viene especificada la fuente y, en caso de que solamente venga en actividad, qué constante se ha usado para calcularla, ya que esos valores de las constantes son los que se deben introducir en el SP. De igual forma, si lo que se especifica es la actividad, debe quedar reflejado de forma inequívoca en el certificado, si se trata de

³⁸ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

actividad aparente o no; la conversión de una a otra se hace mediante la corrección por autoabsorción y filtrado.³⁹

En los certificados del suministrador debe especificarse la trazabilidad de la medida y su incertidumbre con el factor de cobertura correspondiente. Valores típicos para ^{192}Ir (HDR-PDR) son $\pm 5\%$ con $k = 3$. En el caso de las semillas la situación es muy diversa, por ejemplo, para ^{125}I un fabricante proporciona valores $\pm 7\%$ con $k = 2$ para el valor medio del lote, otro fabricante indica solamente $\pm 4\%$ sin más detalles, lo que confunde el valor medio del lote, el valor de k y la dispersión de los valores individuales de TKRA de las semillas dentro del lote.

El caso de las semillas o fuentes en lotes es muy especial; es el caso de las fuentes de ^{125}I utilizadas en la BT permanente de próstata. Para cada paciente se reciben 50-120 semillas con un valor nominal medio de TKRA del lote. Hay que tener en cuenta la dispersión de los valores dentro de un lote que se deriva de la sistemática de producción. Todos los fabricantes de semillas las clasifican en “clases” que abarcan el decaimiento de 1 semana, que en el caso de ^{125}I sería 8%; es decir, una vez activada la fuente se coloca en un lote de TKRA en el que

todas sus componentes estarán en ese valor de $\pm 4\%$. Es fundamental, tener en cuenta estos aspectos a la hora de confeccionar las especificaciones de adquisición y aceptar las fuentes por Radiofísica.⁴⁰

³⁹ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

⁴⁰ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

Calibración en Braquiterapia⁴¹

Necesidad de calibración independiente

Todas las recomendaciones internacionales indican la necesidad de una verificación de la TKRA de las fuentes previa a su aplicación a los pacientes. Las fuentes de BT se acompañan con un certificado del suministrador, pero la verificación de la TKRA por el usuario es necesaria, no sólo para contrastar con éste, sino para asegurar la trazabilidad a patrones aceptados internacionalmente.

Algunos certificados del suministrador se especifican con intervalos de incertidumbre o límites de variación de hasta $\pm 10\%$ por lo que, si se utilizan estos datos, este grado de incertidumbre se traslada a todo el proceso de la dosimetría en BT, alcanzando valores de incertidumbre muy por encima de lo deseable. Por otro lado, con la verificación se evitan los errores en la declaración de la TKRA por parte del fabricante. En la literatura (NCRD 1994) se citan casos con desviaciones mayores de 10%.

Por lo tanto, el radiofísico deberá realizar una calibración de las fuentes, comparando sus resultados con los valores del certificado del suministrador, teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas. En determinadas circunstancias, esta calibración se realiza con una mayor incertidumbre por condiciones prácticas, denominándose en este caso verificación, que sería una especie de calibración simplificada.

Detectores utilizados

En principio, la TKRA de las fuentes de BT se puede medir con varios tipos de detectores, fundamentalmente detectores de pozo, cámaras cilíndricas de pequeño volumen habituales en Teleterapia, y cámaras de gran volumen. Las dos primeras son las más utilizadas.

⁴¹ANDREO P. (1999). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”. Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX.

Coordinador: Pedro Andreo OIEA

Tradicionalmente los detectores de pozo se han utilizado para LDR y las cilíndricas para HDR y PDR. Las características del detector apropiado dependen en gran medida de la energía y nivel de TKRA de la fuente que se pretende medir. La ventaja de la resolución espacial de las cámaras con pequeños volúmenes está reñida con el nivel de señal en el punto de calibración a una distancia adecuada.

En la actualidad, para la medida del TKRA, todo se resuelve con el detector de pozo complementado con los insertos adecuados. Las dificultades que presenta la obtención de la TKRA para todas las fuentes utilizadas en una unidad de BT (falta de salas adecuadas de baja dispersión, carencia de cámaras de volúmenes grandes, uso de técnicas complejas, imposibilidad física en algunos casos de realizar medidas en aire) hacen que el conjunto

Cámara de pozo-electrómetro junto con el correspondiente inserto sean el “patrón local por excelencia”.⁴²

Sistemática laboratorios de calibración

Nos referiremos al caso de los detectores habituales en las unidades de Radiofísica, es decir, cámaras de ionización tipo dedal, normalmente de 0,6 cm³ de volumen, y cámaras de ionización tipo pozo.

Con la primera, en los laboratorios de calibración se pueden obtener coeficientes de calibración para el haz de cobalto (en el que se basan las calibraciones de ⁶⁰Co, RX de aceleradores y electrones), para ¹³⁷Cs y para determinadas calidades de RX en el rango del kV. Como veremos, mediante una combinación y operación determinada de estos

⁴²ANDREO P. (1999). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”. Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX.

Coordinador: Pedro Andreo OIEA

coeficientes se puede obtener un coeficiente de calibración para aplicar a las medidas en aire de las fuentes de HDR y PDR de ^{192}Ir .

En el caso de las cámaras tipo pozo, la calibración en los laboratorios debe ser específica para el modelo de fuente del que se desea verificar la TKRA. Los laboratorios pueden realizar esto de dos formas:

- Enviando una fuente patrón al usuario, es decir, una fuente en la que se ha determinado de manera muy precisa su TKRA. El radiofísico, mediante el detector de pozo con un ⁴³inserto apropiado a ese modelo de fuentes, compara la lectura de la fuente patrón con la de las diferentes fuentes a calibrar del mismo modelo. Como veremos, la calibración se transfiere con el conjunto cámara más inserto y sólo es válida para exactamente ese modelo de fuente, dada la criticidad de la sensibilidad del detector con estos factores. Evidentemente, si el nivel de TKRA de la fuente patrón es mucho menor que la fuente a calibrar se debe tener en cuenta el comportamiento del detector respecto al efecto de recombinación.
- Realizando una calibración del conjunto electrómetro más detector de pozo, junto con los insertos que se utilizarán, en el laboratorio de calibración, con lo que el radiofísico recibe un certificado de calibración del sistema para un modelo de fuente específico y un inserto que permite fijar adecuadamente la posición de la fuente. Este certificado especifica los parámetros de trabajo del sistema cámara-electrómetro calibrada, así como las condiciones de irradiación: características de la fuente patrón con las que se ha realizado la transferencia del coeficiente de calibración, tensión de colección y tipo de inserto empleado.

⁴³ANDREO P. (1999). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”. Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX.
Coordinador: Pedro Andreo OIEA

Habitualmente, este segundo método es el preferido (IAEA 1999; IAEA 2002), aunque la elección de uno u otro siempre dependerá del número de fuentes del mismo tipo, nivel de TKRA y de que se plantee en la adquisición inicial del sistema de medida o no.

Se debe tener precaución especial en el caso de fuentes de ^{125}I . Algunas veces al usuario se le suministra una fuente con certificado, pero no del laboratorio sino del fabricante; esto no es una fuente patrón, es una fuente para la que el fabricante acompaña la medida de TKRA con su sistema para esa fuente individualmente, en contraste con el certificado de la media del lote en cada envío.

Para los detectores de pozo, es aconsejable utilizar entre períodos de calibración una fuente de vida larga como ^{137}Cs para controlar su estabilidad previamente a cada utilización. Cuando no se disponga de este tipo de fuentes, la verificación de la constancia en la respuesta se puede realizar con un haz de la unidad de cobalto (IAEA 1999) en condiciones geométricas bien determinadas, o en su defecto, con RX de un acelerador, aunque en la práctica estas opciones presentan bastantes dificultades.

Tipos de trazabilidad⁴⁴

En este contexto, se denomina *trazabilidad* al proceso de trasladar o diseminar coeficientes de calibración, mediante fuentes o sistemas de medida, desde una referencia denominada *patrón*.

Los laboratorios capaces de proporcionar calibraciones en el campo de la dosimetría se pueden clasificar en primarios y secundarios. Estos últimos están acreditados para realizar calibraciones y sus fuentes y detectores han sido calibrados frente a las fuentes y detectores del primario. En este contexto denominaremos *calibrador* al conjunto de una cámara de ionización y electrómetro capaz de realizar medidas de TKRA.

⁴⁴ .BROSED A., GONZÁLEZ A.M., VIVANCO J. (1999). “Trazabilidad de los Conjuntos de Referencia Hospitalarios Usados en la Calibración de Fuentes de Braquiterapia para las energías del ^{137}Cs , ^{60}Co , ^{192}Ir ”.

Los niveles de trazabilidad son (Nath y cols. 1997):

- **Trazabilidad directa.** Se establece cuando un calibrador o una fuente ha sido calibrada en un “Laboratorio Primario de Calibración” (LPC) o en un “Laboratorio Secundario de Calibración” (LSC).
- **Trazabilidad secundaria.** Se establece cuando una fuente se calibra por comparación con otra fuente de igual diseño y TKRA similar (fuente patrón), la cual a su vez tiene una trazabilidad directa, o cuando la fuente se calibra mediante un *calibrador* con trazabilidad directa.
- **Trazabilidad secundaria** por inferencia estadística. Se establece para un grupo de fuentes de las cuales se ha extraído una muestra aleatoria adecuada para su calibración con trazabilidad secundaria.
- **Trazabilidad remota.** Se establece al tomar como único patrón la calibración del certificado del suministrador, pudiendo ésta no ser trazable a patrones nacionales o internacionales.

Recomendaciones internacionales

- Las fuentes empleadas en BT deben poseer una calibración con trazabilidad directa o secundaria a los patrones nacionales o internacionales. En el caso de nuevos radionúcleidos introducidos en BT, para los que no exista aún un patrón nacional o internacional adecuado, puede emplearse la trazabilidad remota como vía para establecer temporalmente un patrón local o intentar desarrollar un patrón provisional propio.⁴⁵
- Para estas fuentes, y en general para aquellas para las que los laboratorios no dispongan de la posibilidad de facilitar coeficientes de calibración, se recomienda que al menos se “ calibre” el detector con uno de los certificados del fabricante y así se pueda verificar el resto de fuentes del mismo modelo que sirva el fabricante para asegurar que no cambia su patrón; la otra posibilidad que apunta es compleja: el

⁴⁵ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

desarrollo de procedimientos de calibración, a partir de cámaras especiales, citados en y trasladando los coeficientes de calibración de otras. La aproximación más apropiada consiste en comparar las TKRA de la fuente que se pretende calibrar y el patrón en aire a una distancia suficiente para que se minimicen las diferencias geométricas entre las mismas, utilizando una cámara de ionización de gran volumen (IAEA 1999).⁴⁶

Por tanto, es fundamental considerar en las condiciones de adquisición de las fuentes, el que éstas dispongan de posibilidad de calibración en los laboratorios actuales.⁴⁷

- Idealmente, toda fuente que va a ser implantada en un paciente debe estar calibrada. En la práctica, sin embargo, debido a limitaciones de tiempo, recursos, exposición del personal o restricciones de otra índole, hacen que esto no siempre se cumpla. Se recomienda que todas las fuentes de periodo de semidesintegración largo estén calibradas. La trazabilidad por inferencia estadística, puede ser apropiada para fuentes de periodo corto, dependiendo de la cantidad de fuentes, así como por la agrupación por actividad establecida. Si el conjunto contiene pocas fuentes, se recomienda la calibración de todas y cada una de ellas.

Para conjuntos grandes de fuentes similares, se recomienda calibrar una muestra aleatoria de al menos un 10% de la cantidad total de fuentes. Para fuentes adquiridas en configuración estéril, se recomienda comprar y calibrar una fuente no estéril por cada agrupación de TKRA. A la hora de aplicar esta recomendación, se presentan problemas en la práctica en el caso de los nuevos sistemas de carga diferida automática con fuentes permanentes en próstata que requieren una consideración especial y es un tema de controversia en la actualidad.

⁴⁶ BROSED A., GONZÁLEZ A.M., VIVANCO J. (1999). “Trazabilidad de los Conjuntos de Referencia Hospitalarios Usados en la Calibración de Fuentes de Braquiterapia para las energías del ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co, ¹⁹²Ir”.

- Cualquier grupo de fuentes nominalmente idénticas tiene una dispersión inherente en el valor de sus TKRA. En la práctica, esas fuentes habitualmente se consideran iguales utilizándose la TKRA media en los cálculos. Esto se aplica también a los sistemas de carga diferida que utilizan un grupo de fuentes. No se deben aceptar para uso clínico aquellas fuentes que se desvíen más de $\pm 5\%$ de la TKRA media.
- El fabricante asigna una calibración a las fuentes de BT. Cada institución debe tener un sistema para medir la TKRA de la fuente con trazabilidad secundaria para todos los tipos de fuentes utilizados. Es responsabilidad de la institución verificar si la calibración del fabricante es correcta.
- La institución debería comparar el valor establecido por el fabricante con el patrón de la institución. Se recomienda que si se obtiene una discrepancia mayor de $\pm 3\%$, debe investigarse la fuente de esta diferencia; si la discrepancia excediera de $\pm 5\%$ se recomienda notificar este hecho al fabricante. Es siempre aconsejable requerir al fabricante que revise su proceso de calibración de las fuentes para ayudar a resolver esas discrepancias. ⁴⁸

Si se dispone de un programa o sistema redundante adecuado para verificar que el sistema dosimétrico de la institución no ha variado en el tiempo, todavía existirá un pequeño riesgo de error si se emplease el resultado de la calibración de la institución cuando ésta difiere en más de un $\pm 5\%$ del valor establecido por el fabricante. Debe entenderse que el límite de $\pm 3\%$ indicado se aplicará a la media en el caso de un lote de fuentes del mismo tipo y TKRA; dado que una fuente individual puede diferir de la media en un porcentaje mayor, se recomienda que la desviación típica para fuentes individuales no supere de $\pm 5\%$.

Lógicamente, esto será aplicable siempre que los niveles de incertidumbre del certificado del fabricante sean los adecuados. De lo contrario, la aplicabilidad se debiera adaptar a los

⁴⁸BROSED A., GONZÁLEZ A.M., VIVANCO J. (1999). “Trazabilidad de los Conjuntos de Referencia Hospitalarios Usados en la Calibración de Fuentes de Braquiterapia para las energías del ^{137}Cs , ^{60}Co , ^{192}Ir ”.

niveles de incertidumbre indicados en el certificado. Hay que destacar que el procedimiento que propone el TG56, también recogido por el RD, ignora las incertidumbres del fabricante y las del radiofísico al medir.⁴⁹

Lo ortodoxo, lógico y correcto sería que el fabricante diera un valor A con una incertidumbre ($k = 2$)IA y el radio físico determinase un valor B con una incertidumbre ($k = 2$)IB. Ambas medidas serán compatibles cuando un intervalo esté comprendido dentro del otro, $[B-IB, B+IB] \subset [A-IA, A+IA]$, serán de compatibilidad dudosa cuando alguna zona de $[B-IB, B+IB]$ no esté dentro de $[A-IA, A+IA]$, y serán medidas incompatibles cuando $[B-IB, B+IB]$ este fuera de $[A-IA, A+IA]$.

En este sentido, debe exigirse en las condiciones de adquisición de la fuente que los valores de incertidumbre en el certificado del suministrador no superen el 5%, así como que este valor se haya obtenido con un sistema trazable a patrones internacionales. Esta problemática ha sido recogida por un grupo de trabajo de la AAPM.

- Para las fuentes de HDR y PDR se recomienda que la calibración se realice mediante un detector de pozo, al igual que las de LDR, con el coeficiente de calibración procedente de un laboratorio acreditado.

Un procedimiento alternativo aceptable, pero no recomendado, para estas fuentes, es la adopción del método de interpolación en aire, mediante la cámara de ionización apropiada directamente trazable a calibraciones en kerma en aire para ^{137}Cs y otro voltaje.

La elección del detector de pozo, con un inserto adecuado, frente a la cámara de dedal en aire se justifica por razones de economía de tiempo, medios, complejidad técnica, y reproducibilidad en el entorno clínico.

⁴⁹ .BROSED A., GONZÁLEZ A.M., VIVANCO J. (1999). “Trazabilidad de los Conjuntos de Referencia Hospitalarios Usados en la Calibración de Fuentes de Braquiterapia para las energías del ^{137}Cs , ^{60}Co , ^{192}Ir ”.

- Se debe realizar un control de confirmación de la TKRA de la fuente de HDR o PDR con un patrón terciario capaz de detectar errores o cambios en la respuesta del patrón secundario mayores de $\pm 5\%$.

Para maximizar la redundancia, se indica que el patrón terciario debería utilizar una cámara y electrómetro diferentes, ya sea cámara de ionización o detector de pozo diferente al utilizado como patrón secundario. Si se utiliza una cámara de dedal para medida en aire, debería realizarse en una geometría fija, habiéndose calibrado previamente frente al patrón secundario.⁵⁰

Últimamente se han publicado (Butler y cols. 2008), las recomendaciones de la AAPM en su grupo “Low Energy Brachytherapy Source Calibration Working Group” (LEBSC-WG) respecto a las calibraciones y responsabilidades de Radiofísica aplicables a los lotes de fuentes, que sustituyen a las previas del TG-40 y TG-56. En esta publicación se resalta claramente la responsabilidad de Radiofísica en estas medidas frente a las medidas del fabricante o incluso servicios intermedios de empresas de calibración; sus principales conclusiones son, respecto al número de fuentes a medir:

- **Grupos de fuentes sueltas:** se debe medir el TKRA en un 10% o más, de las fuentes del lote. Para lotes menores de 10 fuentes se deben medir todas.
- **Grupos de fuentes en cartuchos** estériles o en "*strands*": se debe medir el TKRA en un 10% o más, de las fuentes del lote; como alternativa puede adquirirse un conjunto no estéril para medidas igual al 5% del total del lote o 5 semillas, lo que resulte menor.

⁵⁰ .BROSED A., GONZÁLEZ A.M., VIVANCO J. (1999). “Trazabilidad de los Conjuntos de Referencia Hospitalarios Usados en la Calibración de Fuentes de Braquiterapia para las energías del ^{137}Cs , ^{60}Co , ^{192}Ir ”.

Respecto a las acciones a tomar ante el resultado de la medida, el LEBSC-WG establece:

- TKRA en fuentes individuales pertenecientes a un lote de 10 fuentes o más: 6%. Si se supera este valor, debe consultarse su uso con el oncólogo radioterápico, dependiendo del radionucleido, aplicación, soporte de las fuentes y disponibilidad de fuentes sobrantes.
- TKRA medio de un grupo de un 10% o más, de fuentes en un lote: 3%. Si se alcanza el 5% debe investigarse el origen de la discrepancia o aumentar el tamaño de la muestra. Si se supera el 5%, se debe consultar con el fabricante para resolver las diferencias o aumentar el número de la muestra. Para medidas realizadas en el quirófano, se debe consultar con el oncólogo radioterápico sobre la continuación del procedimiento.

Sistemas redundantes⁵¹

Sobre los sistemas denominados redundantes, la AAPM y OIEA recogen su definición, componentes, posibilidades y recomendaciones.

Se entiende por sistema redundante un conjunto de fuentes y detectores de radiación, cuyas características radiológicas son predecibles con un elevado grado de reproducibilidad. Dichas fuentes y detectores se intercomparan periódicamente para comprobar si ha variado alguna de sus características.

Un sistema redundante mínimo de dos componentes sería un detector de pozo calibrado para un determinado radionucleido y una fuente de T1/2 largo y bien conocido (por ejemplo, ^{137}Cs o ^{90}Sr) e integridad mecánica fiable que nos asegurase la estabilidad en su respuesta. El TG40 de la AAPM y OIEA recomiendan añadir componentes a este sistema

⁵¹ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

como sería otro calibrador de pozo o de dedal con mecanismo de colocación preciso, fuentes patrón, certificados del suministrador.

Cuando se establece por primera vez un sistema redundante, todos los componentes deben ser intercomparados. Posteriormente, siempre que se vayan a medir fuentes de uso clínico, el calibrador y una fuente se comparan y la respuesta del calibrador se coteja con el decaimiento de la fuente de referencia (como mínimo). Si estos dos componentes no concuerdan, se puede incluir un tercero o incluso un cuarto componente en las intercomparaciones, con objeto de resolver la discrepancia. Todos los componentes de un sistema redundante se deben intercomparar al menos anualmente.

Actualmente, desde el punto de vista práctico, lo más cómodo es disponer de al menos dos sistemas con detector de pozo, o un sistema de pozo y un dispositivo fijo para medida con cámara de dedal, pero lo más práctico sin duda es lo primero. También es muy conveniente, en HDR-PDR, en los cambios de fuente, realizar la medida de la fuente a retirar para asegurar la estabilidad del sistema de medida, comparando con la medida realizada en la instalación de la misma.

El dispositivo de la irradiación se compone básicamente de dos fuentes vaginales, situadas una a la derecha y a la otra a la izquierda del fondo de saco vaginal y de una sonda intrauterina. Las técnicas más utilizadas son las del aplicador rígido tipo:

- Flecher-Suit-Delclos⁵²

Se componen de una sonda intrauterina rígida y de un colpostato con ovoides dimensiones variables, provistas de protecciones de tungsteno en sus dos extremos.

La sonda uterina es rígida y convexa lo que permite mantener al útero en su posición habitual o de enderezarlo en caso de retroversión. Se dispone de tres sondas curvas variable, que favorecen a la disminución de la dosis absorbida a nivel del recto.

⁵² JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

- Cilindros

Este consiste en la introducción de varios cilindros en la vagina, conteniendo una sonda para las fuentes radiactivas sea vaginal o uterina.

El primer cilindro, tiene una hendidura que permite el encaje o bien de la sonda uterina o de la vaginal. Los cilindros intermedios incorporan unos pivotes que encajan unos con otros, asegurando su cohesión e impiden la rotación durante la aplicación. El último cilindro asegura la contención del conjunto de los cilindros en una sonda uterina o vaginal.

Los cilindros tienen un diámetro variable, desde 2 cm hasta 4,5 cm. Los hay con protección de plomo, que pueden ponerse en posición anterior o posterior según se quiera proteger la vejiga o el recto respectivamente o quiera irradiarse las paredes vaginales. Finalmente, una placa aplicada y mantenida contra el periné con un apósito adhesivo o con puntos de sutura, asegura el posicionamiento de los cilindros durante la aplicación.⁵³

⁵³ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

10. SISTEMAS DE IMPLANTACIÓN Y DOSIMETRÍA EN BRAQUITERAPIA

La finalidad de un “Sistema de dosimetría” es doble. Por una parte, ha de proporcionar unas reglas de colocación, distribución y tipo de las fuentes radiactivas, y por otra parte, unas reglas de cálculo dosimétrico que permitan obtener una distribución completa de la dosis absorbida en todo el volumen irradiado. Todo ello encaminado a conseguir una distribución de dosis absorbida lo más homogénea posible dentro del implante. Numerosos “Sistemas de dosimetría” se han desarrollado desde la primera mitad del siglo XX, tanto para la Braquiterapia intersticial, como para la intracavitaria.

Sistemas basados en el radio. Manchester (Paterson-Parker) y Quimby⁵⁴

Paterson y Parker, tienen el gran mérito de haber definido en 1934, el primer sistema dosimétrico en Curiterapia intersticial que permite calcular la “dosis” en röntgens, dentro de un volumen tumoral implantado según una metodología rígida, para fuentes de ²²⁶Ra. Este sistema, se extendió por el mundo entero y al empleo generalizado del radio en Curiterapia. Meredith lo llama. Sistema de Manchester (o de Paterson-Parker) (Meredith 1967)

Es un sistema que da una serie de reglas concernientes a la distribución y colocación de las fuentes para conseguir la homogeneidad deseada de la dosis absorbida y da tablas estandarizadas de dosis absorbidas ideales para los implantes. Las tablas de Paterson-Parker están ideadas para dar mg.h/1000 R, es decir: miligramos hora, producto de la masa total de radio contenida en las fuentes (en mg) por la duración del implante (en horas), necesarios para dar 1000 R en un plano o en un volumen especificado.

En el caso de implantes en un solo plano, la uniformidad de dosis absorbida se prevé para un plano situado a 0,5 cm del plano implantado. Las dosis absorbidas máxima y mínima no

⁵⁴ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

han de diferir en más de un 10% de la dosis “prefijada” determinada por las tablas de Paterson-Parker, para cumplir los criterios homogeneidad deseada.

Las reglas para los implantes en un solo plano son las siguientes:

-La relación entre la cantidad de radio en la periferia y la cantidad de radio dentro del área propiamente dicha depende del tamaño del implante. Así pues, para un área menor de 25 cm² la fracción usada en la periferia ha de ser de 2/3, mientras que para un área entre 25-100 cm² la fracción ha de ser de 1/2 y para áreas mayores de 100 cm², la fracción usada en la periferia ha de ser de 1/3 solamente.

- La separación entre agujas no ha de superar 1 cm, entre ellas o en las agujas cruzadas de los extremos.
- Si los extremos del implante no tienen agujas cruzadas, el área efectiva de uniformidad de la dosis absorbida queda reducida. Así mismo, para mirar en las tablas ha de reducirse el área en un 10% para cada extremo que no contenga agujas cruzadas.
- En el caso de varios implantes planos, el radio ha de ser dispuesto según A, B y C, y los diversos planos han de ser paralelos unos a otros.⁵⁵

Para los implantes en volumen, las reglas son las siguientes:

- La cantidad de radio total se divide en ocho partes y se distribuye de la siguiente manera según la forma del implante:
- Un cilindro se compone de: la periferia, cuatro partes; el núcleo, dos partes; cada extremo, una parte. Una esfera: la periferia, seis partes; el núcleo, dos partes. Un paralelepípedo: cada lado, una parte; cada extremo, una parte; el núcleo, dos partes.
- Las agujas deben espaciarse lo más uniformemente posible, pero no más de 1 cm entre ellas. Debe haber al menos ocho agujas en la periferia y cuatro en el núcleo.

⁵⁵ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

- Si los extremos del volumen no contienen agujas cruzadas, ha de deducirse un 7,5% del volumen por cada extremo no cruzado, en el momento de usar las tablas.
- Por otra parte, en los Estados Unidos, Quimby en 1947 estableció también unas reglas de implantación para el radio, que dieron lugar al llamado Sistema de Quimby. Se basa en una distribución uniforme de fuentes de igual actividad. Por consiguiente, en este caso, la distribución uniforme de fuentes tiene como resultado una no homogénea distribución de dosis absorbida, más alta en la región central del tratamiento. Para los implantes en un solo plano, las tablas de Quimby dan los miligramos-hora requeridos para producir 1000 R en el centro de los planos de tratamiento, hasta una distancia de 3 cm desde el plano del implante.

La dosis absorbida “prescrita” es entonces la dosis absorbida máxima en el plano de tratamiento. Para implantes en volumen, la dosis absorbida “prescrita” es la dosis absorbida mínima dentro del volumen implantado.

Aparición de nuevos radionúclidos. Sistema de París⁵⁶

Todos estos sistemas antiguos, estaban previstos para el uso de fuentes de ²²⁶Ra únicamente, pero hay una serie de razones que han hecho que estos sistemas fueran progresivamente abandonados:

- El radio ha sido prácticamente reemplazado por otros emisores gamma (¹⁹²Ir, ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co) más manejables desde el punto de vista de radioprotección.
- Han aparecido nuevas formas de fuentes para las cuales los antiguos sistemas no podían aplicarse.
- Las unidades del SI se usan ahora en todos los campos de la radiología.

⁵⁶ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

-La introducción de los ordenadores en rutina para el cálculo de las distribuciones de dosis absorbida, permiten obtener estas en diversos planos, de los cuales se pueden extraer nuevas relaciones y nuevas informaciones.

En este contexto, aparece en los años 60 un nuevo método de dosimetría, nacido de la experiencia clínica de Bernard Pierquin del Instituto Gustave Roussy, de Paris. Conjuntamente con Andree Dutreix, elaboran las reglas dosimétricas y de implantación que dan lugar al denominado Sistema de París y que fue publicado en 1978 (Marinello y cols. 1978; Dutreix y cols. 1979).

Principios del Sistema de París

Concebido principalmente para ser utilizado con hilos de ^{192}Ir , el Sistema de París reposa sobre los siguientes principios:

- Las líneas radiactivas han de ser paralelas, rectilíneas y dispuestas de tal manera que sus centros estén todos en un mismo plano, perpendicular a la dirección de las líneas y que se llama: plano central.
- La tasa de kerma normal lineal debe ser uniforme a lo largo de cada línea radiactiva e idéntica para todas.
- Las líneas radiactivas han de ser equidistantes. En los casos en los que el volumen a tratar sea muy grande se pueden realizar implantes en varios planos, siempre que se respete el principio de equidistancia entre fuentes. Esto implica que para las aplicaciones “en volumen” las intersecciones de las líneas con el plano central se dispongan siguiendo los vértices de triángulos equiláteros (distribución en triángulos), o los vértices de cuadrados (distribuciones en cuadrados).⁵⁷

⁵⁷ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

Distribuciones de dosis absorbida.

En el Sistema de París la distribución de la dosis absorbida se define siempre por convención, en el plano central de la aplicación. Dicha distribución viene caracterizada por:

Tasa de dosis de base (**DB**): *es* la media aritmética de las tasas de dosis absorbida de varios puntos del interior del implante (puntos de dosis mínima).

Depende de la geometría de la implantación, de la tasa de kerma normal lineal de las fuentes radiactivas y de la naturaleza del radioelemento utilizado. Isodosis de referencia: superficie de isodosis definida con respecto a la tasa de dosis de base, es decir definida con respecto a la dosis absorbida en el interior del volumen implantado. Generalmente se utiliza el valor del 85% de la tasa de dosis de base ($DR = 85\% DB$). Esto contrasta con la mayor parte de los anteriores sistemas (Manchester, por ejemplo) en los que la dosis absorbida se especifica a una distancia dada del volumen implantado. La superficie de isodosis de referencia debe englobar el volumen blanco para que la aplicación se considere satisfactoria.

Mancha de sobredosificación: es la zona alrededor de las líneas radiactivas que recibe una dosis absorbida igual o superior al doble de la dosis de referencia.

Volumen blanco: volumen al que debe administrarse la dosis absorbida prescrita. Delimitado aproximadamente por la superficie de isodosis de referencia

Volumen irradiado: volumen de tejido limitado por una superficie de isodosis comprendida entre el 30% y el 70% de la dosis de referencia.⁵⁸

⁵⁸ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

Reglas de implantación

- La separación entre líneas radiactivas ha de ser como mínimo de 0,8 cm.
- El diámetro de la mancha de sobredosificación no ha de ser mayor que 1 cm.
- En los implantes en volumen, el valor de cada una de las tasas de dosis de base elementales, no ha de variar en más del 10% del valor de la tasa de dosis de base *DB* del implante. para asegurar una homogeneidad de dosis absorbida suficiente en el interior del volumen implantado.

En los implantes reales, muchas veces es imposible obtener disposiciones de fuentes que se adapten perfectamente a las reglas del Sistema de París.

Dimensiones del volumen tratado

Las dimensiones del volumen tratado se definen siempre refiriéndose a las dimensiones mínimas de la isodosis de referencia medidas en el interior del volumen implantado.

- La longitud tratada. Cuando el implante no comporta más que dos líneas, la longitud del volumen tratado es la longitud mínima de la isodosis de referencia medida en el plano que contiene las líneas radiactivas

Para los implantes con más de dos líneas, la longitud tratada se define, por convención, como la media aritmética de las longitudes elementales medidas en ejes paralelos a las líneas radiactivas pasando por los puntos de cálculo de las dosis de base elementales.

En el caso de varios planos, la definición ha de extenderse para medir las longitudes en cada uno de los planos que contengan las fuentes.⁵⁹

⁵⁹ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

Definición de las dimensiones del volumen tratado.

-Espesor tratado. Para implantes en una sola línea, se define como la media aritmética de los espesores elementales, que son los espesores mínimos medidos en el plano central de la aplicación entre los puntos de inflexión de la isodosis de referencia

Dosimetría previsible

El Sistema de París ofrece la posibilidad de obtener relaciones simples que permiten prever con una exactitud suficiente y sin necesidad de cálculos laboriosos, las dimensiones del volumen tratado, con la única condición de que se respeten algunas reglas elementales. Así pues, existen relaciones que permiten conocer la longitud activa que hay que utilizar, en función de la longitud del volumen tratado, para diversos tipos de configuraciones de líneas radiactivas, o bien, que relacionan el espesor tratado con la separación entre fuentes.

Todo ello permite al radioncólogo prever de antemano la disposición y características de las líneas radiactivas del implante, conociendo solamente las dimensiones del volumen que desea tratar.⁶⁰

Cálculo del tiempo de tratamiento

Aunque el Sistema de París permite efectuar cálculos previsibles, el cálculo de la dosis absorbida y el consiguiente cálculo del tiempo de tratamiento, se ha de efectuar siempre sobre el implante real realizado.

a) Caso de horquillas y/o bucles. La forma especial de este tipo de fuentes de ^{192}Ir , las hace muy útiles en implantes de la cavidad bucal: lengua, amígdala, etc. El Sistema de París prevé la utilización de este tipo de fuentes “transformándolas” para el cálculo, en dos fuentes lineales de longitudes iguales a la mitad de la fuente entera (bucle u horquilla) y separadas una distancia igual a la distancia de separación entre las dos “patas” de la fuente. La distribución de dosis absorbida en el plano central de la aplicación es prácticamente idéntica en el caso de descomponer el bucle o la horquilla en dos fuentes lineales, que la

⁶⁰ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

que se obtendría si no se hiciera la transformación. De ahí la validez del cálculo de dosis absorbida según los esquemas del Sistema de París.

Características geométricas de los bucles y las horquillas. Son comparables a dos hilos paralelos de longitud $L/2$ y separados una distancia E .

b) Caso de líneas dispuestas según una superficie curva. En algunas localizaciones tales como el canal anal, vagina, o ciertos tumores de la piel, solo hay que tener en cuenta que las líneas han de colocarse paralelas entre si siguiendo las generatrices de un cilindro recto cuya sección tiene un radio más o menos grande según sea la estructura anatómica de interés. Los puntos de cálculo de las tasas de dosis de base, DB_i , se situarán entre cada dos líneas vecinas y la tasa de dosis de base del implante, DB , será la media aritmética, como en el caso de los implantes en un plano.

Adaptaciones para HDR: “Stepping Source Dosimetry System” (SSDS)

El SSDS es un sistema pensado para una fuente móvil de HDR que ocupa distintas posiciones en un catéter con tiempos bien definidos en cada posición, de modo que simule una fuente lineal. Este sistema HDR de fuente móvil permite adaptar el tiempo de permanencia de la fuente en cada posición individualmente, de modo que se obtenga una distribución de dosis absorbida que cubra el volumen blanco lo más homogéneamente posible. Para conseguir esto, es indispensable la utilización de un software de planificación que optimice las posiciones de la fuente y los tiempos, a lo largo del catéter.

Puesto que los implantes de HDR con fuente móvil se parecen mucho a los implantes de LDR con hilos de ^{192}Ir , el SSDS ha sido pensado como una extensión del Sistema de París. La principal diferencia es que incrementa los tiempos de las posiciones extremas de las fuentes en los catéteres de modo que queden siempre dentro del volumen blanco, y disminuye los tiempos en las posiciones centrales, para homogeneizar la dosis absorbida en el volumen.

El SSDS utiliza las mismas reglas de implantación que el Sistema de París, excepto que la longitud activa del catéter está dentro de la superficie de isodosis de referencia a 0,5 cm de distancia de la misma. Así pues:

- $AL = L - 1$ cm, en donde: AL es la longitud activa del catéter y L es la dimensión del volumen blanco. (En contraste con el Sistema de París clásico, en donde la longitud de la fuente ha de ser aproximadamente un 30% mayor que la longitud del volumen a tratar).
- Las posiciones de la fuente en el catéter se toman equidistantes.
- Los puntos de cálculo de dosis absorbida (puntos de tasa de dosis de base en el Sistema de París) se toman entre los catéteres a lo largo de la longitud activa y a través de todo el volumen blanco.
- Los tiempos de permanencia de la fuente en cada posición se optimizan de modo que se obtenga prácticamente la misma dosis absorbida en todos los puntos.
- La Dosis de Referencia (DR) se toma como el 90% de la media de las dosis absorbidas en todos los puntos. (Es posible tomar la DR como el 90% y no el 85% del Sistema de París clásico, debido a la mayor homogeneidad que puede obtenerse mediante la optimización en las técnicas de HDR / PDR).

El método de Estocolmo

En “The Stockholm System”, el aplicador intrauterino de forma de varilla cilíndrica, se carga entre 53 y 88 mg de radio. El aplicador vaginal normalmente consiste en una caja plana conteniendo 60-80 mg de radio, aunque también existen otras formas de aplicadores, para casos especiales. En general, se realizan 2 o 3 aplicaciones de entre 27 y 30 horas de duración cada una, en un intervalo de unas tres semanas.

El Sistema de París histórico (1920)

El implante típico para el tratamiento del carcinoma de cérvix consistía en 3 fuentes vaginales individuales de radio (dos laterales y una central), y una fuente intrauterina formada por 3 tubos de radio. Posibles variaciones del sistema permitían el uso de sólo dos fuentes vaginales, o incluso solamente una, según el tipo de lesión a tratar. Típicamente, las fuentes eran de 16 mm de longitud activa y de entre 10 y 15 mg de radio. La actividad total utilizada era una de las más bajas de las usadas en estos tipos de tratamiento y requería una

duración de la aplicación de unos 6 u 8 días. La relación entre la actividad total de las fuentes uterinas y la de las fuentes vaginales solía ser 1:1, aunque se admitían variaciones entre 0,66 y 1,5.

El Sistema de Manchester

Concebido por Paterson y Parker en 1934, está pensado para administrar una dosis absorbida constante a unos puntos bien definidos cercanos al cérvix, sin tener en cuenta las variaciones de forma y tamaño del útero y la vagina. En el Sistema de Manchester, una aplicación viene especificada en términos de “dosis” en roentgen, dada a unos puntos específicos llamados A y B. En el Sistema de Manchester clásico, el punto A se define como un punto situado a 2 cm del centro del canal del útero y 2 cm hacia arriba desde la mucosa del fondo de saco vaginal, según el eje del útero (hay dos puntos A, uno a la derecha y el otro a la izquierda). El punto B está situado sobre el eje transversal que pasa por los puntos A, y a 5 cm de la línea media entre ambos. (uno a la derecha y otro a la izquierda). Pero esta definición fue posteriormente modificada por Tod y Meredith y el punto A del Sistema de Manchester es aun actualmente un punto situado lateralmente a 2 cm de la sonda uterina y a 2 cm en dirección craneal desde un plano perpendicular a esta sonda en su extremo inferior. Este punto está ligado pues, a la geometría de las fuentes y no a la anatomía como era en un principio.

En el Sistema de Manchester, el punto A no está considerado como un punto de especificación de la dosis tumoral, sino más bien, una referencia en la cual la dosis absorbida no debe superar unos límites dados correspondientes a la tolerancia de los tejidos sanos. El sistema define el número de fuentes que hay que utilizar, sus actividades, y el tiempo de duración de la aplicación para no sobrepasar estos límites de tolerancia. Típicamente, la carga del aplicador intrauterino varía generalmente entre 20 y 35 mg de radio y la de los vaginales entre 15 y 25 mg cada uno. Un tratamiento que administre 8000 R al punto A dura unas 140 horas.

Los puntos A y B son todavía ampliamente usados en todo el mundo, aunque no todos los centros los interpretan de la misma manera: algunos los refieren a la anatomía y otros a la

geometría de las fuentes. Además, con el tiempo, y para numerosos usuarios, el punto A se ha convertido en el punto de especificación de la dosis absorbida tumoral, lo que cambia completamente la filosofía inicial del sistema sobre la concepción de este punto.

Por todas estas razones, las diferentes maneras de definir los puntos A, dan como resultado diferentes valores del cálculo de la dosis absorbida en estos puntos, y, puesto que este valor es usado como dosis absorbida prescrita, para calcular el tiempo de duración de una aplicación se obtendrán distintos valores dependiendo de la definición empleada.

Adaptación a los nuevos radio nucleídos y sistemas de carga diferida.

El paso a HDR. Recomendaciones de la AB (American Brachytherapy Society)

Como ya se ha dicho anteriormente, la aparición de nuevas fuentes de alta actividad juntamente con los avances en los aparatos proyectores automáticos de fuentes, ha hecho que la Braquiterapia de alta tasa vaya ganando terreno también en Ginecología.

La Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS), encarga de un grupo de trabajo la elaboración de unas normas para la utilización de la HDR para el tratamiento del carcinoma de cérvix. Después de describir las ventajas y los inconvenientes de los tratamientos de Braquiterapia tanto para la HDR como la LDR, da unas recomendaciones

Generales para el tratamiento del carcinoma de cérvix que abarcan desde las de quimioterapia hasta las dosis absorbidas y los intervalos de tratamiento para la Radioterapia externa y la Braquiterapia

En cuanto a las técnicas de implantación da las siguientes recomendaciones:

- Se recomienda el uso de múltiples aplicaciones HDR para conseguir que con la reducción tumoral se obtenga una mayor cobertura del tumor en cada una de ellas.
- Los aplicadores se deberán ajustar en cada fracción si se observan deficiencias en la inserción inicial.
- Se recomienda realizar la inserción con ayuda de ultrasonidos o fluoroscopia, sobre todo en pacientes con anatomía alterada, debido al alto riesgo de perforación uterina por el pequeño tamaño de las sondas.

- Escoger el tamaño y la forma de los aplicadores que mejor se adapten a la anatomía.
- Se recomienda la colocación de marcadores radiopacos para identificar la posición del cérvix y determinar la relación entre los aplicadores vaginales y el mismo.
- Se recomienda desplazar la vejiga y el recto lejos del aplicador, así como el uso de algún sistema externo de fijación para prevenir cualquier movimiento de los aplicadores.
- Obtener radiografías de buena calidad para la realización de la dosimetría en cada fracción y procurar minimizar los movimientos de los pacientes en los desplazamientos necesarios entre el quirófano, simulador y la habitación.
- La ABS recomienda que el tratamiento se realice en la misma posición en la que se han tomado las radiografías de simulación.

Especificación de la dosis absorbida.

Idealmente, la dosis absorbida debería ser prescrita a un “volumen blanco” individualizado para cada paciente. Sin embargo, se continúa usando ampliamente los puntos A del sistema de Manchester como puntos de prescripción de dosis absorbida. Los puntos A, muy a menudo quedan situados en una zona de alto gradiente de dosis absorbida, y por lo tanto, pacientes con ligeras diferencias en la aplicación pueden recibir dosis absorbidas significativamente distintas. Por lo tanto, el punto de especificación de dosis absorbida debería estar situado en una zona en donde las curvas de isodosis aparezcan paralelas al “tándem” uterino, más lejos de los ovoides. Por eso, la ABS recomienda un nuevo punto para la prescripción de la dosis absorbida, al que llama “punto H”, para diferenciarlo de cualquier otra definición de punto A.

Situación del punto H en dos aplicaciones ginecológicas con sonda intrauterina. a) con ovoides. b) con anillo.

La localización del punto H en una aplicación con ovoides y sonda intrauterina, se realiza de la siguiente manera: se traza una línea que une los puntos medios de los ovoides y desde la intersección de esta línea con la sonda intrauterina, desplazarse en dirección craneal 2 cm más el radio de los ovoides y 2 cm en dirección perpendicular a la sonda en sentido lateral.

La localización del punto H se realiza de modo similar para otros tipos de aplicaciones.

Optimización

Conseguir una buena distribución de dosis absorbida en Braquiterapia de alta tasa de dosis, requiere por una parte que se haya realizado una buena inserción de los aplicadores y por la otra obtener una buena optimización. Para una buena optimización se requiere un número suficiente de puntos de definición de dosis absorbida para que el algoritmo de optimización pueda obtener una buena distribución de ella. En la figura 26 se muestra la colocación de los puntos de optimización para un tratamiento de carcinoma de cérvix.

En la colocación de los puntos para optimizar la distribución de dosis absorbida. El documento de la ABS. sugiere unas reglas de colocación de los puntos de optimización para conseguir distribuciones de dosis absorbida bien optimizadas. Una mala optimización es siempre peor que una distribución no optimizada.

Cálculo de la dosis absorbida en estructuras anatómicas de interés.

La localización de los puntos de dosis máxima de vejiga y recto, tal como se definen en el informe 38 de ICRU (ICRU 1985), no puede garantizar que realmente sean los puntos que reciben la máxima dosis absorbida en estas estructuras. El conocimiento de la dosis absorbida en estas estructuras es muy importante, puesto que las complicaciones de los tratamientos pueden probablemente relacionarse con la irradiación excesiva de las paredes de estos órganos.

La única manera de poder valorar con exactitud la dosis absorbida realmente administrada es mediante un cálculo de dosis 3D sobre una anatomía basada en imágenes TC / RM, aunque esta posibilidad no esté por el momento al abasto de muchos centros que realizan Braquiterapia HDR.

Mientras las posibilidades de realizar este tipo de dosimetría no estén más extendidas, la ABS hace las siguientes recomendaciones:

- Procurar que la dosis absorbida en los “puntos nominales” de vejiga y recto sea siempre menor que el 80% de la dosis absorbida en el punto H.

- “Puntos nominales” de vejiga y recto: esencialmente se pueden usar los mismos puntos que recomienda el informe 38 de ICRU (ICRU 1985), con pequeñas modificaciones en algunos casos. En cuanto al recto, menciona la utilización de contraste muy diluido y aire para localizar la pared rectal anterior, y propone el cálculo de dosis absorbida en varios puntos de la misma. En cambio, desaconseja el uso de sondas rectales con marcadores radiopacos.

- Ganglios linfáticos: aunque la dosis absorbida que reciben los ganglios linfáticos en un tratamiento con Braquiterapia es siempre mucho menor que la que reciben con Radioterapia externa, esta debe constar siempre en los tratamientos combinados. Recomienda que se calcule la dosis absorbida en los puntos de pared pélvica definidos en el informe 38 de ICRU (ICRU 1985), y en cambio dice que no hace falta calcularla en ningún otro punto de ganglios linfáticos.

Desaconseja usar la dosis absorbida en el punto B del sistema de Manchester como representativo de la dosis absorbida en las cadenas ganglionares.

Control de calidad

Puesto que todos los procesos involucrados en los tratamientos con HDR son más rápidos que los correspondientes en LDR, la posibilidad de errores aumenta. De ahí deriva la importancia de diseñar un buen programa de control de calidad, más estricto si cabe que para LDR. La ABS recomienda seguir las guías marcadas en el Task Group 59 de la AAPM, dedicado específicamente a la Braquiterapia HDR.

Recomendaciones sobre la dosis absorbida

En los tratamientos combinados de Radioterapia externa y Braquiterapia HDR, el objetivo es administrar al punto A (o punto H) una dosis absorbida equivalente a 80-85 Gy con LDR en los estadios precoces, y hasta 85-90 Gy en los estadios avanzados.

Las dosis absorbidas administradas con HDR pueden obtenerse “convirtiendo” las dosis absorbidas LDR a dosis equivalentes mediante el modelolineal-cuadrático. La ABS publica

unas tablas con valores posibles de dosis absorbida de Radioterapia externa y número de fracciones y dosis absorbida por fracción para el tratamiento con HDR.

Especificación de dosis absorbida y volúmenes en Braquiterapia

Dada la diversidad de sistemas de dosimetría existentes, la ambigüedad de las definiciones y usos por parte de quienes los utilizan, y sobre todo, la aparición de nuevas legislaciones en radio protección que recomiendan fuertemente el uso de los nuevos radionúclidos (192Ir, 137Cs, etc.), en detrimento del 226Ra (prohibido en España y en la mayoría de los países), hace que exista una gran variedad de maneras de hacer estos implantes y de especificar las dosis absorbidas, incluso dentro de los usuarios de un mismo sistema. Por otra parte, la introducción de los ordenadores para hacer los cálculos dosimétricos de rutina, hace que se puedan obtener distribuciones de dosis absorbida en cualquier plano del espacio, en puntos de interés anatómico bien definidos, etc., y por lo tanto el cálculo de la dosis absorbida en puntos fijos (como el A y el B del Sistema de Manchester, p.ej.), pierde relevancia. Por todo ello, ya en 1975, en la “11ª Reunión del Grupo Europeo de Curiterapia” celebrada en Cap Sa Sal (Girona), se apuntó la necesidad de establecer un “lenguaje común en Braquiterapia ginecológica”, proponiendo un conjunto de puntos de cálculo de dosis absorbida y la elección de un “volumen de referencia”. Todos los esfuerzos realizados en este sentido culminaron en 1985 con la aparición del informe 38 de ICRU (ICRU 1985).

Más recientemente, las posibilidades de las nuevas modalidades de imagen TC, RM, PET, se adoptan cada vez más en la práctica clínica y abren nuevos horizontes también en el caso de la Braquiterapia. En estos momentos, la Braquiterapia ginecológica 3D, basada en imágenes de TC o RM es una realidad en los sistemas de planificación de comercialización más reciente. Por otra parte, la RM se ha revelado como la modalidad de elección para la visualización y valoración de la anatomía ginecológica, muy superior a la que puede ofrecer la TC, o la simple exploración clínica. Para entrar en esta nueva etapa, el GEC (Grupo Europeo de Curiterapia) y la ESTRO (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology) impulsan la formación de un grupo de trabajo: (GYN) GEC-ESTRO en el año

2000, para definir los nuevos términos y conceptos relacionados con el nuevo campo de la(Haie-Meder y cols. 2005; Pötter y cols. 2006).

En cuanto a la Braquiterapia intersticial, la aparición de las nuevas fuentes de alta tasa de dosis y la posibilidad de dosimetría 3D con potentes algoritmos de optimización de dosis y localización de fuentes, hace que los cálculos basados estrictamente en el Sistema de Paris, pierdan protagonismo. En este contexto, y con un claro intento de consenso entre las definiciones clásicas del Sistema de París, las nuevas posibilidades de la HDR, la dosimetría 3D y la escuela americana de Braquiterapia, aparece el informe 58 de ICRU (ICRU 1997).

Sin embargo, las recomendaciones ICRU, NO implican en ningún caso, ni cambios en la metodología de cálculo, ni en la especificación de la dosis absorbida, ni en los sistemas de implantación usados por cada usuario, sino que su única finalidad es: desarrollar un lenguaje común basado en conceptos ya existentes. En esta línea, los documentos ICRU relativos a la Braquiterapia, adoptan la misma terminología para la especificación de dosis y volúmenes que la definida en los documentos ICRU relativos a la Radioterapia externa (ICRU 1978; ICRU 1993).

Definiciones y conceptos que debemos conocer:

El volumen blanco: ha de contener todos los tejidos que han de ser irradiados con una dosis absorbida especificada. En situaciones especiales, puede haber más de un volumen blanco. Los distintos volúmenes han de describirse siempre independientemente de la distribución de dosis absorbida, en términos de anatomía de la paciente y volumen tumoral.

El volumen de tratamiento: se define como el volumen contenido en una determinada superficie de isodosis, seleccionada por el radioterapeuta, que englobe por lo menos todo el volumen blanco. En terapia intracavitaria no es posible expresar el valor de esta superficie de isodosis como un porcentaje de la dosis absorbida en un punto determinado dentro del volumen de tratamiento, como se hace en Radioterapia externa, debido al importante gradiente de dosis absorbida que existe siempre en su interior.

El volumen de referencia: se define como el volumen incluido dentro de la isodosis de referencia. Para facilitar intercomparaciones de tratamientos entre distintos centros, es necesario ponerse de acuerdo sobre el valor o nivel de esta isodosis de referencia.

El volumen irradiado, es aquel volumen, siempre mayor que el volumen de tratamiento, que recibe una dosis absorbida considerada significativa con relación a la tolerancia de los tejidos.

Descripción de la técnica

- Las fuentes: radionucleido, actividad, filtración, etc.
- Simulación de fuentes lineales:
- Conjunto de fuentes puntuales.
- Fuente móvil: tipo de movimiento, unidireccional u oscilante, rango del movimiento, etc.
- El aplicador: rígido o no, curvatura fija o no, número de fuentes vaginales, conexiones con la fuente uterina, etc.

Descripción del volumen de referencia

a) Nivel de dosis absorbida.

Para la terapia clásica de baja tasa de dosis, se acepta un nivel de dosis absorbida de 60 Gy para la isodosis de referencia. Cuando la terapia intracavitaria se combina con la Radioterapia externa, hay que elegir otro valor de la isodosis de referencia que sea la diferencia entre los 60 Gy totales y la dosis absorbida que se haya administrado con la Radioterapia externa. Por ej. en el caso en que una paciente haya recibido 40 Gy en toda la pelvis con Radioterapia externa, la isodosis de referencia del tratamiento endocavitario ha de ser: $60 \text{ Gy} - 40 \text{ Gy} = 20 \text{ Gy}$

b) Volumen de referencia: descripción del volumen en forma de pera (Figura 27).

Representación tridimensional de la superficie de isodosis 60 Gy en una aplicación endocavitaria. Cuando se combinan las fuentes vaginales con una sonda intrauterina, el volumen de referencia presenta una forma de pera, cuyo eje longitudinal coincide con la

dirección de la sonda uterina. Este volumen de referencia se define mediante tres dimensiones:

La altura: es la dimensión máxima a lo largo de la dirección de la sonda intrauterina, y se mide en el plano frontal oblicuo que contiene la sonda intrauterina

Geometría para la medida de las dimensiones de la isodosis 60 Gy, en una aplicación endocavitaria

La anchura: es la dimensión máxima perpendicular a la sonda intrauterina y medida en el mismo plano frontal oblicuo.

El espesor: es la dimensión máxima perpendicular a la sonda intrauterina, medida en el plano sagital oblicuo que contiene la fuente intrauterina

Dosis absorbida en puntos de referencia

Se propone calcular la dosis absorbida en varios puntos de referencia, cuya localización se explica para el caso en que se utilicen dos radiografías ortogonales.

No se recomienda el cálculo de la dosis absorbida en puntos cercanos a las fuentes y relativos a las mismas, puesto que es una zona de alto gradiente de dosis absorbida y alta imprecisión en el cálculo. Se proponen en cambio:

a) Puntos de referencia relativamente cercanos a las fuentes y referidos a los órganos críticos:

- Punto de referencia de vejiga. Se obtiene en la radiografía A-P en el punto medio del balón de la sonda de Foley que se ha colocado a la paciente en el momento de la aplicación y que se ha empujado lo más hacia abajo posible en el momento de hacer las radiografías. En la placa LAT, el punto es tomado en la superficie posterior del balón sobre una línea antero-posterior dibujada desde el centro del mismo
- -Punto de referencia de recto. Se obtiene en la radiografía LAT a partir de una línea dibujada en sentido antero-posterior desde el extremo más bajo de la sonda intrauterina (o desde la mitad de las fuentes vaginales), y se localiza sobre esta línea a 5 mm de la

pared posterior de la vagina. Dicha pared puede visualizarse si se usa molde vaginal bien, mediante algún sistema de visualización de las paredes con contraste radiopaco.

b) Puntos de referencia relacionados con las estructuras óseas:

El trapecio linfático de Fletcher.

En él se construye un trapecio de 12 cm de base mayor y 4 cm de base menor. Sobre sus lados no paralelos se sitúan tres puntos en cada uno, en los que la dosis absorbida es representativa de la dosis absorbida que reciben las cadenas linfáticas con la aplicación.

Definición del trapecio linfático de Fletcher

Los puntos de referencia de pared pélvica. Pueden visualizarse en las radiografías

AP y LAT (Estos puntos intentan ser representativos de la dosis absorbida en la parte distal de los parámetros y los ganglios linfáticos obturadores. Placa AP Placa LAT

Determinación de los puntos de pared pélvica

Definición del volumen de referencia 60 Gy en situaciones especiales

- Una sola fuente lineal.
- Fuentes vaginales solamente.
- Aplicadores rígidos.
- “Packing” uterino.

Modelos dosis-tiempo

Aunque admite que no se conocen suficientemente los efectos radiobiológicos de las distintas tasas de dosis absorbida sobre los tejidos, recomienda que no se aplique ningún factor de corrección para las distintas tasas. Sin embargo, recomienda que en el informe se haga constar siempre la duración de la aplicación, y si se han realizado diversas aplicaciones, debe constar la duración de cada una de ellas y el intervalo entre las mismas. Así mismo, en los casos en los que se ha combinado con Radioterapia externa, ha de constar el esquema completo del tiempo del tratamiento global.

puesto que existen siempre altos gradientes de dosis absorbida en las aplicaciones de Braquiterapia, la especificación de la dosis absorbida en unos puntos de referencia concretos no es significativa de la dosis absorbida del “volumen blanco”. Por eso no recomienda el mismo procedimiento que en Radioterapia externa (ICRU 1978). Así pues, la especificación de las dosis en un implante de Braquiterapia ginecológica ha de seguir las siguientes recomendaciones:

- Descripción completa de la técnica usada.
- Cálculo del kerma de referencia en aire total (TRAK).
- Descripción del volumen de referencia.
- Nivel de dosis (si no es 60 Gy).
- Dimensiones del volumen de referencia.

Dosis absorbida en los puntos de referencia:

- Vejiga
- Recto
- Trapecio linfático
- Puntos de pared pélvica
- Descripción completa del esquema dosis-tiempo.⁶¹

⁶¹ JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física medica” VOL.5, Sociedad española de física medica

11. DIFERENCIAS ENTRE BRAQUITERAPIA LDR Y HDR

Las diferencias en la radiobiología entre la braquiterapia con LDR y con HDR se basa en el efecto dosis-ritmo. Conforme aumenta la velocidad de la dosis, hay: 1) menor supervivencia celular del tumor y los tejidos normales de respuesta temprana por la falta de reparación de la lesión hística, y 2) mayor daño a los tejidos normales de respuesta tardía. Por lo tanto, para evitar las complicaciones tardías, el número de fracciones se aumenta de una o dos en la braquiterapia de LDR hasta tres a seis con HDR. Además, la dosis total aplicada con braquiterapia HDR al cuello uterino es menor que la empleada con LDR (Nag, 2000). Esta dosis se divide en fracciones breves que evitan la hospitalización prolongada de la paciente, y reduce la inmovilidad y fenómenos tromboembólicos. El análisis a largo plazo no muestra diferencias marcadas en el control tumoral local ni en las complicaciones tardías en las pacientes con cáncer cervicouterino tratado con braquiterapia HDR o LDR.⁶²

⁶²WILLIAM'S GINECOLOGIA, JOHN O, SHORGE MD y Collaborators,(2009).
Departamento de Obstetricia y Ginecología Universidad del Sureste de Texas, Centro Médico de Dallas

Capitulo III

Operacionalización de Variables

OBJETIVOS ESPECÍFICOS	VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADORES	VALORES
<p>Sistematizar el proceso desarrollado en la aplicación de la técnica de braquíptera con alta tasa de dosis y las funciones del grupo multidisciplinario que lo realiza para la elaboración de un manual.</p>	<p>Proceso desarrollado en la nueva técnica de braquiterapia con alta tasa de dosis</p>	<p>Sucesión de actos o pasos que desarrolla una persona, según su profesión, rol u oficio aplicadas con un orden lógico y sistemático que tienen como finalidad alcanzar un objetivo.</p>	<p>Pasos que se desarrollan en la ejecución del tratamiento por parte del grupo multidisciplinario para la implementación de la braquiterapia de alta tasa de dosis en las pacientes con cáncer cérvico uterino del hospital médico quirúrgico y oncológico del servicio de radioterapia según las funciones que desempeñan dentro del proceso.</p>	<p>Preguntas al grupo multidisciplinario</p>	<p>Conocimientos del proceso para la aplicación de la técnica:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Anatomía general del cuerpo humano • Procesos de radioterapia • Protección radiológica • Prevención de accidentes laborales radiológicos • Trato y manejo en el posicionamiento del paciente y los accesorios de inmovilización.

				<p>Observación/ Preguntas al grupo multidisciplinario y Observación de sus funciones dentro del proceso</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Medico Radio oncólogo según sus competencias • Licenciado Físico Médico según sus competencias • Licenciado en Radiología e Imágenes según sus competencias • Licenciado en enfermería según sus competencias • Licenciado en anestesiología e Inhaloterapia según competencias
--	--	--	--	---	---

OBJETIVOS ESPECÍFICOS	VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADORES	VALORES
Investigar la incidencia del Cáncer Cervico Uterino en las pacientes atendidas en el servicio de radioterapia sometidas a braquiterapia de alta tasa de dosis en el Hospital Médico Quirúrgico Y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.	Incidencia de Cáncer cérvico uterino	Número de casos nuevos o repetitivos de una enfermedad en una población determinada.	Casos nuevos de pacientes diagnosticadas con cáncer cérvico uterino atendidas en el servicio de radioterapia sometidas a braquiterapia de alta tasa de dosis, en el Hospital Médico Quirúrgico Y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.	Hoja de censo estadístico del servicio de radioterapia. Calendarización de citas de las pacientes que serán sometidas a braquiterapia de alta tasa de dosis.	Número de casos nuevos <ul style="list-style-type: none"> • Cuadro de registro de pacientes que finalizan su teleterapia • Cuadro de registro de las pacientes sin teleterapia previa • Pacientes con preparación previa para evaluación médica para la selección • Pacientes que no fueron seleccionadas • Pacientes seleccionadas

OBJETIVOS ESPECÍFICOS	VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADORES	VALORES
Conocer los parámetros clínicos y dosimétricos que determinan la elección de la técnica de Braquiterapia de alta dosis.	Parámetros Clínicos, Dosimétricos	Conjunto de criterios o estatutos que establecen la elección de una determinada actividad o técnica a utilizar.	Conjunto de criterios que determina el Radiooncólogo a través de una evaluación clínica, en la selección de las pacientes que pueden ser electas para la aplicación de la técnica de braquiterapia de alta tasa de dosis.	Observación de parámetros Clínicos	Parámetros Clínicos a) Médicos: <ul style="list-style-type: none"> • Preparación previa • Examen físico • Tacto vaginal (evalúa resequedad vaginal, tamaño de la vagina y útero) • Evaluación de la etapa del tumor • Morbilidad de la paciente • Exámenes Médicos (Electrocardiograma, exámenes de laboratorio). b) Técnicos: <ul style="list-style-type: none"> • Distancia del tumor a otros órganos (Vejiga, recto) • Tamaño de la vagina y útero. • Sistemas anatómicamente aceptables.

					<ul style="list-style-type: none"> • Sistema Fletcher o Sistema de Cilindro
				Dosimétricos	<p>a) Técnicos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Distancia del tumor a otros órganos (Vejiga, recto) • Tamaño de la vagina y útero. • Sistemas anatómicamente aceptables. <p>b) Dosimétricos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Determinación de dosis (en Gy) basados en el sistema Manchester. • Fuentes a utilizar. • Sistema Manchester • Iridio192.

Capitulo IV

Diseño

Metodológico

DISEÑO METODOLOGICO

TIPO DE ESTUDIO.

Esta investigación fue de tipo descriptiva de acuerdo a la capacidad de análisis de las variables debido a que se logro describir el proceso de la administración del tratamiento de la braquiterapia de alta tasa de dosis en las pacientes con cáncer cervico uterino que son seleccionadas para la administración del tratamiento de acuerdo a los parámetros clínicos y dosimétricos que el médico establece el tratamiento.

➤ Transversal

Según el periodo de la secuencia del estudio se definió de tipo trasversal debido a que se estudiaron las variables simultáneamente, que se refirieron al proceso de la administración del tratamiento de la braquiterapia de alta tasa de dosis en las pacientes con cáncer cervico uterino. Es decir que se realizó un corte en el tiempo para la investigación, ya que se llevó a cabo en el periodo de Febrero a Julio del año 2017.

➤ Prospectiva

Según la ocurrencia de los hechos y la recolección de la información, la investigación fue de tipo prospectiva debido a que los datos fueron recolectados a la medida que sucedieron los hechos.

ÁREA DE ESTUDIO

Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social ubicados en:

- HOSPITAL MEDICO QUIRURGICO Y ONCOLOGICO Alameda Juan Pablo II
25 Y 27 Av.Nte. S.S

➤ **UNIVERSO Y MUESTRA**

Como universo fue el equipo multidisciplinario que son Médicos Oncólogos, Físicos, Licenciados en Radiología e Imágenes que laboran en el departamento de radioterapia en el Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social y las pacientes que se les realizó el procedimiento de braquiterapia de alta tasa de dosis, la muestra fueron todos aquellos y aquellas profesionales que son parte del equipo multidisciplinario que se encontraron laborando en el momento que fue ejecutada la encuesta y las pacientes que se les realizó el procedimiento de acuerdo a la conveniencia de las investigadoras y de los profesionales que se encuentran trabajando en el área de radioterapia.

MÉTODOS, TÉCNICAS E INSTRUMENTOS PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS.

➤ **MÉTODOS**

Los métodos que se utilizaron para realizar la recolección de la información fue el método científico y el estadístico.

➤ **TÉCNICAS**

Las técnicas que se utilizaron fueron:

- La Entrevista
- La Observación

➤ **INSTRUMENTOS**

- Guía de Entrevista
- Guía de Observación

PLAN DE RECOLECCION DE DATOS.

➤ RECOLECCION DE DATOS.

Después de validar los instrumentos de la recolección de datos se procedió a tener una reunión con el jefe del departamento de radioterapia del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, para confirmar los días en que se llevo acabo la recolección de la información, los datos fueron obtenidos en tres jornadas de 7:00 am a 12:00 medio dia, donde no se interferirio en las actividades de los médicos y profesionales en radiologia, para posteriormente darle respuesta a la encuesta, el grupo investigador procedio a administrarle la guía de observación.

PLAN DE TABULACION Y ANALISIS DE DATOS

➤ TABULACIÓN Y ANALISIS DE LOS DATOS.

Después de recolectar los datos se procedio alo que es la tabulación y graficación de los mismos. Los resultados fueron presentados en tablas simples para obtener una mejor interpretación, estos se presentaron en gráficos de barras tanto para la tabulación y para la elaboración de las gráficas se hizo uso de los programas de Microsoft Word y Excel. Posteriormente se elaboraron las conclusiones y recomendaciones.

CAPITULO V

Análisis e

Interpretación

de Resultados

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN

Partiendo de la información recolectada mediante la encuesta y la guía de observación el grupo investigador presenta los siguientes resultados.

Para la sistematización del proceso desarrollado, en la aplicación de la técnica de Braquiterapia con alta tasa de dosis y las funciones del grupo multidisciplinario.

Se expone lo siguiente:

Datos generales

TABLA 1: Género del personal que participa en el proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis en el departamento de radioterapia

Cargo	Sexo		Frecuencia	Porcentaje
	Femenino	Masculino		
Licenciado en Anestesiología e Inhaloterapia		2	2	20%
Licenciada en enfermería	2		2	20%
Médico Radioncologo		2	2	20%
Radioterapista		2	2	20%
Físico Médico		2	2	20%
Total	2	8	10	100%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LA TABLA 1. En la tabla se puede observar que el grupo multidisciplinario dentro del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis está conformado por la participación de 2 enfermeras, de género femenino 2 Médicos Radioncologo, 2 radioterapitas, 2 físicos, 2 anesistiólogos, todos ellos de género masculino; Por lo que se puede decir que del 100% de la población que participa en el proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis; los cuales fueron entrevistados y observados, un 80% son de género masculino, mientras que el 20% son de género femenino existiendo una participación mayor y de predominio por parte del género masculino dentro del proceso de la braquiterapia.

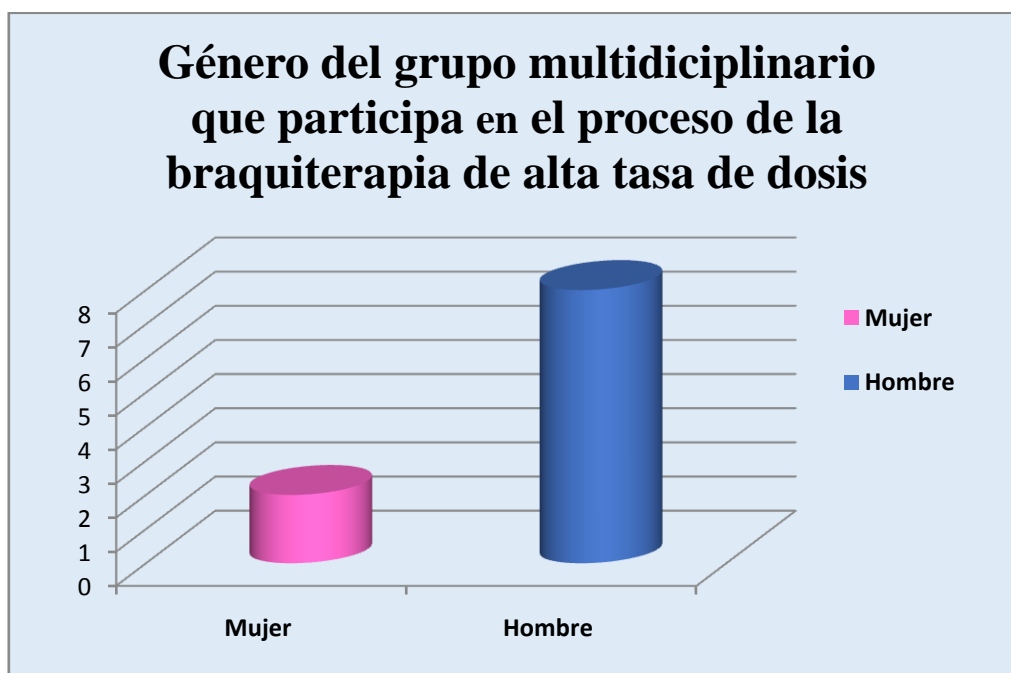


TABLA 2. Edad del personal multidisciplinario que participa en el proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.

EDAD	CARGOS	FRECUENCIA	TOTAL
30-40	-Licenciada en Enfermería -Licenciado en Anestesiología e Inhaloterapia. -Físico Médico	1 1 2	40%
41-50	-Radioterapista -Físico Médico -Médico Radioncologo -Licenciada en Enfermería	2 1 2 1	60%
51-60	Ninguno	0	0%
Total		10	100%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.

Los datos obtenidos en la tabla 2, del 100% del equipo multidisciplinario que trabaja en el procedimiento de la braquiterapia, y que formó parte de la muestra; el 60% del personal se encuentra en el rango de edad de 41 a 50 años, y el 40% entre el rango de 30 a 40 años de edad.

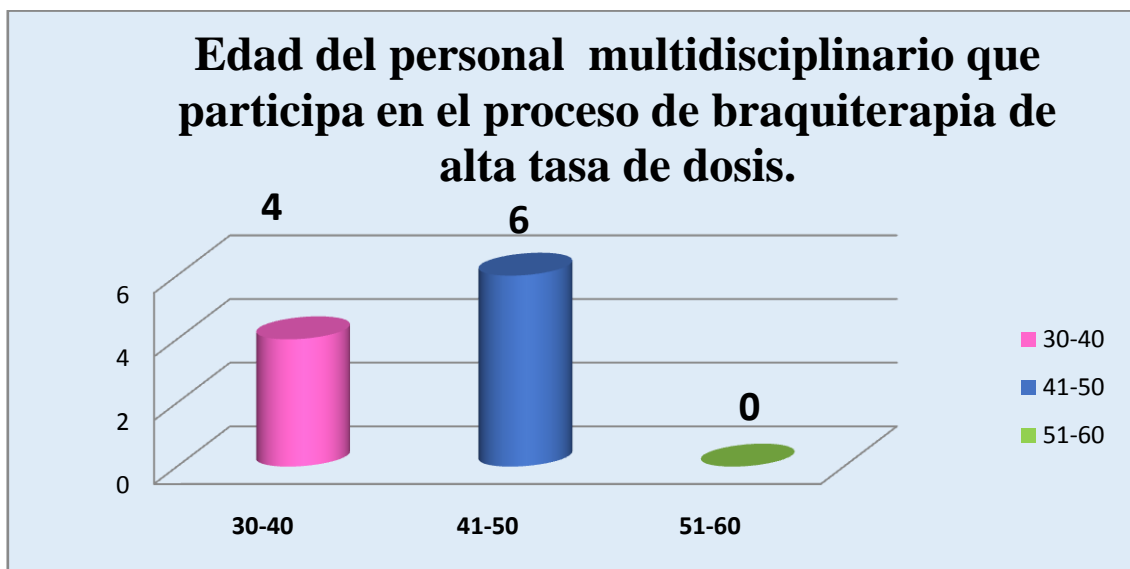


TABLA 3. Cargo que desempeña el personal multidisciplinario, en el Departamento de Radioterapia dentro del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.

CARGO	FRECUENCIA	PORCENTAJE
Licenciado en Anestesiología e Inhaloterapia	2	20%
Licenciada en Enfermería	2	20%
Medico Radioncologo	2	20%
Radioterapista	2	20%
Físico Médico	2	20%
Total	10	100%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.

En la tabla 3, se puede observar que el grupo multidisciplinario de braquiterapia de alta tasa de dosis que laboran en el turno matutino en el departamento de radioterapia, está conformado por: 2 licenciados en Anestesiología e Inhaloterapia, 2 licenciadas en enfermería, 2 médicos radioncologo, 2 radioterapistas, y 2 físicos médicos. De lo descrito anteriormente se puede decir que cada profesional que labora en el proceso de la braquiterapia, desempeña un rol muy importante en dicho procedimiento.

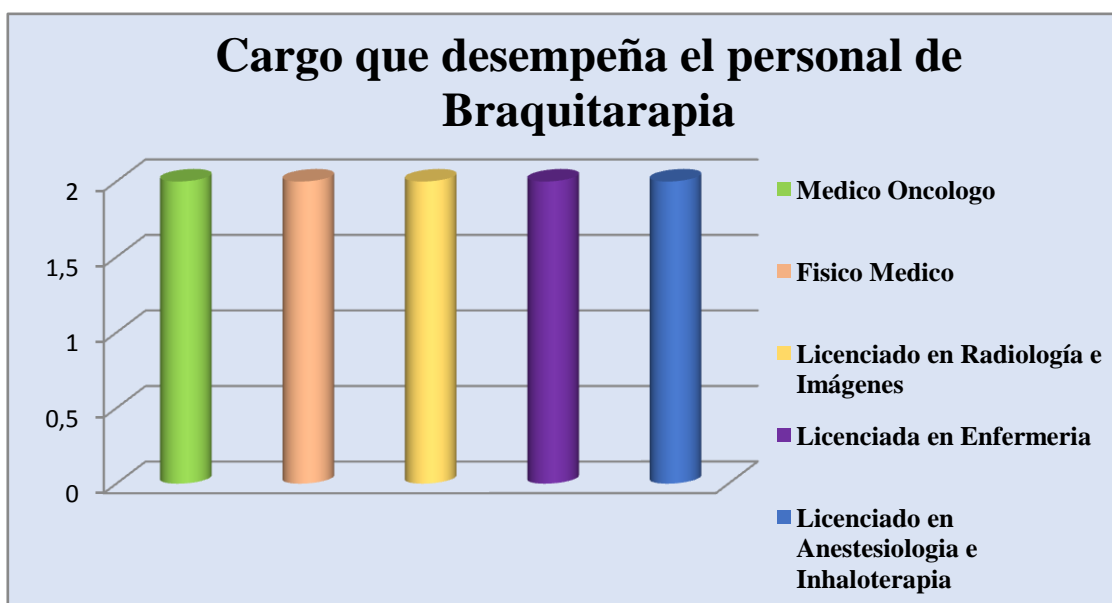


TABLA 4. Definición de braquiterapia de alta tasa de dosis, por parte del personal del grupo multidisciplinario.

CONCEPTO	PROFESIONAL QUE DIO LA DEFINICION	FRECUENCIA	PORCENTAJE
Es una modalidad de tratamiento con radiación ionizante donde la fuente radiactiva se coloca en la cercanía del tumor, la tasa de dosis es mayor a 12 CI por hora y la característica de la fuente es que posee una alta actividad específica.	-Médico Radioncologo -Físico Médico	4	40%
Proceso mediante el cual se realiza un procedimiento complejo, se introduce a nivel vaginal un Tándem o Colpostatum, para dar un tratamiento con dosis específica utilizando fuentes de IRIDIO	-Radioterapista	2	20%
Tratamiento mediante el cual se le brinda radioterapia a una paciente con menos tiempo de estancia hospitalaria (tratamiento ambulatorio), tiempos de 7-10 minutos (fuente nueva), 25-30 minutos (fuente decaída).	-Licenciado en Anestesiología e Inhaloterapia. -Licenciadas en Enfermería	4	40%
Total		10	100%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

Los datos de la tabla 4, nos muestra las siguientes definiciones de la braquiterapia: según el Médico Oncólogo y Físico se refiere al tratamiento empleado con radiaciones ionizantes que se coloca cercano al tumor, el cual comprende el 40% ; mientras que el 20% dicho por el Radioterapista haciendo referencia al proceso complejo en el que se introduce dispositivos en la vagina utilizando una dosis específica de la fuente de Iridio, y el otro 40% dijeron que es el tratamiento que se le brinda a la paciente en menos tiempo de estancia hospitalaria dado por la Enfermera y el Anestesiólogo. Por lo mencionado anteriormente el

grupo multidisciplinario definió lo que es la braquiterapia de alta tasa de dosis, según su perfil profesional y en lo que se ve involucrado en el procedimiento.

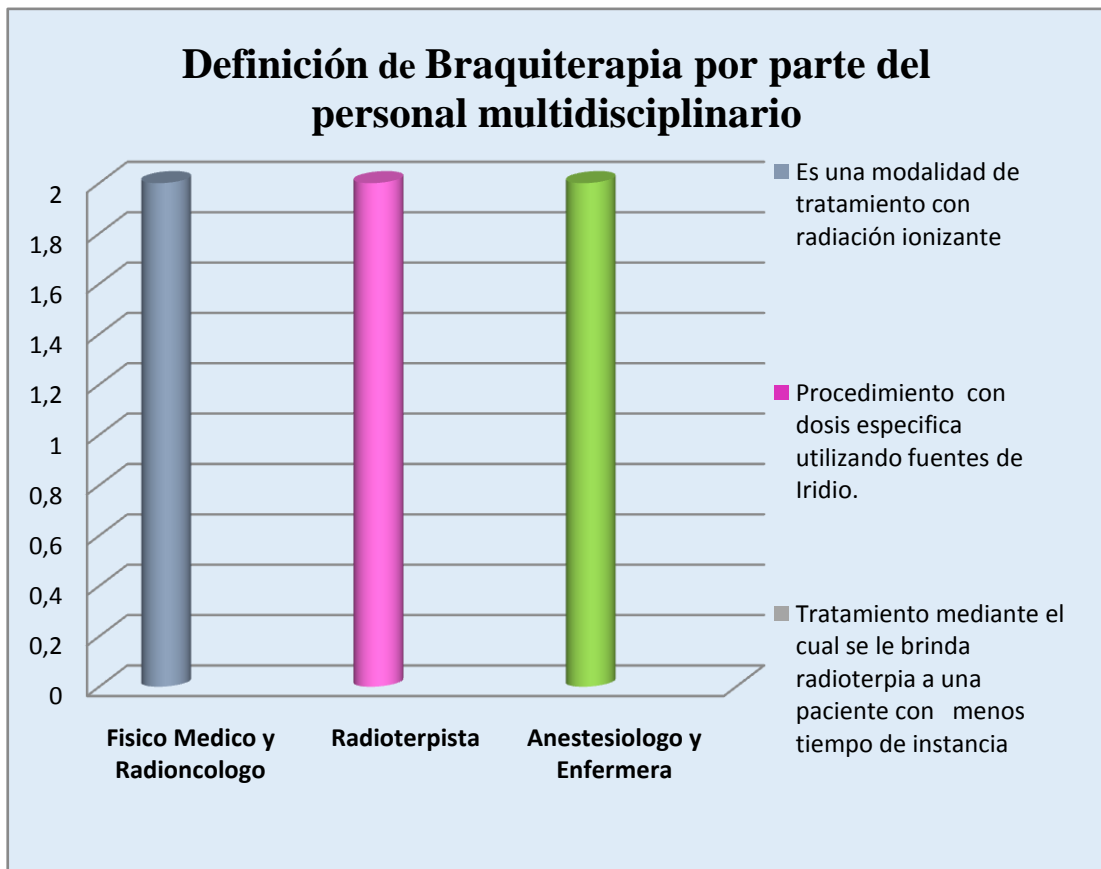


TABLA 5. Fases donde interviene el equipo multidisciplinario en el proceso de braquiterapia alta tasa de dosis.

INTERVENCION	CARGO	FRECUENCIA	PORCENTAJE
Antes	Anestesiólogo	2	20%
Durante	-Radioterapista - Anestesiólogo	2	20%
Después		0	0
Todo el Tratamiento	-Medico Radioncologo. -Físico Medico -Radioterapista -Licenciada en Enfermería	8	60%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

En la tabla 5, se muestra la intervención del grupo multidisciplinario en el proceso de la braquiterapia de alta tasa de dosis, el 60% conformado por, el medico radioncologo, físico y enfermera, participan durante todo el tratamiento, y el otro 40% siendo el radioterapista y anestesiólogo, mencionaron que intervienen antes y durante el procedimiento, es decir que el grupo multidisciplinario en su mayoría participa en todo el procedimiento de braquiterapia.

Fases donde interviene el equipo multidisciplinario en el proceso de braquitarapia alta tasa de dosis.

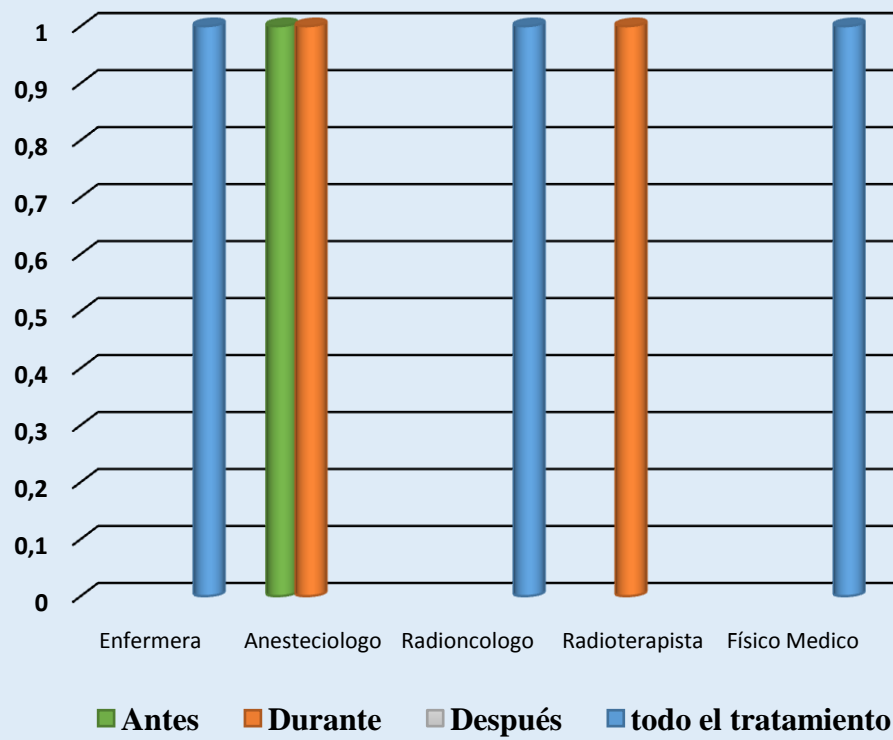


TABLA 6. Conocimientos básicos que debe de poseer el profesional de salud, que labora en el Departamento de Radioterapia para participar dentro del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.

CONOCIMIENTO BASICOS	CARGO QUE DESEMPEÑA	FRECUENCIA	PORCENTAJE
Entrenamiento en planificación de braquiterapia 3D Y 2D	-Médico radioncologo -Físico Médico	2	20%
Conocimiento de Anatomía	-Licenciada en Enfermería - Anestesiólogo	2	20%
Entrenamiento de Control de Calidad para Braquiterapia.	-Médico Radioncologo -Físico Médico	2	20%
Conocimiento de Protección Radiológica y Flujos de Emergencia	Físico Medico	2	20%
Conocimiento en Tomografía Computarizada	Radioterapista	2	20%
Ninguno	0	0	0%
Total		10	100%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.

Según los resultados de la tabla 6, los conocimientos básicos que debe de poseer el profesional que labora en el departamento de radioterapia a la hora de realizar el procedimiento de braquiterapia de alta tasa de dosis del 100% , un 20% dijo que debe poseer un entrenamiento previo en braquiterapia 2D y 3D, dicho por el médico radioncologo y Físico Médico; este último también expreso que deben tener un entrenamiento en control calidad, protección radiológica y flujos de emergencia en braquiterapia, siendo un 40 % , de la misma manera el otro 20% dijo que deben poseer conocimiento en tomografía computarizada expresado por el Radioterapista, el anestesiólogo y la enfermera también comentaron que debe de haber un manejo de anatomía siendo un 20%

Por lo tanto, se dice que todo el personal debe poseer conocimiento de los diferentes campos de la braquiterapia según su perfil profesional ya que es de mucha importancia, para así poder realizar un buen procedimiento, planificación y ejecución en el proceso, para obtener buenos resultados en la empleación del tratamiento.

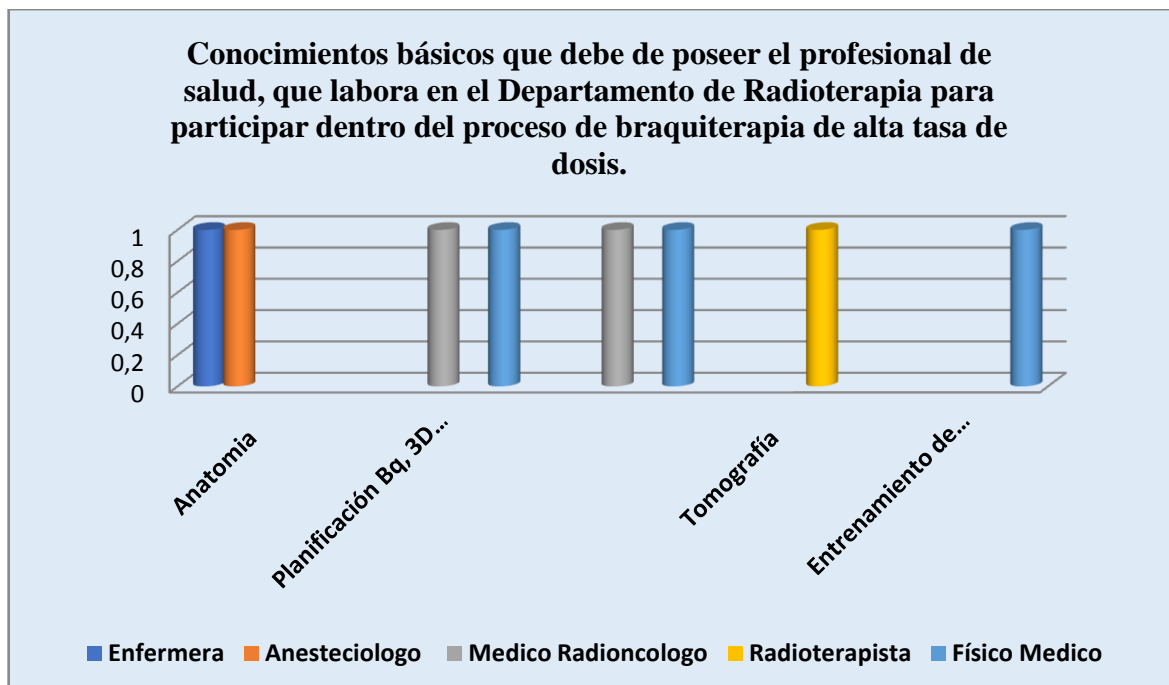


TABLA 7. Especializaciones, Maestrías o Diplomados, que tiene el profesional de salud, que labora en el departamento de Radioterapia para participar dentro del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.

Grupo multidisciplinario	Estudios Realizados			
	Especialización	Diplomados	Maestrías	Ninguno
Médico Radioncologo	Entrenamiento especializado en Clínica	Ninguna	En Física Médica	Ninguna
Licenciada en Enfermería	Ninguna	Ninguna	Ninguna	Ninguna
Licenciado en Anestesiología	Ninguna	Ninguna	Ninguna	Ninguna
Físico Médico	Entrenamiento especializado en Clínica	En braquiterapia HDR	Ninguna	Ninguna
Radioterapista	Ninguna	Ninguna	Ninguna	Ninguna

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS

En datos obtenidos en la tabla 7, presenta que de los profesionales entrevistados, el Físico médico tiene un entrenamiento especializado en clínica y un diplomado en braquiterapia HDR, el médico radioncologo tiene una maestría en físicamédica y también entrenamiento especializado en clínica, mientras que la licenciada en enfermería, el Radioterapista y licenciado en Anestesiología e Inhaloterapia comentaron no haber tomado, ni recibido ningún tipo de estudio adicional después de su profesión académica actual.

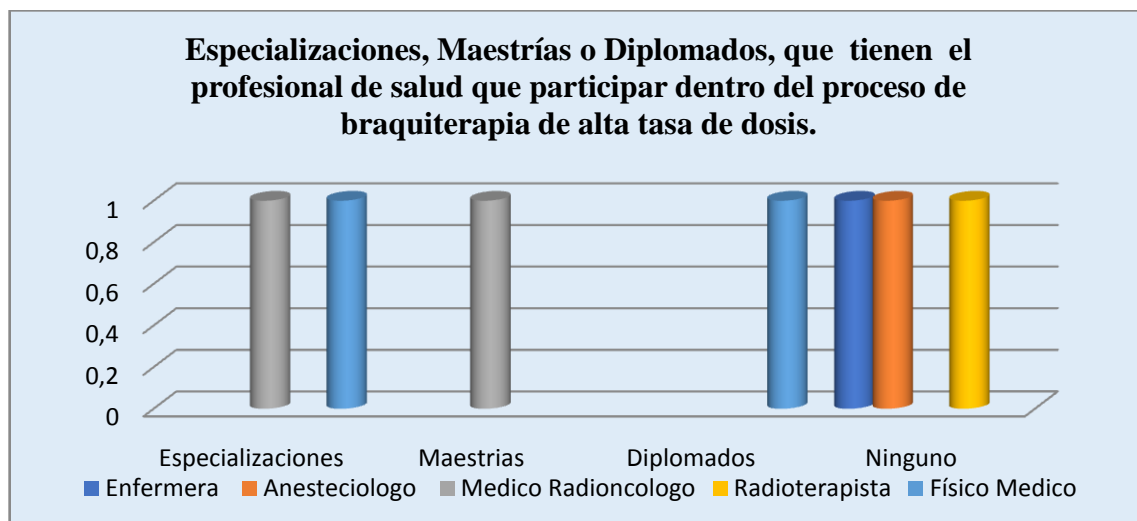


TABLA 8. Consideración de la Importancia de la participación del equipo multidisciplinario dentro del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.

PARTICIPACION	FRECUENCIA	PORCENTAJE
SI	10	100%
NO	0	0%
TOTAL	10	100%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

En los datos obtenidos en la tabla 8, se observa que el 100% del personal multidisciplinario que fue entrevistado considera de mucha importancia su participación dentro del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis. Debido a que cada profesional desempeña una función específica al momento de realizar dicho procedimiento según su perfil profesional.

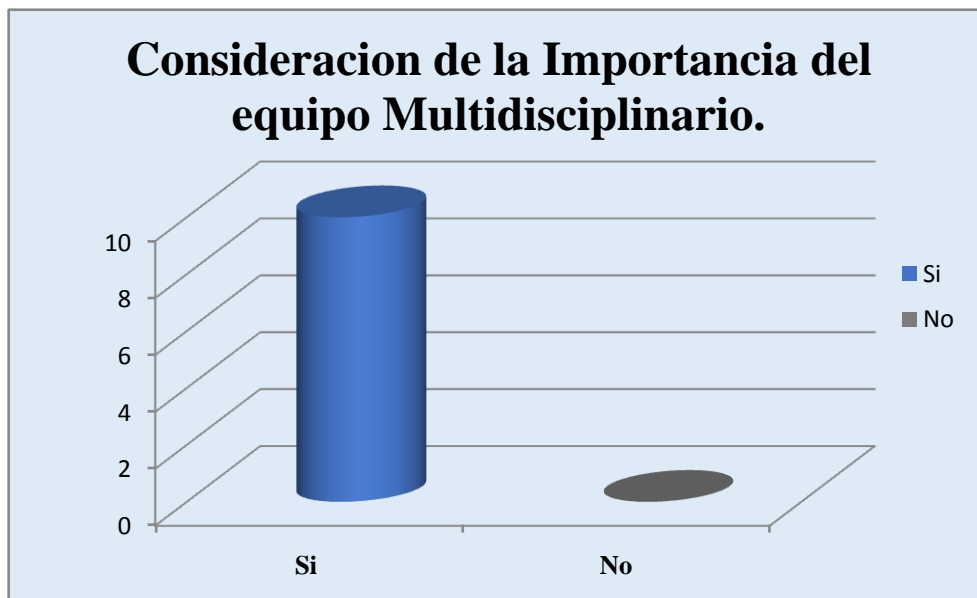


TABLA 9. Importancia de la participación del equipo multidisciplinario dentro del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.

EQUIPO MULTIDISCIPLINARIO	IMPORTANCIA	FRECUENCIA	PORCENTAJE
Médico Radioncologo	Planificación del tratamiento elección del sistema de dosis	3	30%
Licenciado en Radiología e Imágenes Licenciado en Física	Adquisición de las Imágenes de TAC, planificación de los parámetros dosimétricos	5	50%
Licenciada en Enfermería Licenciado en Anestesiología e Inhaloterapia.	Asistencia al médico y paciente, calculo en la anestesia del paciente	2	20%
	TOTAL	10	100%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

De los datos obtenidos en la tabla 9, el 50% del personal multidisciplinario conformado por el médico radioncologo, y el licenciado en física dijo que es importante su participación en el procedimiento ya que son los responsable de la planificación y cálculo de manejo de los procedimientos de emergencia; mientras que el 50% que fueron los licenciados en radiología e Imágenes y también físicos que fueron entrevistados mencionaron que son los responsables de la adquisición de imágenes de TAC para poder planificar la dosis del tratamiento y un 20% conformado por la licenciada en enfermería y el licenciado en anestesiología e Inhaloterapia son los responsables de asistir al médico y brindar los cuidados a la paciente antes y después el tratamiento.

Cada profesional que trabaja en el proceso de la braquiterapia de alta tasa de dosis, tiene una importante participación debido a que cada uno de ellos realiza las actividades asignadas de acuerdo a su cargo profesional.

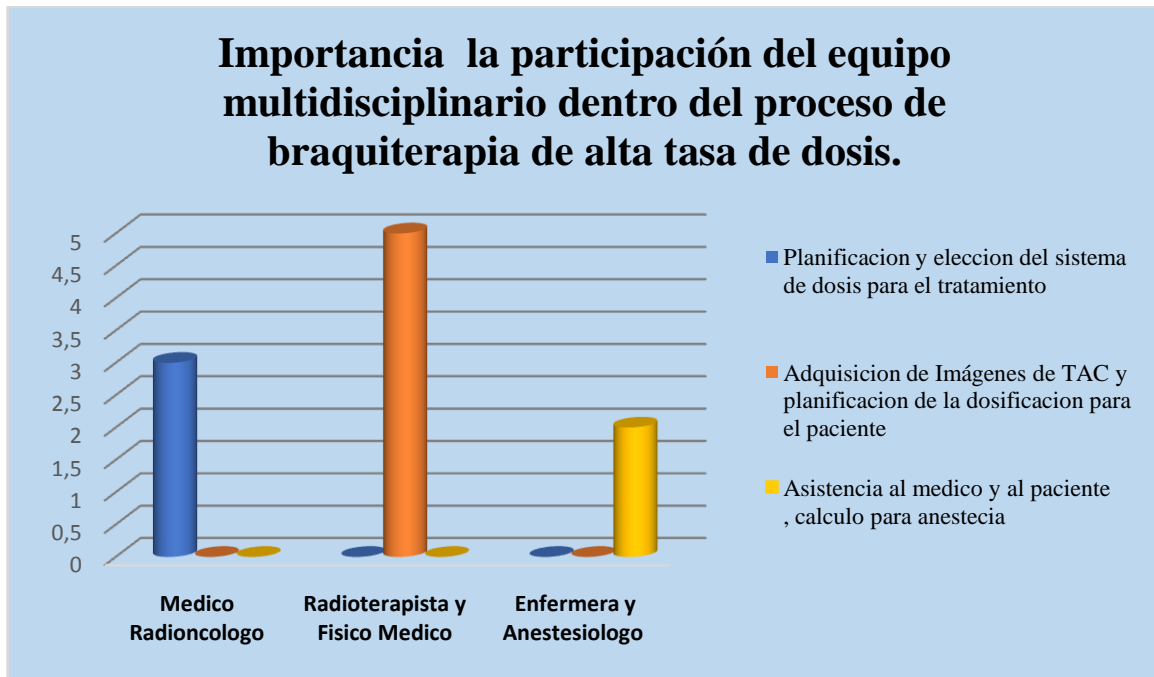


TABLA 10. Evaluación y comunicación dentro del equipo multidisciplinario en el proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.

EVALUACION DE COMUNICACION	FRECUENCIA	PORCENTAJE
MUY BUENA	6	60%
BUENA	2	20%
LIMITADA Y ESPECIFICA	0	0%
INDISPENSABLE	1	10%
CLARA Y FLUIDA	1	10%
TOTAL	10	100%

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

Los datos obtenidos en la tabla 10, muestran la opinión de los profesionales de la salud que participan en el proceso de la braquiterapia de alta tasa de dosis; el 60% dijo que existe muy buena comunicación entre ellos, mientras que el 20% menciona que su comunicación es buena, el 10% dijo que su comunicación es indispensable, y el otro 10% expresó que la comunicación de ellos es clara y fluida. Por lo mencionado anteriormente se puede concluir que es vital la comunicación y el entendimiento entre el personal que ejecuta el procedimiento de la braquiterapia.

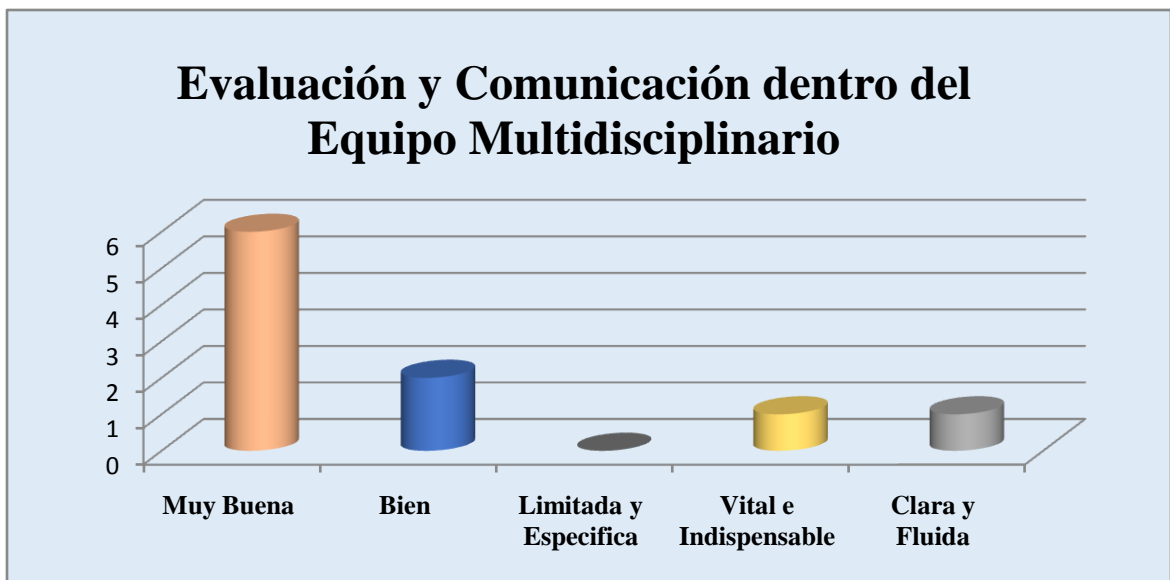


Tabla 11. Funciones del equipo multidisciplinario en el proceso de la braquiterapia HDR en el Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.

FUNCIONES DEL EQUIPO MULTIDICCIPLINARIO	
Antes de la 1° cita para sesión del tratamiento	Medico Radioncologo
Entrevista y evaluación del paciente	
-Limpieza del área y limitación del área	
-Exploración a través del tacto vaginal	
-Observación del estado de la mucosa	
Determinación de la longitud y profundidad de la vagina mediante el histerometro (para la elección del sistema de aplicación)	
Evaluación y entrevista al paciente	Enfermera
Calendarización de cita para la primera dosis del tratamiento	
Brindar preparación previa para el tratamiento. <ul style="list-style-type: none"> • Presentarse en ayunas • Con las uñas de manos y pies sin maquillaje • Llevar toalla sanitaria para después del tratamiento • Llevar acompañante 	
Antes del tratamiento	
Peso y talla de las pacientes	Enfermera
Canalización de la vena periférica	
Preparación del equipo e instrumentos que utilizara el médico <ul style="list-style-type: none"> • Tabla de inmovilización • Sistema Fletcher Suit Declos • Tándem central • Ovoide lateral derecho • Ovoide lateral izquierdo • Sistema de cilindro vaginal 	
Evaluación y entrevista al paciente	
Corroboración del ayuno en el paciente	
Verificación permeabilidad de vena	Anestesiólogo
Colocación de dispositivo para monitoreo de los signos vitales	
Verificación de los signos vitales	
Frecuencia respiratoria	
Frecuencia cardiaca	
Presencia de cianosis	
Umbral del dolor	

Durante el procedimiento de colocación	
Sedación y analgesia para lograr la mayor relajación en la paciente.	Anestesiólogo
Asiste al médico para la transferencia de los instrumentos	Enfermera
Asepsia del área con jabón yodado	Medico Radioncologo
Colocación del aplicador o sistema (dependiendo el caso y el tipo de cáncer determinado)	
Fijación del cuello con pinzas o especulo	
Corroboración de la longitud y profundidad del útero y la vagina	
Dilatación del cuello mediante la utilización de los tallos de Hegar	
Sistema Fletcher	
-Introducción del tándem central	
-Introducción del ovoide derecho	
-Introducción de ovoide izquierdo	
Sistema de Cilindro Vaginal	
Fijación del Aplicador con gasas	
Colocación de tabla de fijación	
Corroboración de datos personales de la paciente	Físico Medico
Verificación y análisis de las imágenes provenientes de la simulación	
Inicio de la planificación	
Utilización del software ECLIPSE para la delimitación del área.	
Inserción del plan al software de planificación ECLIPSE	Medico radioncologo
Utilización de software BRAQUIVISION para la determinación las unidades de dosis	Físico Medico
Delimitación del área a tratar por medio de los cortes axiales, sagitales y coronales de las imágenes adquiridas a través de la simulación.	Medico radioncologo
Verificación de la coincidencia de los puntos que se toman de referencia para la determinación de la posición y distancia que recorrerá la fuente	
Evaluación del plan de dosificación con el físico medico a través del software BRAQUIVISION	
Aprobación de la delimitación y dosificación introduciendo su contraseña	

Después del procedimiento de colocación	Radioterapista
Corroboración de datos personales de la paciente	
Maniobras de movilización de la sala de colocación al área de simulación	
Manejo y posicionamiento del paciente	
Alineación <ul style="list-style-type: none"> • Rayo vertical en la línea sagital media del cuerpo • Rayo horizontal a nivel del pubis • Rayo coronal en la línea media axilar del cuerpo • Laser superior en vertebra • Laser inferior en tercios proximales de fémur Elección de protocolos de braquiterapia a utilizar <ul style="list-style-type: none"> • Introducción de datos de la paciente. • Realización del topograma. • Determinación del FOV desde la L1 hasta los tercios proximales del fémur. • Barrido simple de 512mm. • Adquisición de corte de 3.5 mm • Reconstrucción de 1.5 mm en cortes axiales. • Corroboración de la adquisición de las imágenes. • Envío de las imágenes obtenidas al sistema VARIAN Movilización de la sala de tomografía a la sala de tratamiento	Radioterapista
Encendido del equipo GAMMAMED Colocación de las guías el revólver del equipo de braquiterapia GAMMAMED a los aplicadores Control de calidad <ul style="list-style-type: none"> • Chequeo del funcionamiento de las guías • Verificación y calibración de las fuentes • Verificación de realización de los procesos calculados de las fuentes. • Administración del plan de tratamiento y vigilancia para la prevención de riesgos radiobiológicos con las fuentes de tratamiento 	Físico Medico

Después del Tratamiento	
<ul style="list-style-type: none"> • Verificación del retorno de las fuentes al equipo • Retiro de las guías del sistema y equipo • Apagado del equipo 	Físico Medico
<ul style="list-style-type: none"> • Extracción del Sistema • Limpieza a la Paciente • Brinda indicaciones al paciente post tratamiento 	Medico Radioncologo
<ul style="list-style-type: none"> • Retira el catéterperiférico • Recoge y contabiliza los Instrumentos • Coloca el sistema en agua Jabonosa o Solución • Limpia y envía los Instrumentos para posterior esterilización 	Enfermera
<ul style="list-style-type: none"> • Brinda Indicaciones Post Tratamiento • Le pregunta a la paciente si siente mareos y le pregunta su nombre, para verificar si ella esta consiente. • Se encarga de retirar todo el sistema de monitoreo de los signos vitales. • Le describe en palabras sencillas los efectos que puede presentar durante laspróximas 2 horas. 	Anestesiólogo

Para la incidencia del Cáncer Cérvico Uterino en las pacientes atendidas en el servicio de radioterapia del Hospital Medio Quirúrgico y Oncológico del ISSS, y que son sometidas al tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis se exponen los siguientes resultados:

TABLA 11. Consolidado de pacientes con tratamiento de braquiterapiaHDR de febrero a Julio del 2017

Mes	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio
APLICACIONES						
Primera	7	7	6	4	14	8
Segunda	5	13	5	6	14	8
Tercera	4	5	8	3	14	11
Cuarta	0	0	0	0	1	0
Total, de aplicaciones	16	25	19	13	43	27
Pacientes Citadas	19	28	23	17	43	31
No asistieron	1	3	1	0	0	0
Suspendidas	2	1	3	4	0	4
Total, por mes	16	25	19	13	43	27

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

En la tabla anterior se puede observar de una manera ordenada la cantidad de pacientes sometidas a la braquiterapia HDR, que fueron atendidas en los meses de Febrero a Julio del presente año en el servicio de radioterapia en el mes de febrero hubieron 16 braquiterapias, en el mes de marzo fueron 25, en el mes de abril 19, en mayo 13, en el mes de junio 43, y en mes de julio 27, por lo que se puede decir que la incidencia total en el periodo de 6 meses es de 143 pacientes con cáncer cérvico uterino , el mes de junio fue el mes que más pacientes se atendieron con una tasa de 43 pacientes.

Consolidado de pacientes con tratamiento de braquiterapia HDR de Febrero a Julio del 2017

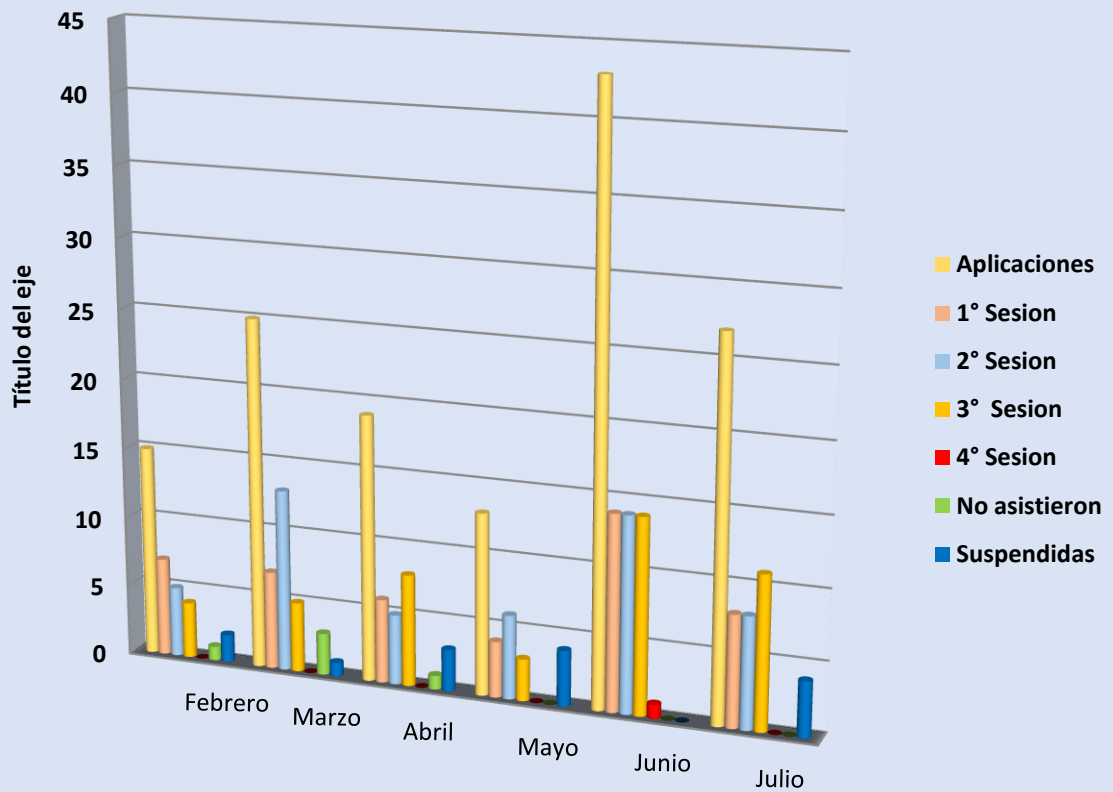


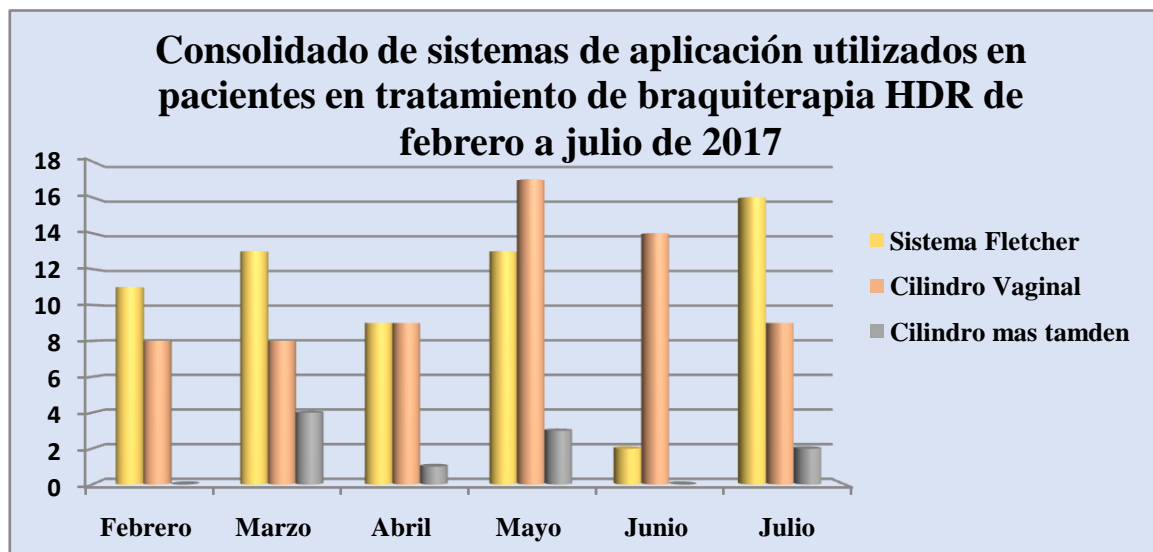
TABLA 12. Consolidado de los sistemas de aplicación Utilizados en pacientes en

Mes	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio
Sistema de Aplicación Utilizado	NUMERO DE PACIENTES					
Sistema Fletcher	11	13	9	13	2	16
Cilindro Vaginal	8	8	9	17	14	9
Cilindro mástándem	-	4	1	3	-	2
Total	19	25	19	33	16	27

tratamiento de Braquiterapia HDR de febrero a julio

ANALISIS E INTERPRETACION DE RESULTADOS

En la tabla 12 se puede observar el censo estadístico consolidado de los meses de febrero a Julio, presentando los sistemas de aplicación de dosis más utilizados en la braquiterapia, teniendo a la cabeza el sistema flecher, luego el cilindro y por último el cilindro mástándem. En los rangos del sistema flecher van desde los 9 hasta los 16 por mes, en cuanto al cilindro de 8 a 17 y el cilindro mástándem de 2 a 4 por lo que se puede decir que el sistema más utilizado es el sistema flecher.



CONCLUSIONES

Según los datos adquiridos a través de los Instrumentos de Recolección de datos, el grupo investigador concluye:

- El hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, no posee un protocolo de manejo estandarizado para el proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.
- De acuerdo a lo expresado por el equipo multidisciplinario la buena comunicación entre los profesionales de la salud, es muy importante para llevar a cabo el procedimiento de la braquiterapia de alta tasa de dosis, porque este debe de realizarse de una manera muy eficiente, teniendo en cuenta la elección idónea del sistemas de aplicación de dosis y el buen cálculo en la dosificación ya que esto contribuye a garantizar que las pacientes tengan un resultado efectivo en el procedimiento.
- El personal multidisciplinario de salud que trabaja en el procedimiento de la braquiterapia de alta tasa de dosis, tienen conocimiento de cómo se realiza y en que consiste el tratamiento porque han recibido capacitaciones: el médico radioncologo teniendo una especialización en radioncología ; el físico médico manifestó haber cursado una especialización en clínica y una maestría en protección radiológica así como también en control de calidad mientras que el radioterapista, la enfermera, y el licenciado en anestesiología e Inhaloterapia no han recibido ningún tipo de especialización realizando su intervención en el procedimiento de acuerdo a su perfil profesional.
- Las funciones que realiza cada profesional conformado por el equipo multidisciplinario en el proceso de la braquiterapia de alta tasa de dosis, son

indispensables al momento de la ejecución de éste para llevar a cabo un buen proceso y así brindarle un tratamiento de calidad a las pacientes.

- La braquiterapia de alta tasa de dosis es un proceso fundamental en la estrategia terapéutica del cáncer cérvico-uterino, debido a que es un procedimiento que presenta una buena tolerancia en las pacientes, para evitar que las células cancerígenas pueden crecer y dividirse en los tejidos, siendo esto uno de los principales factores que presentan las mujeres diagnosticadas con esta enfermedad.
- La braquiterapia HDR es un tratamiento de vanguardia preciso y efectivo para el cáncer cérvico-uterino, que ofrece una ventaja significativa para la calidad de vida de las pacientes que son sometidas a este tratamiento.
- La administración precisa de dosis en el tejido donde se desea radiar, el médico radioncologo, el físico médico debe de garantizar una precisión optima, reduciendo los efectos secundarios que puedan presentar las pacientes.
- Durante el periodo comprendido del mes de febrero a Julio del año 2017, en el que se realizó la investigación sobre la incidencia del cáncer cérvico uterino atendidas en el departamento de radioterapia en el Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, se obtuvo un total de 143 pacientes a las que se les brindo el tratamiento de Braquiterapia de alta tasa de dosis.

RECOMENDACIONES

De acuerdo a las conclusiones planteadas anteriormente el grupo investigador recomienda:

Al jefe de departamento de radioterapia:

- Realice la gestión para crear un protocolo de manejo estandarizado del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis, que sirva como manual o guía instructiva para el personal que labora en el departamento.

Al equipo multidisciplinario:

- Mantener una comunicación eficiente con el personal que participa en el procedimiento de braquiterapia de alta tasa de dosis ya que es la clave indispensable para que el procedimiento braquiterapia de HDR sea eficaz llevando a cabo su función correspondiente durante el proceso.
- Para garantizar el bienestar y la buena atención de las pacientes que son sometidas en el procedimiento de braquiterapia HDR, Mantener su intervención efectiva en el momento correspondiente dentro del proceso y realizar una evaluación optima al paciente.
- Actualizar sus conocimientos en ámbito de la Radioterapia para que continúen brindando una atención de calidad e innovar con nuevas técnicas dentro del proceso de braquiterapia de alta tasa de dosis.

Al médico radioncologo

- Para lograr que el tratamiento sea eficaz mantener siempre una buena clínica en la paciente para la elección idónea del sistema de aplicación de dosis.
- Seguir empleando la técnica de braquiterapiaHDR como complemento en el tratamiento, ya que ofrece una ventaja significativa para la calidad de vida de las pacientes y sirve de estrategia terapéutica para radicar el cáncer cérvico-uterino.

Al físico médico

- Brindar los cálculos idóneos de los parámetros dosimétricos que se emplean en la planificación del tratamiento ya que estos son determinantes para garantizar una precisión óptima en la reduciendo de los efectos secundarios que puedan presentar las pacientes.

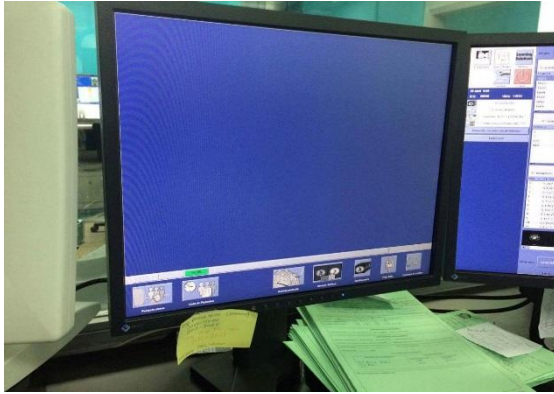
Al personal de enfermería:

- Llevar los registros de las pacientes atendidas según sus sesiones y el sistema de aplicación de dosis a emplear en cada procedimiento; para tener una buena administración y control de los registros, ya que esto permite conocer la incidencia del cáncer en el departamento de radioterapia, y así por parte del personal de enfermería brindar la confianza necesaria para que la atención y trato sean de calidad.

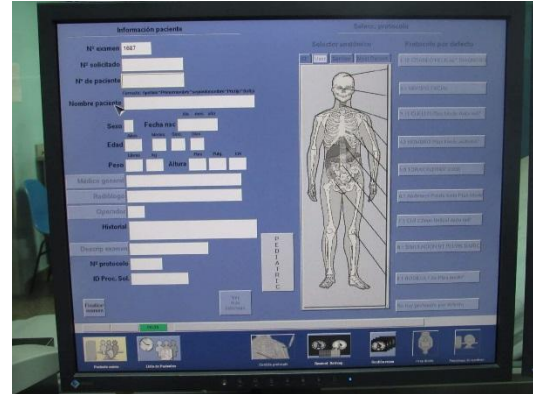
A la población femenina:

- Acercarse a cualquier entidad de salud y realizarse su citología anual, como lo recomienda la Organización Mundial de la Salud (OMS) para poder ser atendidas y tratadas en la brevedad posible y lograr así, disminuir la incidencia del cáncer cérvico uterino.

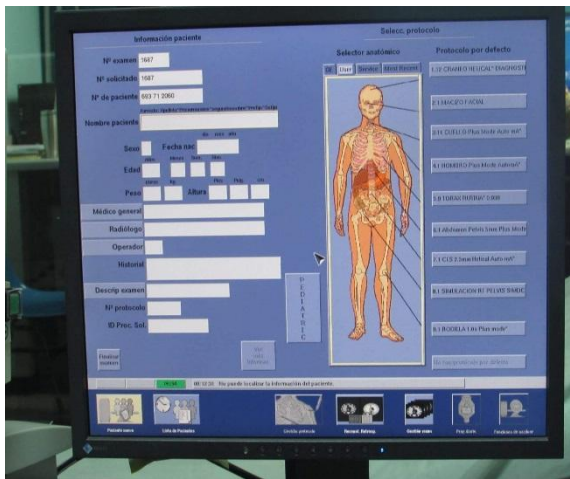
ANEXOS



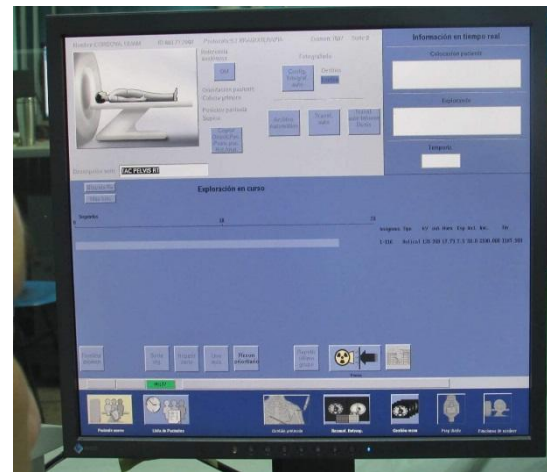
ANEXO 1



ANEXO 2



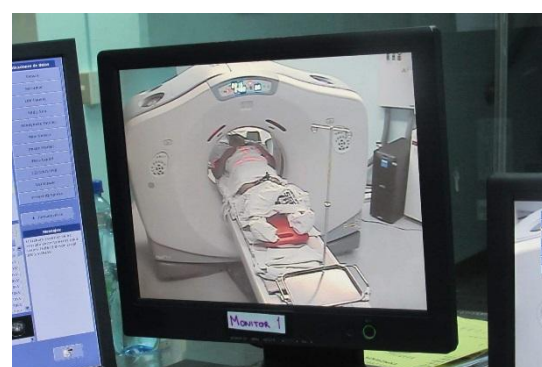
ANEXO 3



ANEXO 4



ANEXO 5



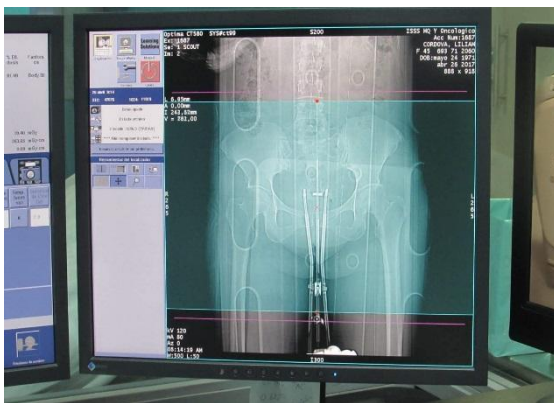
ANEXO 6



ANEXO 7



ANEXO 8



ANEXO 9



ANEXO 10



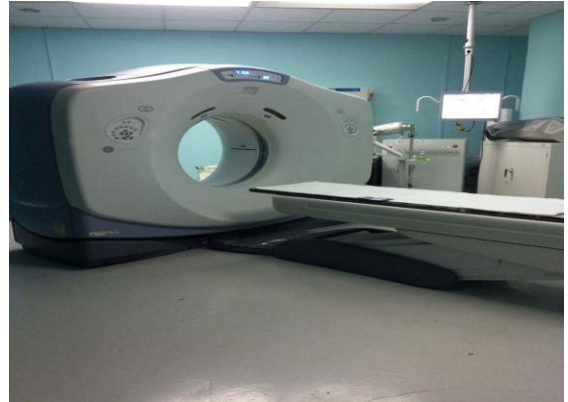
ANEXO 11



ANEXO 12



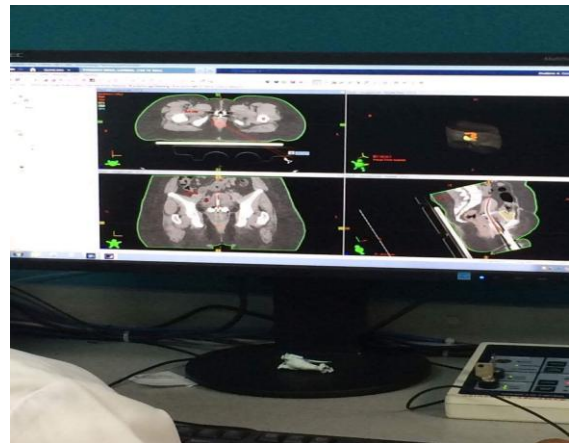
ANEXO 13



ANEXO 14



ANEXO 15



ANEXO 16



ANEXO 17



ANEXO 18



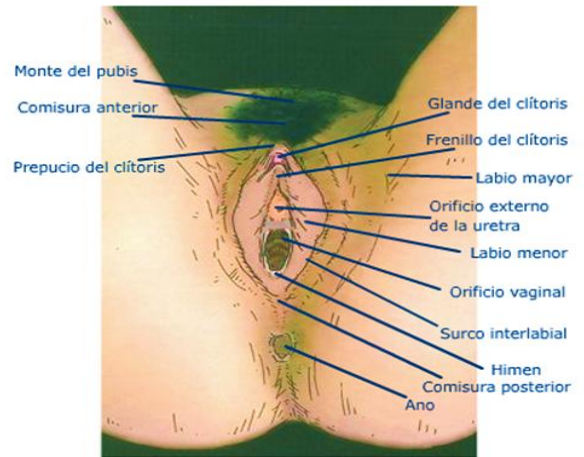
ANEXO 19



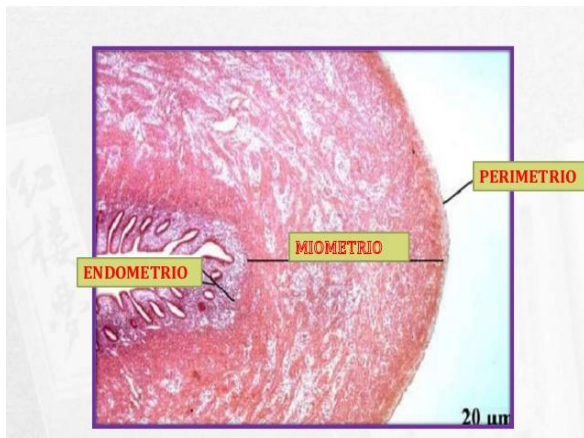
ANEXO 20



ANEXO 21



ANEXO22



ANEXO 23

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

ACTIVIDADES	MARZO				ABRIL			
	6 al 10	13 al 17	20 al 24	27 al 31	3 al 7	10 al 14	17 al 21	24 al 28
1. Reunión con Licdo. Remberto Barahona								
2. Reunión con el Dr. Julio Alfredo Calles Jefe Departamento de Radioterapia.								
3. Asesoría de Licda., Teresa de los Ángeles Reyes. Asesora Metodológica								
4. Entrevista con la Doctora Ramos Médico Oncólogo.								
5. Primera Visita al Departamento de Radioterapia Área de Simulación								
6. Entrevista al Licenciado Marvin Urquilla Encargado de Simulación.								
7. Segunda visita al área de Simulación.								
8. Visita al Braquiterapia para conocer el procedimiento.								
9. Entrevista con la Enfermera encargada de Braquiterapia. Licda.								
10. Visita al Área de Braquiterapia para Observar el procedimiento a seguir con la Pacientes.								
11. Reunión con el Licdo. Físico Miguel Ángel Salvador Campos Asesor Técnico.								
12. Entrevista con el Dr. Quevedo Médico Oncólogo.								
13. Visita al Dpto. de Física para conocer procedimiento a seguir departe de los físicos.								
14. Pasar Instrumento de la Recolección de datos encuesta guía de Observación de la Investigación.								
15. Mostrar un Video de todo el Procedimiento desde la Simulación hasta el procedimiento de la Braquiterapia al personal de Radioterapia y Pacientes para que conozcan sobre la Técnica.								
16. Entrega de Informe Final								
17. Defensa de la Investigación								

ACTIVIDADES	MAYO				JUNIO				JULIO				
	1 al 5	8 al 12	15 al 19	22 al 26	5 al 9	12 al 16	19 al 23	26 al 30	3 al 7	10 al 14	17 al 21	24 al 28	26 al 30
1. Reunión con Licdo. Remberto Barahona													
2. Reunión con el Dr. Julio Alfredo Calles Jefe Departamento de Radioterapia para aprobación del tema de Investigación.													
3. Asesoría de Licda., Teresa de los Ángeles Reyes. Asesora Metodológica													
4. Entrevista con la Doctora Ramos Médico Oncólogo.													
5. Primera Visita al Departamento de Radioterapia Área de Simulación													
6. Entrevista al Licenciado Marvin Urquilla Encargado de Simulación.													
7. Segunda visita al área de Simulación.													
8. Visita al Braquiterapia para conocer el procedimiento.													
9. Entrevista con la Enfermera encargada de Braquiterapia. Licda.													
10. Visita al Área de Braquiterapia para Observar el procedimiento a seguir con la Pacientes.													
11. Reunión con el Licdo. Físico Miguel Ángel Salvador Campos Asesor Técnico.													
12. Entrevista con el Dr. Quevedo Médico Oncólogo.													
13. Visita al Dpto. de Física para conocer procedimiento a seguir de parte de los físicos.													
14. Pasar Instrumento de la Recolección de datos encuesta guía de Observación de la Investigación.													
15. Mostrar un Video de todo el Procedimiento desde la Simulación hasta el procedimiento de la Braquiterapia al personal de Radioterapia y Pacientes para que conozcan sobre la Técnica.													

Cronograma de Actividades	FERERO				MARZO				ABRIL				MAYO				JUNIO				JULIO			
	SEMANAS				SEMANAS				SEMANAS				SEMANAS				SEMANAS				SEMANAS			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Entrega de propuesta				■	■																			
Cap. I Planteamiento del problema					■	■	■	■	■	■	■	■												
Cap. II: marco teórico													■	■	■	■								
Operacionalización de variables													■	■	■	■								
Capitulo III Diseño metodológico																	■	■	■	■				
Plan de tabulación y análisis de datos																					■	■	■	■
Anexos																								■
Entrega del protocolo																								■
Capítulo I Planteamiento del problema																								
Capitulo II Marco teórico																								

Cronograma de Actividades	AGOSTO				SEPTIEMBRE				OCTUBRE				NOVIEMBRE			
	SEMANAS				SEMANAS				SEMANAS				SEMANAS			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Capitulo III Operacionalización de variables		■	■	■												
Capitulo IV Diseño metodológico		■	■	■	■	■	■	■								
Cap. V Análisis y presentación de datos		■	■	■			■	■	■	■	■	■				
Conclusiones y recomendaciones		■	■	■									■	■	■	■
Anexos		■	■	■									■	■	■	■
Entrega del informe final		■	■	■												■

BIBLIOGRAFÍA

1. “ANATOMIA” ANNE B. DONNERSBERGER, ANNE E LESAK, (2000) Moraine Valley Community College 1º Edición, Laboratorio de Anatomía Y Fisiología Pág. 12-18
2. WILLIAM’S GINECOLOGIA, JOHN O, SHORGE MD y Collaborators(2009). Departamento de Obstetricia y Ginecología Universidad del Sureste de Texas, Centro Médico de Dallas Pág. 19-27,93
3. CANCER.NET. (2016)
<http://www.cancer.net/> Sociedad Estadounidense de Oncología Clínica (ASCO) Pág. 28-29
4. ANDREO P. (1999). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”. Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX.
Coordinador: Pedro Andreo OIEA Pág. 39, 41-42,52-54
5. BROSED A., GONZÁLEZ A.M., VIVANCO J. (1999). “Trazabilidad de los Conjuntos de Referencia Hospitalarios Usados en la Calibración de Fuentes de Braquiterapia para las energías del 137Cs, 60Co, 192Ir”. Pág. 55, 57-60
6. JOSE PÉREZ- CALATAYUD, ANTONIO BROSED SERRATA (2004) “Fundamentos de física médica” VOL.5, Sociedad española de física medica Pág. 40, 43-51, 56, 61-69 71-83.
7. CORTESIA DEL LIC. JOSE BARAHONA, jefe del personal en Radiología e Imágenes, Servicio de Radioterapia Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico. Pág. 28,30
8. CORTESIA DEL DR. QUEVEDO Radioncologo, departamento de Radioterapia, del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Seguro Social. Pag.32, 36-38.
9. CORTESIA DRA. RAMOS Oncóloga del servicio de Quimioterapia del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico del Seguro Social. Pág. 33-35.