UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

"ANÁLISIS DE LA VIABILIDAD DE REUTILIZACIÓN DE BUNKERS DE COBALTO 60 PARA TOMOTERAPIA HELICOIDAL EN CENTROS DE RADIOTERAPIA"

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN CIENCIAS
CON MENCION EN FÍSICA MÉDICA

ELABORADA POR:

CESARIO IZAGUIRRE TARAZONA

ASESOR:

DR. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVALETA

LIMA – PERÚ

2019

DEDICATORIA

A Dios por haberme permitido llegar hasta este punto y haberme dado salud para lograr mis objetivos.

A mis padres Zoila y Ladislao por ser el pilar fundamental en todo lo que soy, en toda mi educación, tanto académica, como de la vida.

A Ana, mi esposa que sin su amor, paciencia, apoyo y aliento constante no hubiera podido alcanzar todo lo que hasta ahora he logrado.

A mis hijos Valeria y Rodrigo a quienes quiero dar el ejemplo que con trabajo, esfuerzo y dedicación se puede lograr todo lo que uno se propone.

AGRADECIMIENTOS

A Dios que ha guiado mi camino a lo largo de mi vida.

A mis padres y hermanos, sobre todo a mi hermano mayor Bernardo por haberme apoyado en los primeros años de mi educación.

A mi esposa y a mis hijos que con su cariño y amor me han impulsado a seguir en todo momento.

A mi asesor de tesis el Dr. Modesto Montoya, a quien no he molestado mucho con consultas constantes porque me he apoyado de los diversos videos que ha publicado, de sus conferencias sobre ciencia, investigación y desarrollo de tesis que me resultaron de mucha ayuda para poder culminar este trabajo.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

INTRODUCCIÓN1
CAPITULO I
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA7
1. Introducción
1.2 Formulación del problema10
1.3 Objetivos10
1.4 Delimitación11
1.5 Justificación12
1.6 Hipótesis13
1.7 Estrategia metodológica13
CAPITULO II15
MARCO TEÓRICO15
2.1 Antecedentes15
2.2 Bases teoricas19
2.2.1 Dimensiones internas minimas que debe tener un bunker para instalar en el un equipo de Tomoterapia19
2.2.2 Cálculo de blindajes para las paredes, techo y puerta del bunker22
2.3 Marco conceptual49
2.3.1 Bunkers para equipos de cobalto 6049
2.3.2 Equipos de Tomoterapia Helicoidal50
2.3.3 Criterios de limitacion de dosis para el cálculo, diseño y evaluacion de barreras de blindaje
CAPITULO III60
DESARROLLO DE SOFTWARE PARA EVALUACION DE ESPACIO FISICO Y CÁLCULO DE BLINDAJES PARA BUNKERS CON EQUIPOS DE TOMOTERAPIA 60
3.1 Software para evaluación del espacio físico de un bunker para cobalto 60 para la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal60

3.2 Diagrama de flujo del programa para evaluación del espacio físico de un bunker	
para cobalto 60 para la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal61	
3.3 Programa de cálculo de blindajes de las paredes, techo y puerta del bunker62	
3.4 Diagrama de flujo del programa de cálculo de blindajes para tomoterapia helicoidal.	
69	
CAPITULO IV71	
ANALISIS DE CASOS71	
4.1 Caso 1: Hospital 1 en Perú71	
4.2 Caso 2: Hospital 2 en Perú82	
4.3 Caso 3: Hospital en Bolivia	
4.4 Caso 4: Hospital en Uganda – Africa69	
CAPITULO V	
RESULTADOS Y CONCLUSIONES118	
GLOSARIO121	
BIBLIOGRAFÍA124	
ANEXOS127	
Anexo 1	
Estimación de la carga de trabajo y Factor de IMRT [16] página 20127	
Anexo 2	
Cálculo de blindajes [3] páginas 5058 - 5059128	
Anexo 3	
Cálculo del factor de uso U [5] página N390129	

ÍNDICE DE TABLAS

		Páginas
Tabla 1:	Tamaños de bunkers para aceleradores lineales de diferentes marcas	2
Tabla 2:	Dimensiones mínimas que debe tener la sala de tratamiento para que se pueda instalar en él un equipo de tomoterapia	22
Tabla 3:	Factores de ocupación T sugeridos	27
Tabla 4:	TVLs aproximados (en cm) basados en una gran atenuación de rayos X de 6 MV en diferentes materiales	28
Tabla 5:	Valores experimentales de $\left(\frac{\dot{D}_l}{\dot{D}_p}\right)$ medidos a 3 m del isocentro y factores de normalización $K(\theta)$ usado para calcular el factor de reducción para radiación de fuga	35
Tabla 6:	Factor de reducción R _s para la radiación dispersa y fracción dispersa definida en el isocentro	38
Tabla 7:	Resumen de fórmulas usadas para determinar los espesores de blindaje necesarios debido a los diferentes componentes de radiación para bunkers con equipos de Tomoterapia helicoidal	39
Tabla 8:	Resumen histórico de la Tomoterapia desde la aparición de los aceleradores en la década de 1950	51
Tabla 9:	Dimensiones del sistema de tratamiento	54
Tabla 10:	Otras dimensiones del equipo	55
Tabla 11:	Características mecánicas del equipo de tomoterapia	55
Tabla 12:	Información general y características del haz de fotones	56 - 57
Tabla 13:	Resumen de resultados de cálculos de blindajes por cada pared. Caso 1: Hospital 1 en Perú	80
Tabla 14:	Resumen de resultados de cálculos de blindajes por cada pared. Caso 2: Hospital 2 en Perú	91

Tabla 15:	Resumen de resultados de cálculos de blindajes por cada pared.	101
	Caso 3: Hospital en Bolivia	
Tabla 16:	Resumen de resultados de cálculos de blindajes por cada pared.	115
	Caso 4: Hospital en Uganda - África	
Tabla 17:	Dimensiones mínimas del bunker para instalar un equipo de	87
	tomoterapia y las dimensiones del bunker actual	

INDICE DE FIGURAS

		Páginas
Figura 1:	Embalaje con ruedas para el desplazamiento durante el ingreso del bulto al bunker. Proporcionado por la empresa proveedora del equipo, representante de Accuray en Bolivia.	19
Figura 2:	Embalaje con Skates para el desplazamiento durante el ingreso del bulto al bunker. Proporcionado por la empresa proveedora del equipo, representante de Accuray en Bolivia.	20
Figura 3:	Ancho del laberinto para embalaje con Ruedas. Proporcionado por la empresa proveedora del equipo, representante de Accuray en Bolivia.	21
Figura 4:	Ancho del laberinto para embalaje con Skates. Proporcionado por la empresa proveedora del equipo representante de Accuray en Bolivia.	21
Figura 5:	Dimensiones de la sala de tratamiento que se evalúan para saber si se puede instalar en él un equipo de tomoterapia [4].	22
Figura 6:	Plano de planta típico del sistema Radixact con laberinto [16].	24
Figura 7:	Beam Stopper, compuesto por láminas de plomo de espesor 15.2 cm [16].	29

Figura 8:	Representación gráfica para el cálculo del factor de uso U, propuesta por el autor.	30
Figura 9:	Vista superior esquemática de la instalación de tomoterapia que indica la configuración para evaluar la radiación de fuga en el plano del isocentro (I) [3].	31
Figura 10:	Puntos de medición para radiación de fuga y dispersa dentro del plano horizontal [16].	32
Figura 11:	Vista superior del sistema Radixact con ángulos de prueba definidos para radiación de fuga y dispersa desde el paciente dentro del plano horizontal (intersectando el isocentro) [16].	32
Figura 12:	Vista esquemática de la unidad de tomoterapia para la consideración de la radiación de fuga: la fuente S gira alrededor del isocentro I y genera fugas (y radiación dispersa) en el lugar P [3].	33
Figura 13:	Isocurvas de factores de reducción para la radiación de fuga en el plano del isocentro (I) usando datos analíticos (líneas continuas) y datos experimentales (líneas discontinuas) [3].	36
Figura 14:	Vista lateral del sistema Radixact con mapa de radiación de fuga correspondiente a las mediciones de radiación de fuga en el área del cabezal [16].	36
Figura 15:	Diseño general de la sala para la definición de los parámetros utilizados en el blindaje de la puerta del laberinto [16].	40
Figura 16:	Áreas y distancias para calcular H _S . Representación gráfica del Autor.	42
Figura 17:	Eje de rotación del gantry paralelo a los brazos del laberinto. Representación gráfica del Autor.	43
Figura 18:	Áreas y distancias para el cálculo de H _{LS} . Representación gráfica del Autor.	44
Figura 19:	Áreas y distancias para el cálculo de H _{PS} . Representación gráfica del Autor.	46

Figura 20:	Áreas y distancias para el cálculo de HLT. Representación gráfica del Autor.	47
Figura 21:	Unidad de cobalto, Theratron Equinox, de MDS Nordion, Ottawa, Canadá [10].	49
Figura 22:	Diseño esquemático de una sala de Cobalto 60 (a) elevación y (b) plano [14].	50
Figura 23:	Foto del NOMOS Peacock, sistema para tomoterapia serial. Para hacer IMRT con aceleradores lineales convencionales [21].	51
Figura 24:	NOMOS Peacock instalado en un acelerador Varian 6/100. En la foto se muestra parte del proceso de control de calidad del sistema. Foto del Autor.	52
Figura 25:	NOMOS Peacock, en la foto se muestra el tratamiento de un cáncer de próstata con IMRT con el sistema para tomoterapia serial. Foto del Autor.	52
Figura 26:	Dibujo conceptual de una Unidad de Tomoterapia helicoidal en la primera publicación acerca de tomoterapia [21].	53
Figura 27:	Equipo de Tomoterapia para el que se hace el estudio, marca Accuray, modelo Radixact [16].	54
Figura 28:	Vista lateral y frontal del equipo de tomoterapia en el que se indican sus dimensiones [4].	54
Figura 29:	Acelerador lineal y subsistemas de colimación [4].	58
Figura 30:	Software para evaluación del espacio físico de un bunker para cobalto 60 para la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal. Elaborado por el autor.	60
Figura 31:	Diagrama de flujo del programa para evaluación del espacio físico de un bunker para cobalto 60 para la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal. Elaborado por el autor.	61
Figura 32:	Plano de planta típico del sistema Radixact con laberinto [16].	62

Figura 33:	Ventana principal del programa de cálculo de blindajes del bunker. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	63
Figura 34:	Ventana para cálculo de carga de trabajo. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	64
Figura 35:	Ventana para cálculo de blindaje primario, pared A. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	64
Figura 36:	Ventana para cálculo de blindaje primario, pared B. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	65
Figura 37:	Ventana para cálculo de blindaje primario, Techo. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	65
Figura 38:	Ventana para cálculo de blindaje secundario de la pared C. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	66
Figura 39:	Ventana para cálculo de blindaje secundario de las paredes D1 + D2. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	66
Figura 40:	Ventana para cálculo de blindaje secundario, Pared D2. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	67
Figura 41:	Ventana para cálculo de blindaje de la puerta del bunker. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.	68
Figura 42(a):	Diagrama de flujo del programa de cálculo de blindajes. Elaborado por el autor.	69
Figura 42(b):	Diagrama de flujo del programa de cálculo de blindajes. Elaborado por el autor.	70
Figura 43:	Bunker del Hospital 1 en Perú. Plano proporcionado por la empresa proveedora del equipo Genelectric SA.	71
Figura 44:	Bunker del Hospital 1 en Perú. Plano proporcionado por la empresa proveedora del equipo Genelectric SA.	71

Figura 45:	Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas. Imagen del software elaborado por el autor	72
Figura 46:	Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con skates. Imagen del software elaborado por el autor.	73
Figura 47:	Cálculo de la carga de trabajo. Elaborado por el autor.	74
Figura 48:	Cálculo del blindaje primario, pared A. Elaborado por el autor.	74
Figura 49:	Cálculo del blindaje primario, pared B. Elaborado por el autor.	75
Figura 50:	Cálculo del blindaje primario, Techo. Elaborado por el autor.	76
Figura 51:	Cálculo del blindaje secundario, pared C. Elaborado por el autor.	77
Figura 52:	Cálculo del blindaje secundario, paredes D1 + D2. Elaborado por el autor.	78
Figura 53:	Cálculo del blindaje secundario, pared D2. Elaborado por el autor.	79
Figura 54:	Plano del Bunker con refuerzos de blindajes en las paredes A y C. Representación gráfica del Autor.	80
Figura 55:	Cálculo del blindaje de la puerta del bunker. Elaborado por el autor.	81
Figura 56:	Bunker del Hospital 2 en Perú. Plano proporcionado por el Físico Médico MSc. Ángel Rodríguez.	82
Figura 57:	Bunker del Hospital 2 en Perú. Plano proporcionado por el Físico Médico MSc. Ángel Rodríguez.	82
Figura 58:	Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas. Imagen del software elaborado por el autor.	83

Figura 59:	Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con skates. Imagen del software elaborado por el autor.	84
Figura 60:	Bunker propuesto para el cumplimiento de los requisitos del espacio físico condicionado a embalaje con skates. Diseño elaborado por el autor.	85
Figura 61:	Cálculo de la carga de trabajo. Elaborado por el autor.	85
Figura 62:	Cálculo del blindaje primario, pared A. Elaborado por el autor.	86
Figura 63:	Cálculo del blindaje primario, pared B. Elaborado por el autor.	87
Figura 64:	Cálculo del blindaje primario, Techo. Elaborado por el autor.	88
Figura 65:	Cálculo del blindaje secundario, pared C. Elaborado por el autor.	89
Figura 66:	Cálculo del blindaje secundario, paredes D1 + D2. Elaborado por el autor.	90
Figura 67:	Cálculo del blindaje secundario, pared D2. Elaborado por el autor.	91
Figura 68:	Cálculo del blindaje de la puerta del bunker. Elaborado por el autor.	92
Figura 69:	Bunker del Hospital en Bolivia. Plano proporcionado por la empresa proveedora del equipo representante de Accuray en Bolivia.	93
Figura 70:	Largo, alto y ancho del laberinto de la sala de tratamiento actual, Vista Lateral. Imagen editada por el autor a partir [16].	93
Figura 71:	Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas. Imagen del software elaborado por el autor.	94
Figura 72:	Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con skates. Imagen del software elaborado por el autor.	95

Figura 73:	Cálculo de la carga de trabajo. Elaborado por el autor.	96
Figura 74:	Cálculo del blindaje primario, pared A. Elaborado por el autor.	96
Figura 75:	Cálculo del blindaje primario, pared B. Elaborado por el autor.	97
Figura 76:	Cálculo del blindaje primario, Techo. Elaborado por el autor.	98
Figura 77:	Cálculo del blindaje secundario, pared C. Elaborado por el autor.	99
Figura 78:	Cálculo del blindaje secundario, paredes D1 + D2. Elaborado por el autor.	100
Figura 79:	Cálculo del blindaje secundario, pared D2. Elaborado por el autor.	101
Figura 80:	Plano del Bunker con refuerzos de blindajes en las paredes. Representación gráfica del Autor.	102
Figura 81:	Plano del Bunker con refuerzo de blindaje en el techo. Representación gráfica del Autor.	102
Figura 82:	Cálculo del blindaje de la puerta del bunker. Elaborado por el autor.	103
Figura 83:	Diseño general del bunker para el que se ha realizado el cálculo de blindaje de la puerta. Representación gráfica del Autor.	104
Figura 84:	Plano de planta Bunker en Uganda [23].	105
Figura 85:	Plano de elevación Bunker en Uganda [23].	106
Figura 86:	Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas. Imagen del software elaborado por el autor.	107
Figura 87:	Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con skates. Imagen del software elaborado por el autor.	108
Figura 88:	Bunker de Hospital en Uganda, con equipo de Tomoterapia Helicoidal. Propuesta grafica elaborada por el autor.	109

Figura 89:	Cálculo de la carga de trabajo. Elaborado por el autor.	110
Figura 90:	Cálculo del blindaje primario, pared A. Elaborado por el autor.	110
Figura 91:	Cálculo del blindaje primario, paredes B1 y B2. Elaborado por el autor.	111
Figura 92:	Cálculo del blindaje primario, Techo. Elaborado por el autor.	112
Figura 93:	Cálculo del blindaje secundario, pared C. Elaborado por el autor.	113
Figura 94:	Cálculo del blindaje secundario, Pared D. Elaborado por el autor.	114
Figura 95:	Plano del Bunker con refuerzos de blindajes en las paredes. Representación gráfica del Autor.	115
Figura 96:	Plano del Bunker con refuerzo de blindaje en el techo. Representación gráfica del Autor.	116
Figura 97:	Cálculo del blindaje de la puerta del bunker. Elaborado por el autor.	116
Figura 98:	Dintel adicional en el laberinto del bunker. Elaborado por el autor.	117

RESUMEN

El trabajo que se ha realizado con el título de "análisis de la viabilidad de reutilización de bunkers de cobalto 60 para tomoterapia helicoidal en centros de radioterapia" se sitúa en el ámbito de la Física Medica, el alcance de este estudio es práctico, es decir, es una investigación aplicada con un enfoque cuantitativo.

El punto de partida de la investigación es proponer que, satisfacer los requerimientos del fabricante y las normativas nacionales, así como las recomendaciones internacionales en cuanto a restricciones de dosis hará viable la reutilización de un bunker de cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal.

Para demostrar la validez de la hipótesis se han desarrollado dos softwares los cuales serán utilizados como instrumentos de análisis. Un software para evaluar el cumplimiento de los requisitos del fabricante en cuanto al espacio físico mínimo necesario de los bunkers para cobalto 60, el cual nos permite determinar si es viable la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal en dicho bunker, también se ha logrado desarrollar un software para el cálculo de blindajes de bunkers para equipos de tomoterapia helicoidal, el cual nos permite hacer un recalculo de blindajes del bunker para cobalto 60 y así determinar si cumple con las normativas nacionales y recomendaciones internacionales respecto a restricciones de dosis tanto para el personal ocupacionalmente expuesto como para el público y en caso, determinada barrera de blindaje no cumpla con el espesor adecuado nos permite saber con qué espesor de barrera debemos reforzar el blindaje para hacer viable la instalación y operación de un equipo de tomoterapia helicoidal.

Se han analizado los bunkers de cuatro hospitales usando como instrumentos de análisis los dos softwares antes mencionados. Dos hospitales en el Perú (a los que denominaremos Hospital 1 en Perú y Hospital 2 en Perú), y dos hospitales del extranjero, un Hospital en Bolivia y otro en Uganda - África.

Se llega a la conclusión que en los bunkers para equipos de cobalto 60 con SSD de 100 cm y 80 cm la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal es viable validando la hipótesis planteada en la investigación y los cambios o adecuaciones que se deben hacer son menores (tanto por motivos de espacio físico para el ingreso y la circulación del equipo nuevo como por razones de blindaje), resultando por lo tanto mucho más rápido y económico hacer estas adecuaciones que realizar una nueva construcción.

Para conseguir desarrollar el estudio planteado en la tesis se ha realizado una investigación bibliográfica que contextualiza el tema y que ha consistido en revisar publicaciones relacionadas al cálculo de blindajes para bunkers con equipos de Tomoterapia, antecedentes de trabajos similares, así como tesis relacionada con el desarrollo de software para el cálculo de blindajes [1], [3], [4], [5], [6], [10], [11], [12], [14], [16]. Se realizó también un trabajo de campo que consistió en recabar información con el proveedor del equipo y en hospitales, obteniendo manuales de instalación del equipo, planos de las instalaciones actuales, y algunas visitas para observar el uso de las instalaciones aledañas al bunker, planes actuales y futuros respecto de implementación de servicios adicionales como braquiterapia de alta tasa de dosis por ejemplo, circulación y ocupación de ambientes por parte del personal y del público, entrevistas con los profesionales y especialistas de la Unidad de Radioterapia para saber cuántos pacientes planean atender por día, etc.

Se considera que este trabajo puede ser de interés para estudiantes de Física Medica, Físicos Médicos, responsables de hospitales o clínicas privadas, autoridades sanitarias locales o regionales, gestores de salud entre otros, que tuvieran interés por implementar servicios de radioterapia o que se les haya presentado la necesidad de reemplazar equipos antiguos por otros nuevos.

SUMMARY

The work that has been carried out under the title "Analysis of the feasibility of reusing cobalt bunkers 60 for Helical Tomotherapy in radiotherapy centers" is in the field of Medical Physics, the scope of this study is practical, ie, is an applied research with a quantitative approach.

The starting point of the research is to propose that the requirements are met, both, the national regulations and manufacturer's requirements, as well as international recommendations regarding the dose restrictions, which will make feasible the reuse of a cobalt 60 bunker for the installation and operation of a Helicoidal Tomotherapy equipment.

To demonstrate the validity of the hypothesis, two software have been developed which will be used as analysis instruments. A software to evaluate the fulfillment of the requirements of the manufacturer regarding the minimum necessary physical space of the bunker for cobalt 60, which allows us to determine if the installation of a helical tomotherapy equipment in the bunker is viable, has also been developed software for the calculation of bunker shielding for helical tomography equipment, which allows us to recalculate the cobalt 60 bunker shielding and determine if it complies with national regulations and international recommendations regarding dosage restrictions for personnel Occupationally exposed as for the public and in case, determined shielding barrier does not comply with the adequate thickness of the thickness of the barrier, we must reinforce the shielding to make the installation and operation of a helical tomotherapy equipment viable.

The bunkers of four hospitals have been analyzed using the two aforementioned softwares as analysis instruments. Two hospitals in Peru, and two hospitals abroad, a Hospital in Bolivia and other in Uganda - Africa.

It is concluded that in the bunkers for teams of cobalt 60 with SSD of 100 cm and 80 cm the installation of a helical tomotherapy equipment is viable validating the hypothesis raised in the investigation and the changes that should be made are minor (for both reasons, for physical space for the entry and circulation of new equipment and for reasons of armoring), therefore, is much faster and cheaper to make these adjustments than to make a new construction.

In order to develop the study proposed in the thesis, a bibliographical research has been carried out that contextualizes the topic and has consisted in reviewing publications related to the calculation of shieldings for bunkers with Tomotherapy equipment, background of similar works, as well as thesis related to the development of software for the calculation of shieldings. A fieldwork was also carried out, which consisted of gathering information with the equipment supplier and in hospitals, obtaining equipment installation manuals, plans of the current facilities, and some visits to observe the use of facilities near the bunker, current plans and future regarding implementation of additional services such as brachytherapy of high dose rate for example, circulation and occupation of environments by staff and the public, interviews with professionals and specialists of the Radiotherapy Unit to know how many patients plan to treat per day, etc.

It is considered that this work may be of interest to students of Medical Physics, Medical Physicians, managers of hospitals or private clinics who have an interest in implementing radiotherapy services or who have been presented with the need to replace old equipment with new ones.

INTRODUCCIÓN

Con el avance de la tecnología en radioterapia, en las últimas décadas se ha visto como los centros de radioterapia públicos o privados de diferentes países de la región han dejado de usar equipos de cobalto 60 para instalar aceleradores lineales y más recientemente equipos de tomoterapia helicoidal. Sin embargo, algunos centros especialmente públicos dejan en desuso los bunkers para cobalto 60 después de dar de baja a sus antiguos equipos dejando de ofrecer servicios de radioterapia a sus pacientes los cuales pierden una alternativa muy importante de tratamiento, tales son los casos de dos hospitales en el Perú (a los que denominaremos Hospital 1 en Perú y Hospital 2 en Perú), y dos hospitales del extranjero, uno en Bolivia y otro en Uganda en África y otros centros de radioterapia que actualmente trabajan con equipos de cobalto 60.

Para mantener el servicio de radioterapia habría que reemplazar el equipo de cobalto 60 por otro equipo más moderno, pero los bunkers para cobalto 60 son generalmente de dimensiones más pequeñas y con menor espesor de blindaje en sus paredes y puerta (blindaje primario 130 cm, blindaje secundario 65 cm [1] página 604) que los requeridos para un acelerador lineal convencional incluso para los de baja energía.

Los hospitales tienen dos opciones: (i) hacer una construcción totalmente nueva para su Servicios de Radioterapia, para ello debería demoler las instalaciones actuales o comprar un terreno y construir ahí las nuevas instalaciones, (ii) adecuar las instalaciones actuales, para instalar en el actual bunker para cobalto 60 que el hospital posee, un acelerador lineal de cualquier marca. La segunda opción es la más viable porque se tendrían resultados en más corto tiempo. La intuición nos indica que una interesante alternativa de solución podría ser la instalación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal, el cual, por sus características de diseño requiere de un bunker de menor tamaño que incluso un acelerador lineal de 6MV (Tabla 1) y los espesores de las paredes necesarias para garantizar la seguridad del personal ocupacionalmente expuesto y del público también podrían ser menores.

Tabla 1: Tamaños de bunkers para aceleradores lineales de diferentes marcas [2]

Acelerador lineal	Altura optima	Ancho óptimo	Longitud óptima
	de la sala	de la sala	de la sala
	TOMOTERAPIA I	HELICOIDAL	
Radixact y serie H	274,3 cm	463 cm	602 cm
	VADIA	NI .	
	VARIA	.IN	
Series Clinac 21/23	274,3 cm	610 cm	762 cm
Series Clinac 6MV	290 cm	610 cm	670,6 cm
Series Silhouette	274,3 cm	610 cm	670,6 cm
	ELEKT		
Synergy	320 cm	597 cm	631 cm
Precise	320 cm	600 cm	631 cm
	0/==		
	SIEMEI	NS .	
Oncor	290 cm	610 cm	625 cm

Por estas razones se hace importante realizar la investigación: "análisis de la viabilidad de reutilización de bunkers de cobalto 60 para tomoterapia helicoidal en centros de radioterapia". Además, tiene una enorme importancia en la sociedad porque como ya se ha dicho, hay ciudades en los que sus únicos hospitales públicos que ofrecían servicios de radioterapia dejan de hacerlo al dar de baja sus equipos de cobalto 60 y los bunkers que albergaban dichos equipos quedan abandonados, sin embargo, seria de mucha utilidad para la sociedad que esos bunkers sean reutilizados con equipos modernos de tratamiento. La reutilización de bunkers de cobalto 60 con un equipo de tomoterapia también satisface el deseo que tienen las instituciones de ahorrar tiempo y dinero en la puesta en servicio de sus centros de radioterapia.

Observar esta situación en diferentes hospitales en muchas ciudades motiva el interés de investigar la viabilidad de reutilización de bunkers de cobalto 60 para tomoterapia helicoidal que además provoca el interés la curiosidad de conocer las características del diseño y funcionamiento de equipos de Tomoterapia Helicoidal que como consecuencia

tienen una metodología de cálculo de blindajes diferente a la de los aceleradores lineales convencionales [3] lo cual es interesante de aprender.

Como punto de partida del estudio se plantea la hipótesis que, satisfacer los requerimientos del fabricante y las normativas nacionales, así como las recomendaciones internacionales en cuanto a restricciones de dosis hará viable la reutilización de un bunker de cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal.

Se plantea esta hipótesis porque, debido al diseño (es de menor tamaño que un acelerador lineal convencional) y funcionamiento de los equipos de tomoterapia helicoidal lleva a intuir que un bunker de cobalto 60 se podría reutilizar con equipos de tomoterapia helicoidal, además, al tener instalado un beam stopper en el gantry que ayuda a frenar la radiación primaria podría lograr que se necesite de menor blindaje en las paredes, techo y puerta del bunker.

El objetivo general de esta investigación es determinar la viabilidad de reutilizar un bunker de cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal. Mientras que los objetivos específicos son: Desarrollar un software para evaluar el cumplimiento de los requerimientos del fabricante en relación a las dimensiones internas mínimas (espacio físico) que debe tener el bunker para instalar en él, un equipo de Tomoterapia Helicoidal. Desarrollar un software de cálculo de blindajes para bunkers con equipos de tomoterapia. Los cuáles serán utilizados como instrumentos de análisis de los bunkers de cobalto 60.

Para validar la utilidad de los instrumentos mencionados (ambos softwares) se estudiarán 4 casos prácticos, los bunkers para cobalto 60 de dos hospitales en el Perú (Hospital 1 en Perú y Hospital 2 en Perú), un Hospital en Bolivia y otro en Uganda - África.

Para el cálculo de blindajes se seguirán las recomendaciones del método desarrollado por Baechler et al., [3] y para la evaluación del espacio físico necesario se atenderán las especificaciones del fabricante [4]. El método de cálculo de blindajes para bunker con Tomoterapia difiere con el método de cálculo de blindajes para bunkers con aceleradores

lineales convencionales debido a las diferentes características de diseño y funcionamiento de estos equipos. El tiempo de irradiación necesario para administrar la dosis prescrita aumenta haciendo que la carga de trabajo semanal sea de un orden de magnitud mayor que para la radioterapia convencional. Para la Tomoterapia, la radiación primaria ya no es el principal problema de protección, ya que se instala un beam stopper en el gantry (un bloque de plomo, que detiene el haz de radiación primaria) directamente opuesto a la fuente, es decir en la dirección del haz de radiación. Por otro lado, debido al mayor tiempo de irradiación, la fuga de radiación por el cabezal del acelerador (equipo de Tomoterapia) se convierte en la preocupación principal. En comparación con la radiación de fuga, la radiación dispersa produce una menor contribución; dado a que las unidades de Tomoterapia operan a una energía nominal de 6 MV, por lo que, la producción de neutrones es insignificante [3].

Cabe señalar, que la implementación de nuevas técnicas de radioterapia como la 3D e IMRT a través de la tomoterapia helicoidal, conlleva a mejorar el tratamiento y la calidad de vida del paciente, dado a que en lugar de usar técnicas de planificación de tratamientos en 2D (campos cuadrados) se pasa a una planificación en 3D e incluso la modulación del haz de radiación, permitiendo así proteger a los órganos sanos adyacente a la región tumoral.

Se ha decidido desarrollar este trabajo de investigación porque, significa tener la oportunidad de aprender y lograr un mayor desarrollo profesional, ya que no solo permite conocer un método técnico de cálculo de blindajes más, sino también el desarrollar un trabajo de investigación con aportes potenciales en los aspectos sociales, económicos; tanto para la localidad como para el país.

Este tema también motiva curiosidad, debido a que como antecedente se tiene a Wu, quien realizo un trabajo similar para instalar un equipo de Tomoterapia en el bunker de un acelerador lineal convencional, un Varian 600C [5], pero aún no se ha desarrollado el trabajo para instalar un equipo de Tomoterapia en el bunker de un equipo de cobalto 60, esto hace que se genere el interés por analizar las condiciones que se deben cumplir para instalar un equipo de Tomoterapia en el bunker para un equipo de cobalto 60 y desarrollar un software para realizar este análisis. Por otro lado, M. Mehrer, "Desarrolló un sistema computarizado para el diseño adecuado de instalaciones blindadas de radioterapia" [6], sin embargo, solo hace una mención de una de las consideraciones a tomar en cuenta para

hacer el cálculo y diseño de blindajes de un bunker para Tomoterapia, pero no desarrolla el método de cálculo completo para instalaciones con este tipo de equipos. Por este motivo, se piensa que sería positivo, desarrollar un software para hacer el cálculo de blindajes para bunker con equipos de Tomoterapia y utilizarlo como instrumento de análisis de los blindajes de bunkers para cobalto 60.

Para desarrollar este trabajo se ha realizado una investigación bibliográfica que contextualiza el tema y que ha consistido en revisar publicaciones relacionadas al cálculo de blindajes para bunkers con equipos de Tomoterapia, antecedentes de trabajos similares, así como tesis relacionadas con el desarrollo de software para el cálculo de blindajes. Se realizó también un trabajo de campo que consistió en recabar información con el proveedor del equipo de Tomoterapia obteniendo manuales de instalación del equipo y, para los casos prácticos, se investigó en hospitales, planos de las instalaciones actuales, en algunos casos visitas para realizar mediciones de distancias y espesores de las diferentes paredes actuales, uso de las instalaciones aledañas al bunker, planes actuales y futuros respecto de implementación de servicios como braquiterapia de alta tasa de dosis por ejemplo, circulación y ocupación de ambientes por parte del personal y del público, entrevistas con los profesionales y especialistas de los centros de radioterapia para saber cuántos pacientes planean atender por día, etc.

Se espera demostrar (a través de este estudio y del desarrollo de los cuatro casos prácticos) que una instalación de este tipo es viable, en algunos casos haciendo adecuaciones menores en los bunkers. Además, realizar la adecuación del bunker (en caso sea necesario) resulta más económico en tiempo y dinero que comprar un terreno y construir nuevas instalaciones. Esto permitiría que instituciones públicas y/o privadas puedan cambiar sus equipos antiguos por equipos más modernos como la de Tomoterapia Helicoidal logrando un avance tecnológico para sus tratamientos y al mismo tiempo logrando un enorme ahorro en la implementación de su proyecto.

Lo que se espera aprender, en el proceso de investigación de este trabajo y a nivel técnico sobre este tema, es muy amplio, porque permite adquirir experiencia en el diseño y cálculo de blindajes de bunkers para equipos de Tomoterapia, también se espera aprender sobre los mecanismos de búsqueda de recursos, no solo en el aspecto bibliográfico sino también en las gestiones de tipo interpersonales, empresariales, sociales e institucionales, porque se debe conseguir información técnica tanto de la empresa proveedora del equipo de Tomoterapia, de los hospitales, de autoridades, información de

las necesidades económicas, sociales y de salud por parte de asociaciones de pacientes (donde exista), de los distintos profesionales y especialistas de los hospitales como los directores institucionales, Radioterapeutas, Físicos Médicos, etc. También se ha logrado aprender que con esfuerzo, empeño y dedicación es posible alcanzar los objetivos y las metas trazadas lo que ha permitido lograr una evolución positiva de las características personales y profesionales del investigador.

CAPITULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Introducción

Con el avance de la tecnología en radioterapia, en las últimas décadas se ha visto como los centros de radioterapia públicos o privados de diferentes países de la región han dejado de usar equipos de cobalto 60 para instalar aceleradores lineales y más recientemente equipos de tomoterapia helicoidal. Sin embargo, algunos centros especialmente públicos dejan en desuso los bunkers para cobalto 60 después de dar de baja a sus antiguos equipos dejando de ofrecer servicios de radioterapia a sus pacientes los cuales pierden una alternativa muy importante de tratamiento, tales son los casos de dos hospitales en el Perú (a los que denominaremos Hospital 1 en Perú y Hospital 2 en Perú), y dos hospitales del extranjero, uno en Bolivia y otro en Uganda en África y otros centros de radioterapia que actualmente trabajan con equipos de cobalto 60.

Para mantener el servicio de radioterapia habría que reemplazar el equipo de cobalto 60 por otro equipo más moderno, pero los bunkers para cobalto 60 son generalmente de dimensiones más pequeñas y con menor espesor de blindaje en sus paredes y puerta (blindaje primario 130 cm, blindaje secundario 65 cm [1] página 604) que los requeridos para un acelerador lineal convencional incluso para los de baja energía.

Una interesante alternativa de solución podría ser la instalación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal, el cual, por sus características de diseño requiere de un bunker de menor tamaño que incluso un acelerador lineal de 6MV y los espesores de las paredes necesarias para garantizar la seguridad del personal ocupacionalmente expuesto y del público también podrían ser menores.

Se expone a continuación el caso del Hospital de Clínicas de La Paz en Bolivia para dar a conocer la importancia del problema que aquí se plantea, así como su posible solución.

Según el Instituto Nacional de Estadista (INE), para el año 2018, el Departamento de La Paz (Bolivia) cuenta con una la población de 2 883 000 habitantes, de los cuales el 50,3 % corresponde a las mujeres, mientras que el 49,7 % a los hombres [7].

En la ciudad de La Paz solo existen dos hospitales en los que se ofrecen servicios de radioterapia, el Hospital de Clínicas, perteneciente al ministerio de salud (administrado por la Gobernación de La Paz) y el Hospital Obrero perteneciente a la Caja Nacional es decir el Seguro Social, existe un tercer centro llamado IBRO que es una clínica privada. Los dos centros estatales tienen equipos de cobalto 60, mientras que el privado tiene un acelerador lineal de alta energía.

De acuerdo al Registro Nacional de Cáncer, cada año se diagnostican alrededor de 19437 nuevos casos en el país, de los cuales, el 65 % (12 634) se presentan en mujeres y el 35 % (6 803) en varones. Del total de pacientes diagnosticados con algún tipo de cáncer en el país, el 24 % padece de cáncer cérvix, 17 % de cáncer mama; en el caso de los hombres, el 17 % sufre de cáncer próstata y el 8 % de cáncer estómago [8].

Según las estimaciones de la Organización Mundial de la Salud (OMS), entre 4 a 5 mujeres bolivianas mueren cada día por Cáncer de Cuello Uterino [9].

Por otro lado, debemos tener en cuenta que: "Según la Agencia Internacional para la Investigación del Cáncer y la Organización Mundial de la Salud, se espera que aumente el número de nuevos casos de cáncer detectados cada año en todo el mundo, especialmente en países de ingresos bajos y medianos. Más de la mitad de todos los pacientes con cáncer requerirán radioterapia como parte de su manejo de la enfermedad. La radioterapia es un campo multidisciplinario que utiliza tecnologías complejas que utilizan equipos generadores de radiación para la formación de imágenes y para el tratamiento de pacientes con cáncer. Por lo tanto, las instalaciones de radioterapia requieren salas blindadas especializadas, una planificación cuidadosa y un diseño especializado para garantizar que no solo proporcionen protección contra la radiación, sino que también optimicen el flujo de trabajo" [10].

A pesar del tamaño de la población del Departamento de La Paz (2 883 000 habitantes para el 2018) y del número elevado de pacientes con cáncer y, teniendo en cuenta que las instituciones estatales solo cuentan con dos antiguos equipos de cobalto 60, recientemente, el 20 de junio del 2018, el SEDES que depende de la gobernación de La Paz, decidió cerrar la Unidad de Radioterapia del Hospital de Clínicas de La Paz, de esta manera, el Hospital de Clínicas dejo de dar servicios con su equipo de cobalto por obsolescencia, desperfectos mecánicos, fuente decaída, etc. lo mismo ocurrió con el servicio de radioterapia del Hospital Obrero que ha dejado de usar su equipo de cobalto 60 casi al mismo tiempo que el Hospital de Clínicas, quedando de esta manera un gran

número de paciente de escasos recursos sin posibilidades de recibir tratamiento, y con ello prácticamente condenados a la muerte ya que los pacientes que acuden a estos hospitales no cuentan con suficientes recursos económicos como para costear sus tratamientos en la institución privada.

En estas circunstancias, y al poco tiempo de haber cerrado su Unidad de Radioterapia, el Hospital de Clínicas decidió renovar su servicio de radioterapia adquiriendo un acelerador lineal nuevo. La idea es retirar el viejo equipo de cobalto 60 e instalar en su reemplazo un acelerador lineal en el menor tiempo posible, aprovechando de esta manera el bunker ya existente evitando al mismo tiempo gastar más dinero en la construcción de un bunker nuevo, el beneficio concreto de esta idea es que se tendría en funcionamiento el servicio en un tiempo corto de aproximadamente 3 meses y con un menor costo económico, mucho menor que si se construyera un nuevo servicio de radioterapia desde cero.

Consideraciones que se deben tomar en cuenta para el acelerador que se instale en reemplazo del equipo de cobalto, serian: debe ser de baja energía, es decir 6 MV; las dimensiones mínimas requeridas del bunker para la instalación del nuevo acelerador deben ser compatibles con las dimensiones internas del bunker actual, los refuerzos de blindaje en las paredes del bunker actual (si se requiere) deben ser realizables, de manera que no disminuya significativamente el espacio interno del bunker actual, que permita adecuada protección al personal y al público, que no sea prohibitivamente costoso.

El caso que se plantea en estas líneas, nos muestra la importancia de recuperar las instalaciones que inicialmente albergaban un equipo de Cobalto 60, los cuales son dados de baja por obsolescencia, por protección radiológica y por la necesidad de migrar hacia tecnologías actuales que den oportunidad a los pacientes de recibir tratamientos más modernos, el cual no sería posible sin el adecuado análisis de dichas instalaciones para determinar si cumplen con los requisitos del fabricante en cuanto a las dimensiones internas y a los blindajes, siendo el equipo de Tomoterapia Helicoidal el que tiene más posibilidades de cumplir con los requisitos antes mencionados por su menor tamaño y sus características de diseño (diferentes al de los aceleradores lineales convencionales).

Wu et al., realizó el cálculo de blindajes para instalar un equipo de Tomoterapia Helicoidal en el bunker de un acelerador lineal convencional de baja energía (6MV) [5] pero

no estudiaron el problema de instalar un equipo de Tomoterapia en el bunker de un equipo de Cobalto 60.

Por su parte, M. Mehrer, desarrolló un sistema computarizado para el diseño adecuado de instalaciones blindadas de radioterapia [6], sin embargo, solo hace una mención de una de las consideraciones a tomar en cuenta para hacer el cálculo y diseño de blindajes de un bunker para Tomoterapia, pero no desarrolla el método de cálculo completo para instalaciones con este tipo de equipos.

1.2 Formulación del problema

¿Resulta viable reutilizar un bunker de cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal?

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Determinar la viabilidad de reutilizar un bunker de cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal.

1.3.2 Objetivos específicos

- Desarrollar un software para evaluar el cumplimiento de los requerimientos del fabricante en relación las dimensiones internas mínimas (espacio físico) que debe tener el bunker para instalar en él, un equipo de Tomoterapia Helicoidal.
- Desarrollar un software de cálculo de blindajes para bunkers con equipos de tomoterapia.
- Caso práctico 1: Realizar el análisis del bunker para Cobalto 60 del servicio de Radioterapia del Hospital 1 en Perú, para determinar la viabilidad de instalar en él un equipo de Tomoterapia Helicoidal.

- Caso práctico 2: Realizar el análisis del bunker para Cobalto 60 del servicio de Radioterapia del Hospital 2 en Perú, para determinar la viabilidad de instalar en él un equipo de Tomoterapia Helicoidal.
- Caso práctico 3: Realizar el análisis del bunker para Cobalto 60 de la Unidad de Radioterapia de un hospital en Bolivia, para determinar la viabilidad de instalar en él un equipo de Tomoterapia Helicoidal.
- Caso práctico 3: Realizar el análisis del bunker para Cobalto 60 de la Unidad de Radioterapia de un hospital en Uganda en África, para determinar la viabilidad de instalar en él un equipo de Tomoterapia Helicoidal.

1.4 Delimitación

1.4.1 Delimitación espacial

Los resultados del presente trabajo pueden ser aplicados a cualquier Hospital Público o Clínica Privada que cuente con una instalación que albergue o albergaba un equipo de Cobalto 60 sin importar su ubicación.

1.4.2 Delimitación temporal

El estudio se realizó entre los años 2018 y 2019. Es el año 2018, en que se cierra la Unidad de Radioterapia del Hospital de Clínicas de La Paz – Bolivia con el antiguo equipo de cobalto 60 y se espera reabrir el servicio con un moderno equipo de Tomoterapia Helicoidal, hecho que es el motivo inicial del trabajo de investigación.

1.4.3 Delimitación sustantiva - científica

El alcance de este estudio es práctico, es decir, es una investigación aplicada con un enfoque cuantitativo, ya que se usa como instrumentos de análisis un software de cálculo de blindajes de bunkers para equipos de tomoterapia y otro software que evalúa el cumplimiento de los requisitos del fabricante en lo referente a espacio físico.

1.5 Justificación

- A. Justificación teórica: Este estudio proporcionara un nuevo enfoque respecto del análisis que se debe realizar para evaluar las alternativas de uso de bunkers que albergan o albergaban un equipo de cobalto 60.
- B. Justificación metodológica: Este estudio proporcionara una metodología de análisis de la viabilidad de reusar un bunker para equipo de cobalto 60 para instalar y poner en operación un equipo de tomoterapia helicoidal a través de dos instrumentos: un software para evaluación del cumplimiento de los requisitos del fabricante en cuanto a las dimensiones internas que debe tener el bunker para instalar un equipo de tomoterapia helicoidal y un software de cálculo de blindajes para bunkers con equipos de tomoterapia helicoidal.
- C. Justificación práctica: Este estudio va a ayudar a la solución del problema de determinar la viabilidad de reutilizar bunkers diseñados y construidos para equipos de cobalto 60. Este estudio beneficiara también a los profesionales de la Física Medica y a Instituciones (hospitales públicos y/o clínicas privadas) que deseen desarrollar proyectos de modernización de centros de radioterapia reemplazando antiguos equipos de Cobalto 60 por modernos equipos de Tomoterapia Helicoidal.
- D. Justificación económica: Este estudio permitirá mejorar la situación económica de los pacientes en cuanto a que, si el bunker pertenecía a una entidad pública y el servicio de radioterapia es reactivado, los pacientes no tendrán que acudir a centros privados que generalmente tienen un mayor costo o ya no tendrán que viajar a otras ciudades en busca de tratamiento. Para las instituciones significaría un ahorro en la inversión para reactivar sus servicios de radioterapia ya que no necesitaran construir un nuevo bunker.
- E. Justificación social: Este estudio tendría un gran impacto social, ya que año tras año el número de pacientes con cáncer se va incrementando por lo que se estaría ayudando a cubrir la necesidad de atención en salud de la sociedad. Es decir, el beneficio final de los resultados de este estudio lo recibirán los pacientes con cáncer por la reapertura de centros de radioterapia con un equipo de última tecnología dándoles la oportunidad de recibir tratamientos con técnicas modernas de tratamiento, tales como radioterapia en 3D y radioterapia de intensidad modulada.

1.6 Hipótesis

Satisfacer los requerimientos del fabricante y las normativas nacionales, así como las recomendaciones internacionales en cuanto a restricciones de dosis hará viable la reutilización de un bunker de cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal.

1.7 Estrategia metodológica

Este estudio es práctico, es decir, es una investigación aplicada con un enfoque cuantitativo.

1.7.1 Diseño de la Investigación

La investigación se ha diseñado de la siguiente manera:

- A. Investigación bibliográfica de: antecedentes, requerimientos del fabricante, metodología de cálculo de blindajes para equipos de tomoterapia helicoidal.
- B. Elaboración de softwares que serán utilizados como instrumentos de análisis tanto del espacio físico necesario, así como del blindaje requerido. Constituyendo estos softwares, un importante aporte de este trabajo de investigación.
- C. Estudio de casos prácticos:

Caso 1: Hospital 1 en Perú.

Caso 2: Hospital 2 en Perú.

Caso 3: Hospital en Bolivia.

Caso 4: Hospital en Uganda - África

D. El estudio en general y el análisis de los casos prácticos, permitirán llegar a importantes conclusiones y recomendaciones para casos similares.

1.7.2 Proceso de investigación

Estableciendo como punto de partida de este estudio que: satisfacer los requerimientos del fabricante y las normativas nacionales, así como las recomendaciones internacionales en cuanto a restricciones de dosis hará viable la reutilización de un bunker de cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal, el primer paso será realizar una investigación bibliográfica respecto de los requerimientos del fabricante en relación al espacio físico necesario para la instalación de equipos de tomoterapia helicoidal para elaborar un software que posteriormente será usado como instrumento de evaluación

del cumplimiento de estos requisitos, luego se investigará respecto de la metodología de cálculo de blindajes de bunkers para equipos de tomoterapia helicoidal para elaborar un software que posteriormente también será usado como instrumento de recálculo de blindajes para determinar si las paredes del bunker existente protegen adecuadamente al personal ocupacionalmente expuesto y al público y, en caso de no hacerlo se recomendaran las acciones correctivas necesarias. Así mismo se estudiarán los antecedentes de investigaciones similares.

Posteriormente se investigarán que centros de radioterapia nacionales y de otros países, con bunkers que albergan o albergaban equipos de cobalto 60 pueden ser favorecidos con el análisis que se plantea en este estudio para determinar la viabilidad de reutilización de estos bunkers para cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal, todo esto nos permitirá llegar a importantes conclusiones y recomendaciones para casos similares.

CAPITULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes

A continuación, se muestran algunos artículos tanto de publicaciones como de tesis de maestría en Física Medica, como antecedentes a la investigación que se ha realizado. Estos artículos hablan de las consideraciones que se deben tener al realizar el cálculo de blindajes para equipos de tomoterapia, otros como el de Baechler [3], desarrolla un método de cálculo el cual será usado en este trabajo, otro artículo como el de Wu [5] evalúa un bunker existente para acelerador lineal de baja energía con la intención de instalar en ese bunker un equipo de tomoterapia helicoidal, otros artículos (M. Mehrer [6] y F. Zubeldia [11]) desarrollan softwares para el cálculo de blindajes para bunkers con aceleradores convencionales pero como aclara Baechler [3] "la configuración especial de las unidades de tomoterapia no permite el uso de métodos de cálculo de blindaje estándar", por lo tanto, al momento de hacer el cálculo y diseño de blindajes para equipos de tomoterapia helicoidal debemos tomar en cuenta que estos equipos tienen un diseño y funcionamiento diferentes que los aceleradores convencionales. Por otro lado, en relación al cálculo de blindajes para Tomoterapia Helicoidal la NCRP 151 [12] advierte lo siguiente: Robinson et al. (2000) utilizó la tomoterapia serial en el estudio que hizo y es probable que las conclusiones a las que llegó no se apliquen a la tomoterapia helicoidal.

2.1.1 John Balog, Dan Lucas, Cleber DeSouza, Rick Crilly, (22 February 2005)

Título: HELICAL TOMOTHERAPY RADIATION LEAKAGE AND SHIELDING CONSIDERATIONS

Resumen: Las consideraciones de la radiación de fuga y el blindaje del bunker aumentan significativamente para los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) debido al aumento del tiempo de radiación para entregar las dosis prescritas mediante los campos modulados. La tomoterapia, con su enfoque de corte a corte para la IMRT, exacerba aún más este aumento. En consecuencia, se utiliza un blindaje adicional en las máquinas de tomoterapia para reducir la radiación no deseada. Se estudiaron los efectos competitivos de la alta modulación y el blindaje mejorado. Los niveles de radiación de fuga en el bunker se presentan por las rotaciones continuas del gantry, que se utilizan

siempre durante los tratamientos. La fuga medida a 4 m del isocentro es menor que la salida de calibración. También se investigaron los niveles de exposición a la radiación primaria. Se estudió el efecto de la fuga dirigida hacia adelante a través del sistema de colimación con haz, ya que esta es la dosis de fuga que el paciente recibiría en el curso de un tratamiento. Se calculó un tratamiento de 12 minutos para producir solo el 1% de la dosis de fuga de pacientes a la región periférica. Los tiempos de tratamiento más prolongados en Tomoterapia Helicoidal producen menos dosis para el paciente si el ancho de campo seleccionado es correspondientemente más estrecho. Se presenta un método para estimar la dosis de fuga en el peor de los casos que un paciente recibiría.

2.1.2 Zacarias, Albert; Balog, John; Mills, Michael (Health Physics: octubre 2006 - Volumen 91 - paginas 289-295).

Título: RADIATION SHIELDING DESIGN OF A NEW TOMOTHERAPY FACILITY

Resumen: Se espera que la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la radioterapia guiada por imagen (IGRT) reemplacen una gran parte de los tratamientos de radioterapia que se realizan actualmente con técnicas de conformación 3D convencionales basadas en MLC. La IGRT puede convertirse en el estándar de tratamiento en el futuro para el cáncer de próstata y cabeza y cuello. Muchas instalaciones establecidas pueden reconvertir los bunkers existentes para realizar este método de tratamiento con equipos nuevos o mejorados. En el futuro, más instalaciones, sin duda, estarán considerando nuevos diseños para sus bunkers de tratamiento. Una reevaluación de los principios de diseño utilizados en el diseño de bunkers convencionales es beneficiosa para aquellos que consideran este enfoque con una nueva instalación de tomoterapia. Esto se hace más imperativo ya que el diseño del sistema TomoTherapy es único en varios aspectos y no encaja bien en el formalismo de NCRP 49 para un acelerador lineal convencional.

2.1.3 Chuan Wu, Fanqing Guo and James A Purdy, (16 October 2006) Phys. Med. Biol.51 (2006) páginas: N389–N392

Título: HELICAL TOMOTHERAPY SHIELDING CALCULATION FOR AN EXISTING LINAC TREATMENT ROOM: SAMPLE CALCULATION AND CAUTIONS

Resumen: Este documento presenta una receta de cálculo de blindaje paso a paso para una unidad de tomoterapia helicoidal (TomoTherapy Inc., Madison, WI, EE. UU.),

recientemente instalada en una sala de tratamiento para un Varian 600C existente. Las radiaciones primarias y secundarias (fugas y dispersión) se consideran explícitamente. Se supone una carga de paciente típica. El factor de uso se calcula basándose en una fórmula analítica derivada de la geometría de administración del haz rotacional de tomoterapia. Las fugas y la dispersión se incluyen en el cálculo basado en los datos de medición correspondientes, documentados por TomoTherapy Inc. Nuestro resultado de cálculo muestra que, a excepción de un área pequeña en la consola de control de los Tecnólogos Médicos, la mayor parte del blindaje para el acelerador Varian 600C existente es suficiente para la nueva unidad de tomoterapia. Este trabajo orienta a otras instituciones que enfrentan situaciones similares, donde se considera una unidad de Tomoterapia Helicoidal para una sala de tratamiento de LINAC existente, se podría considerar un mayor blindaje secundario en algunas ubicaciones, debido al requisito significativamente mayor de blindaje secundario por parte del equipo de Tomoterapia Helicoidal.

2.1.4 S. Baechler, F. O. Bochud, D. Verellen and R Moeckli (1 agosto 2007)

Título: SHIELDING REQUIREMENTS IN HELICAL TOMOTHERAPY

Resumen: La Tomoterapia Helicoidal es un tratamiento de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) relativamente nuevo para el cual se debe reevaluar la protección del bunker por las siguientes razones. El tiempo necesario para administrar una dosis objetivo determinada se incrementa y conduce a una carga de trabajo semanal de típicamente un orden de magnitud mayor que la de la radioterapia convencional. La configuración especial de las unidades de tomoterapia no permite el uso de métodos de cálculo de blindaje estándar. Un acelerador lineal convencional debe estar protegido para las radiaciones de fotones primarios, de fugas y de dispersión. Para la tomoterapia, la radiación primaria ya no es el principal problema de blindaje, ya que posee Beam Stopper instalado en el gantry directamente opuesto a la fuente. Por otro lado, debido al mayor tiempo de irradiación, la fuga por el cabezal del acelerador se convierte en una preocupación importante. Se ha desarrollado un modelo analítico basado en consideraciones geométricas para determinar los niveles de radiación de fuga en todo el bunker debido a la rotación continua del gantry. En comparación con la radiación de fuga, la radiación de dispersión es una contribución menor. Dado que las unidades de tomoterapia operan a una energía nominal de 6 MV, la producción de neutrones es despreciable. Este trabajo propone un modelo sintético y conservador para el cálculo de los requisitos de blindaje para la unidad de TomoTherapy Hi-Art II. Finalmente, se proporciona el espesor de blindaje de concreto requerido para diferentes posiciones de interés.

2.1.5 Mariana Mehrer, (24 noviembre 2016)

Título Tesis de Maestría en Física Médica: DESARROLLO DE UN SISTEMA COMPUTARIZADO PARA EL DISEÑO ADECUADO DE INSTALACIONES BLINDADAS DE RADIOTERAPIA

Resumen: El trabajo propone de la manera más adecuada posible, el diseño de las barreras primarias, secundarias y puertas, necesarias para proteger el exterior de un cuarto que realiza tratamientos con radioterapia, utilizando como herramienta de elaboración el lenguaje Matlab, y cumpliendo con las normas Covenin actuales venezolanas además del NCRP. 151, conjuntamente con las ecuaciones indicadas más adelante. El programa abarca consideraciones, nuevas tecnologías y tratamientos especiales utilizados en la actualidad, tales como CyberKnife, respetando siempre las dimensiones mínimas para el buen funcionamiento del equipo y el movimiento de la camilla, si es el caso, calculando y optimizando de esta manera, los datos y el diseño para iniciar la construcción de dicha instalación, evitando así modificaciones de última hora. Se realizará una revisión bibliográfica amplia desde el inicio del descubrimiento de la radiación ionizante y las consecuencias por el mal uso de la misma. De esta manera se hace hincapié a la protección radiológica adecuada para cada instalación.

2.1.6 Zubeldia, Francisco (2016)

Título Tesis de Maestría en Física Medica: EVALUACIÓN DEL REPORTE NCRP 151: CÁLCULOS DE BLINDAJES PARA SALAS DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DE ALTA ENERGÍA

Resumen: El tema principal de la siguiente tesis es el desarrollo de una planilla de cálculo que permita el cálculo de los espesores de las barreras primarias y secundarias de una sala de tratamiento que albergará un acelerador lineal de alta energía, basándose en la metodología diseñada por el NCRP 151 y en los límites de dosis aceptados por la Autoridad Regulatoria Nuclear de Argentina. La planilla es útil también para el caso de remodelar salas ya construidas, permitiendo el cálculo de los nuevos espesores en función

principalmente de las nuevas cargas de trabajo y técnicas de tratamientos. Se analizan 3 casos de estudio con problemas de construcción o cambios en la carga de trabajo. El uso del NCRP 151 acarrea consigo una evaluación del mismo, sopesando su practicidad y exactitud en los cálculos. Se desarrolla también una aplicación con interfaz gráfica capaz de calcular componentes primaria y secundaria en un punto de una representación de un búnker, de acuerdo con la carga de trabajo ingresada.

2.2 Bases teóricas

2.2.1 Dimensiones internas mínimas que debe tener un bunker para instalar en él un equipo de Tomoterapia.

I. Requerimientos de espacio para el ingreso y circulación del equipo

I.1 Ingreso del equipo con el embalaje por la puerta actual

Existen dos tipos de embalaje con el cual el equipo puede llegar, analizaremos ambas opciones para determinar si el equipo puede ingresar al bunker actual.

A. Embalaje con ruedas

En la siguiente figura se muestra las dimensiones mínimas requeridas de la puerta: Ancho 121,9 cm X Alto 208,3 cm.

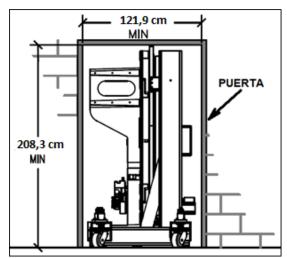


Figura 1: Embalaje con ruedas para el desplazamiento durante el ingreso del bulto al bunker. Proporcionado por la empresa proveedora del equipo, representante de Accuray en Bolivia.

B. Embalaje con Skates

En la siguiente figura se muestra las dimensiones mínimas requeridas de la puerta: Ancho 121,9 cm X Alto 213,4 cm

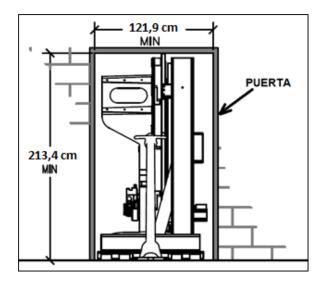


Figura 2: Embalaje con Skates para el desplazamiento durante el ingreso del bulto al bunker. Proporcionado por la empresa proveedora del equipo, representante de Accuray en Bolivia.

I.2 Ingreso del equipo y circulación por el laberinto

Debido a que el equipo viene con dos tipos de embalajes, debemos evaluar ambas opciones, para determinar si podrá circular por el laberinto hasta llegar al interior del bunker.

A. Embalaje con ruedas

De acuerdo a las recomendaciones del fabricante, se muestra en la siguiente figura las dimensiones mínimas que debe tener el ancho del laberinto (180,3 cm), para permitir la circulación del equipo con el embalaje de ruedas.

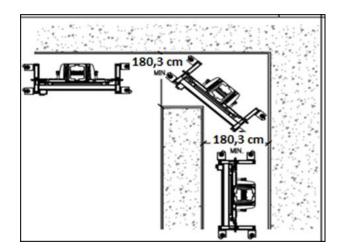


Figura 3: Ancho del laberinto para embalaje con Ruedas. Proporcionado por la empresa proveedora del equipo, representante de Accuray en Bolivia.

B. Embalaje con Skates

De acuerdo a las recomendaciones del fabricante, se muestra en la siguiente figura las dimensiones mínimas que debe tener el ancho del laberinto (162,6 cm), para permitir la circulación del equipo con el embalaje de Skates.

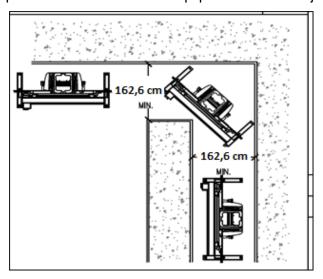


Figura 4: Ancho del laberinto para embalaje con Skates. Proporcionado por la empresa proveedora del equipo representante de Accuray en Bolivia.

II. Requerimientos de espacio físico para la sala del bunker

De acuerdo a las recomendaciones del fabricante [4], las dimensiones mínimas de la sala de tratamiento deben ser las siguientes:

Tabla 2: Dimensiones mínimas que debe tener la sala de tratamiento para que se pueda instalar en él un equipo de tomoterapia [4].

Requerimientos mínimos de tamaño de sala		
Alto (A)	274,3 cm	
Largo (B)	602 cm	
Ancho (C)	463 cm	



Figura 5: Dimensiones de la sala de tratamiento que se evalúan para saber si se puede instalar en él un equipo de tomoterapia [4].

2.2.2 Cálculo de blindajes para las paredes, techo y puerta del bunker

Las recomendaciones y la información técnica para el diseño del blindaje estructural de las instalaciones de radioterapia que utilizan rayos X de hasta 10 MeV se describen en detalle en el Informe N° 49 del Consejo Nacional de Protección y Medición de Radiación (NCRP). Este informe propone métodos de cálculo de blindaje para radiaciones primarias, de fuga y de dispersión, y describe conceptos de carga de trabajo, factor de uso y factor de ocupación [13].

En 2005, el NCRP publicó el Informe N° 151 [12], el cual reemplazó al Informe NCRP N° 49. Este nuevo informe incluye información para instalaciones que operan a voltajes más altos que el máximo de 10 MV cubierto anteriormente. Además de la radioterapia convencional, el NCRP N° 151 aborda los procedimientos especiales, especialmente la radioterapia de intensidad modulada (IMRT). Con respecto a los requisitos de blindaje para

la tomoterapia, el NCRP N° 151 resume brevemente las conclusiones del trabajo realizado por Robinson et al., donde señala, que estos resultados probablemente no se apliquen a la tomoterapia helicoidal porque evaluaron la tomoterapia serial que consiste en terapia de arco modulada por intensidad de un acelerador convencional. Esta técnica difiere mucho de la tomoterapia helicoidal que se construye con mucho más blindaje del acelerador inherente y utiliza el haz giratorio de manera más eficiente. El Informe de seguridad del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) N° 47, también proporciona una orientación sucinta sobre el blindaje estructural de las instalaciones de IMRT, pero no aborda la tomoterapia [14].

Para una unidad de tomoterapia, a diferencia de las instalaciones de radioterapia convencionales, la dosis administrada en el isocentro no está directamente relacionada con el número de las Unidades de Monitor (UM) [3].

Como ya se había mencionado, Wu et al., realizó el cálculo de blindajes para instalar un equipo de Tomoterapia Helicoidal en el bunker de un acelerador lineal convencional [5] pero no estudiaron el problema de instalar un equipo de Tomoterapia en el bunker de un equipo de Cobalto 60.

Por su parte, M. Mehrer, realizó una Tesis de Maestría en Física Medica titulado: "desarrollo un sistema computarizado para el diseño adecuado de instalaciones blindadas de radioterapia", sin embargo, solo hace una mención de una de las consideraciones a tomar en cuenta para hacer el cálculo y diseño de blindajes de un bunker para Tomoterapia, pero no desarrolla el método de cálculo completo para instalaciones con este tipo de equipos [6].

2.2.2.1 Método de cálculo de blindajes para bunker con equipo de tomoterapia

El cálculo de blindajes se realizará tomando en consideración las recomendaciones del método desarrollado por Baechler et al., [3], Balog et al., [15], Wu et al., [5], el Informe NCRP N° 151 [12], el Safety Reports Series N° 47 [14].

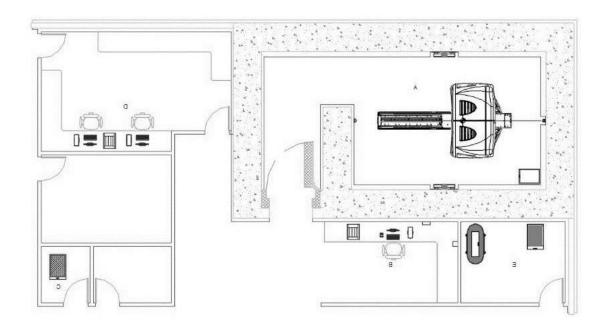


Figura 6: Plano de planta típico del sistema Radixact con laberinto [16].

El espesor de la barrera de blindaje para proteger el lugar de interés contra cada componente de radiación se calcula utilizando la siguiente fórmula [3]

$$S_i = z_i x n_i \tag{1}$$

$$n_{i} = \log_{10} \left[\frac{W \times T}{H} \times U_{i} \times R_{i} \times q_{i} \right]$$
 (2)

Dònde:

- i Es el índice de componente de radiación
- S Es el espesor de blindaje requerido
- z Es la capa decimo reductora (TVL)
- n Es el número de TVLs requerido para el blindaje
- B Es la atenuación requerida del blindaje
- W Es la carga de trabajo semanal
- U Es el factor de uso (o dirección)
- T Es el factor de ocupación
- H Es la dosis ambiental admisible
- R Es el factor de reducción
- q Es el factor de dosis equivalente.

I. Parámetros que no dependen de la componente de radiación

A. Carga de trabajo W, W_{pri} y factor de IMRT, para una unidad de tomoterapia, a diferencia de las instalaciones de radioterapia convencionales, la dosis administrada en el isocentro no está directamente relacionada con el número de Unidades de Monitor (UM) [3] y pueden alcanzar una carga de trabajo semanal de 7 x 10⁵ UM. El cual corresponde a un tiempo de irradiación semanal de 700 min (5 min/paciente x 3,5 pacientes/h x 40 h) con una tasa de dosis de referencia de aproximadamente 10 Gy/min en el isocentro.

De acuerdo a la guía de instalación del equipo de Tomoterapia Radixact, dado que el sistema Radixact está equipado con un beam stopper para frenar el haz primario, los requisitos de espesor de barreras de blindajes están dominados por radiación secundaria (fundamentalmente radiación de fuga) [16] página 20. Por lo tanto, es crítico estimar correctamente la carga de trabajo de fugas (W) semanal específico de cada instalación.

$$W = 850 \frac{cGy}{minuto} \times Tiempo \frac{minutos}{paciente} \times Número \frac{pacientes}{dia} \times Número \frac{dias}{semana} = Dosis \frac{cGy}{semana}$$
 (3)

Ejemplo caso 1:

$$W = 850 \frac{\text{cGy}}{\text{minuto}} \times 6 \frac{\text{minutos}}{\text{paciente}} \times 40 \frac{\text{pacientes}}{\text{dia}} \times 5 \frac{\text{dias}}{\text{semana}} = 1020000 \frac{\text{cGy}}{\text{semana}}$$
(4)

$$W = 1 \ 020 \ 000 \frac{cGy}{semana} = 10 \ 200 \frac{Gy}{semana}$$
 (5)

El factor de IMRT recomendado de 16 MU/cGy aplicable al 100 % de instalaciones con IMRT. El factor IMRT explica el aumento en las UM (Unidades de Monitor) del acelerador debido a los tamaños de campo pequeños que se necesitan para alcanzar la dosis absorbida deseada para el tratamiento del paciente. En resumen, para una dosis absorbida dada, las UM necesarias para la IMRT es mucho mayor que las UM necesarias para el tratamiento convencional. Una metodología para determinar el factor de IMRT implica multiplicar la relación de tiempo máximo/promedio de apertura de las láminas por la relación de máximo/promedio de número de láminas abiertas durante el tratamiento por la relación de máximo/promedio ancho del campo:

$$Factor de IMRT = \frac{\text{máximo}}{\text{promedio}} \begin{pmatrix} \text{Tiempo} \\ \text{de laminas} \\ \text{abiertas} \end{pmatrix} \times \frac{\text{máximo}}{\text{promedio}} \begin{pmatrix} \text{Número de} \\ \text{laminas} \\ \text{abiertas} \end{pmatrix} \times \frac{\text{máximo}}{\text{promedio}} \begin{pmatrix} \text{Ancho de} \\ \text{campo} \end{pmatrix}$$
 (6)

Factor de IMRT =
$$\frac{100\%}{50\%} \times \frac{64}{16} \times \frac{50 \text{mm}}{25 \text{mm}} = 16$$
 (7)

Ejemplo caso 1:

$$W_{pri} = \frac{W}{16} = \frac{1020000}{16} \frac{cGy}{semana} = 637,5 \frac{Gy}{semana}$$
 (8)

En el NCRP N° 151 se establecen las consideraciones que deben tomarse en cuenta en el caso de IMRT [12].

B. El factor de ocupación T, para un área es la fracción de tiempo durante el cual el individuo más expuesto está presente mientras el haz está encendido. En la tabla 3, se muestra los valores propuesto para dicho factor.

De acuerdo al NCRP N° 151 [12], los valores de Dosis equivalente H permisibles deben ser 0,02 mSv/semana para áreas no controladas (es decir para público) y 0,1 mSv/semana en áreas controladas (es decir para personal ocupacionalmente expuesto). Estos criterios de diseño de protección en dosis equivalentes aseguran que las dosis anuales para los trabajadores y para los miembros del público no excedan los 5 mSv y 1 mSv, respectivamente.

Tabla 3: Factores de ocupación T sugeridos. Cuando se usa un factor de ocupación bajo para una habitación inmediatamente adyacente a una sala de tratamiento (bunker), se debe tener cuidado de considerar también las áreas más alejadas de la sala de tratamiento. La habitación contigua puede tener un factor de ocupación significativamente más alto y, por lo tanto, puede ser más importante en el diseño del blindaje a pesar de las mayores distancias involucradas. El factor de ocupación para el área que se encuentra justo afuera de la puerta de una sala de tratamiento (bunker) a menudo puede suponerse que es menor que el factor de ocupación para el espacio de trabajo desde el que se abre [12].

Localización	Factor de ocupación T
Áreas de ocupación completa (áreas ocupadas a tiempo completos por un individuo).	1
Por ejemplo, oficinas administrativas; áreas de planificación	
de tratamiento, salas de control de tratamiento, estaciones	
de enfermeras, áreas de recepción, salas de espera	
asistidas, espacio ocupado en el edificio cercano.	
Sala de tratamiento adyacente, sala de examen del	1/2
paciente adyacente a la sala blindada (bunker).	1/2
Pasillos, salas de empleados, baños de personal.	1/5
Puertas de la sala de tratamiento	1/8
Baños públicos, salas expendedoras sin supervisión, áreas	1/20
de almacenamiento, áreas al aire libre con asientos, salas	1/20
de espera sin supervisión, áreas de espera para pacientes,	
áticos, armarios de conserjería.	
Áreas al aire libre con tráfico peatonal o vehicular	1/40
transitorio, estacionamientos sin supervisión, áreas para	1/40
dejar vehículos (sin supervisión), escaleras, ascensores sin	
supervisión.	

II. Parámetros que dependen de la componente de radiación

A. Capa decimo reductora TVL, es el espesor de un material que, al interponerse en un haz útil de Rayos X, atenúa la intensidad de la radiación al 10 % de su valor inicial.

Los cálculos de blindaje en el diseño de las instalaciones de radioterapia deben realizarse para radiaciones primarias, de fuga y dispersa. TVLs para radiación primaria z_P y radiación dispersa z_S para rayos X incidentes de 6 MV se muestran en la tabla 4, de acuerdo con diferentes recomendaciones internacionales. Hay una coincidencia muy buena entre los diferentes conjuntos de datos.

Tabla 4: TVLs aproximados (en cm) basados en una gran atenuación de rayos X de 6 MV en diferentes materiales [3,12,14].

	Alemán (DIN)/Suizo		NCRP N° 151		IAEA N° 47	
Material de blindaje	Primaria /					
	Fuga	Dispersa	Primaria	Dispersa	Primaria	Dispersa
Concreto (2,3 g/cm ³)	34	17	33	17	34	17
Acero (7,8 g/cm ³)	9,8	5	10		9,8	
Plomo (11,3 g/cm ³)	5,3	1,5	5,7	1,5	5,5	

B. Factor de uso U, es la máxima fracción de tiempo durante la cual el rayo se dirige hacia el lugar a proteger.

En el caso de la tomoterapia, este factor debe evaluarse para un Gantry de rotación continua, que siempre es el caso durante los tratamientos de tomoterapia de pacientes. Para la radiación primaria, se considerará el factor U al determinar el factor de reducción. Para las radiaciones de fuga y dispersión, el factor de uso se establece en 1 para las unidades de radioterapia convencionales.

- C. Factor de dosis equivalente q, es igual a 1 mSv/mGy en cualquier caso, dado que la contribución de neutrones es totalmente insignificante con una energía de fotones de 6 MV.
- D. Factor de reducción R, da la razón de la tasa de dosis para un componente de radiación específico a una distancia dada, a la tasa de dosis en el punto de referencia. Se debe tener en cuenta que el modo de haz de electrones no está disponible para la unidad de tomoterapia y, por lo tanto, no se toma en cuenta el blindaje contra los haces de electrones.

III. Radiación primaria

El factor de reducción para la radiación primaria sigue la ley del cuadrado inverso de la distancia y se calcula mediante la siguiente expresión [3]:

$$R_{p} = \frac{(a_{0})^{2}}{(a_{p})^{2}} \tag{9}$$

Para una unidad de radioterapia convencional, la distancia de referencia a_0 generalmente se encuentra a 1 m de la fuente. Para la tomoterapia, es más relevante colocar el punto de referencia en el isocentro, es decir, en el eje de rotación del Gantry, a 0,85 m de la fuente. El parámetro a_n es la distancia entre el lugar para proteger y la fuente. En el sistema de tomoterapia radixact, se ha instalado un beam stopper que consiste en bloques de plomo de 15,2 cm de espesor en el Gantry directamente enfrente de la fuente [16].

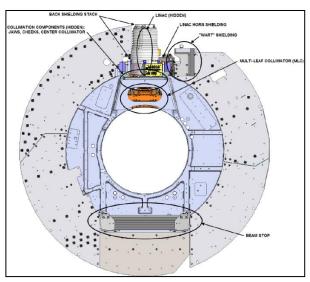


Figura 7: Beam Stopper, compuesto por láminas de plomo de espesor 15.2 cm [16].

Utilizando los TVL de la tabla 10, encontramos que la transmisión del haz primario a través del beam stopper de 15,2 cm de plomo oscila entre 1/468 (para TVL_{Pb} = 5,7 cm) y 1/738 (para TVL_{Pb} = 5,3 cm). Sin embargo, al medir la transmisión con una cámara de ionización, Balog et al. [15], encontraron un factor de 1/250 con un beam stopper de 13 cm de espesor del equipo de tomoterapia modelo Hi-Art II, en el que la transmisión del haz primario a través del beam stopper oscilaba entre 1/190 y 1/285 [3]. Dado, que el espesor del Beam Stopper del sistema de tomoterapia radixact es de 15,2 cm se considerará una corrección de transmisión de 1/500 e introduciendo la distancia a_p entre el lugar para proteger y el isocentro, la ecuación (9) se convierte en:

$$R_{p} = \frac{(a_{0})^{2}}{(a_{0} + a_{p})^{2}} \times \frac{1}{500}$$
 (10)

Puesto que el Gantry gira continuamente durante los tratamientos, una estimación simple del factor de uso U consiste en tomar la relación del ángulo máximo de apertura del haz al ángulo completo. La superficie máxima del haz primario en el isocentro es (40 × 5) cm², que corresponde a un ángulo de apertura de 27° en la dirección transversal. Añadiendo un margen de 5° a cada lado debido a la radiación dispersa de alta energía en ángulos pequeños, el factor de uso U se evalúa a 0,10. Robinson et al [17] y Wu et al., [5] proponen una expresión analítica que depende tanto de la distancia entre el lugar a proteger como del isocentro, en nuestro caso utilizamos la fórmula de Wu et al., [5] para calcular el factor de uso.

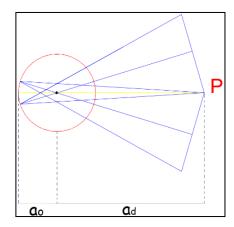


Figura 8: Representación gráfica para el cálculo del factor de uso U, propuesta por el autor.

$$U_{p} = \frac{1}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{a_{0}}{a_{d}} \frac{\sqrt{(A/2)^{4} + \left(\frac{A^{2}}{4} + (a_{0})^{2}\right)((a_{d})^{2} - A^{2}/4)} - A^{2}/4}}{\frac{A^{2}}{4} + (a_{0})^{2}} \right)$$
(11)

Donde;

A = Ancho máximo del campo proyectado al isocentro = 40 cm

a₀ = Distancia fuente a isocentro = 85 cm

a_d = Distancia del isocentro al punto de interés

Teniendo en cuenta los requisitos de dimensión de la sala de tratamientos para el sistema TomoTherapy radixact, las distancias de interés para la evaluación del blindaje son típicamente de entre 2,5 m y más de 10 m. Usando la fórmula de Wu et al., [5], el factor de uso U_p varía de 0,10 a 2,5 m y 0,08 a 10 m. Por lo tanto, asumimos un valor de 0,10 es conservador y apropiado en el presente contexto, especialmente, porque la radiación primaria no es la principal contribución.

IV. Radiación de fuga

Tomotherapy Inc [18] y Balog et al., [15] publicaron mediciones relativas de la radiación de fuga que rodea una unidad de tomoterapia helicoidal. Para ello, midieron dosis en el aire en el plano horizontal (XZ) a la altura del isocentro en varios ángulos a distancias radiales de 1 a 4 m como se muestra en la figura 9. El Gantry gira continuamente, y todas las hojas se cerraron durante estas mediciones. Obtuvieron fracciones de fuga, o factores de reducción, que oscilaron entre el 0,18 % y el 0,0006 % de la dosis en el isocentro. Posteriormente, Ramsey et al., [18] obtuvieron resultados comparables usando un enfoque similar.

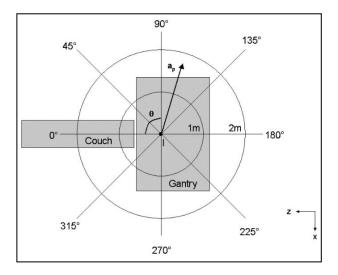


Figura 9: Vista superior esquemática de la instalación de tomoterapia que indica la configuración para evaluar la radiación de fuga en el plano del isocentro (I) [3].

La extrapolación de factores de reducción medidos entre 1 m y 4 m a distancias radiales más grandes involucradas en la consideración del blindaje, hasta 10 m, no es sencillo. Para la radioterapia convencional, el factor de reducción de fugas R_I sigue la ley del cuadrado inverso de la distancia determinado por la siguiente expresión matemática:

$$R_{l} = \frac{\dot{D}_{l}}{\dot{D}_{p}} \times \frac{(a_{0})^{2}}{(a_{n})^{2}}$$
 (12)

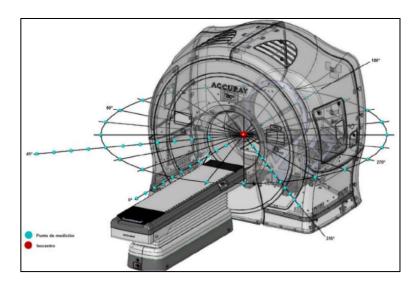


Figura 10: Puntos de medición para radiación de fuga y dispersa dentro del plano horizontal [16].

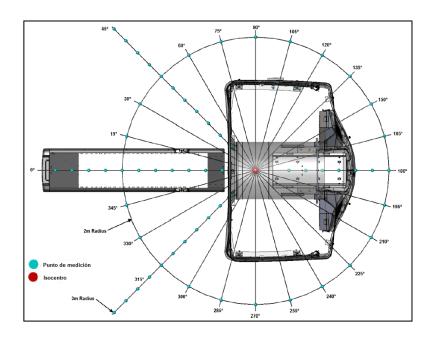


Figura 11: Vista superior del sistema Radixact con ángulos de prueba definidos para radiación de fuga y dispersa desde el paciente dentro del plano horizontal (intersectando el isocentro) [16].

Donde generalmente se usa la relación máxima de la tasa de dosis de radiación de fuga \dot{D}_l a la tasa de dosis de radiación en el punto de referencia \dot{D}_p . En el caso de la tomoterapia, la fuente gira continuamente alrededor del isocentro y la tasa de dosis no disminuye con el cuadrado de la distancia entre el lugar para proteger y la fuente. En dicho sistema geométrico, es necesario una corrección de distancia reformulada para el componente de radiación de fuga. En el plano transversal (XY en la figura 15), la fuente giratoria genera la misma contribución media a cualquier distancia igual desde el isocentro [18]. Sin falta de generalidad, nuestro cálculo se limitará a la distribución de la dosis en el plano horizontal (XZ en la figura 12). Por lo tanto, dos coordenadas son relevantes: la distancia desde el isocentro a_p y el ángulo relativo al eje de rotación θ .

Por lo tanto, introducimos una distancia media $\bar{a}(a_p, \theta)$ para la cual la dosis disminuye con el cuadrado de la distancia, como se muestra en la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{\bar{a}^2(a_p,\theta)} = \frac{1}{2\pi a_0} \int_0^{2\pi} \frac{1}{(a_n)^2(a_p,\theta)} a_0 d\emptyset$$
 (13)

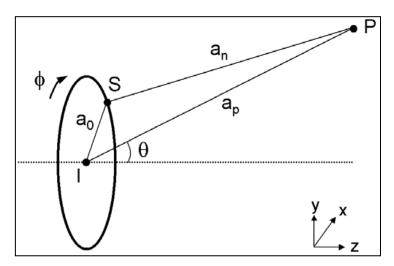


Figura 12: Vista esquemática de la unidad de tomoterapia para la consideración de la radiación de fuga: la fuente S gira alrededor del isocentro I y genera fugas (y radiación dispersa) en el lugar P [3].

Luego, la solución analítica de la ecuación (13) que nos permite calcular la distancia media cuando $a_p > a_0$ se expresa de la siguiente manera:

$$\bar{a}_{n}(a_{p},\theta) = \sqrt[4]{\left(\left(a_{0}\right)^{2} + \left(a_{p}\right)^{2}\right)^{2} - \left(2a_{p}a_{0}\text{sen}\theta\right)^{2}} \tag{14}$$

Por ejemplo, para una distancia a_p de 2 m, la distancia media oscila entre 1,8 y 2,2 m, respectivamente 90° y 0°. Cuanto mayor es la distancia desde el Gantry, más cerca están la distancia media y la distancia desde el isocentro. De hecho, en esta situación, el acelerador rotativo se puede considerar como una fuente puntual; por encima de 6,5 m, la diferencia es inferior al 1 % para cualquier ángulo [18].

Las distancias a_0 y a_n dadas en la expresión (11) se reemplazan por distancias medias. Las dosis de fuga que rodean a un sistema de tomoterapia dependen no solo de consideraciones puramente geométricas, sino también de la protección de la cabeza y otras interacciones dentro del Gantry. Por lo tanto, en nuestro modelo, el factor de reducción se normaliza a razones de tasa de dosis experimentales medidas a 3 m del isocentro. Para este fin, un factor llamado K (θ) que es la razón de la tasa de dosis de radiación de fuga a una distancia media de 1 m a la tasa de dosis de radiación en el isocentro, es decir, el factor de reducción a una distancia media de 1 m, se ha introducido y se calcula de acuerdo con la siguiente ecuación [3]:

$$K(\theta) = \left(\frac{\dot{p}_l}{\dot{p}_p}\right)_{\exp, a_p = 3m} \times (\bar{a}_n(3, \theta))^2$$
(15)

El valor de $K(\theta)$ se calcula tomando en consideración que la tasa de dosis proveniente de la fuga del equipo disminuye con el cuadrado de la distancia media. Se eligieron las proporciones de la tasa de dosis experimental a una distancia a_P de 3 m para la normalización ya que las distancias más cortas son menos relevantes para el diseño del blindaje estructural de la unidad de Terapia con Radixact. Estos datos numéricos se muestran en la tabla 5. Luego, al sustituir la ecuación (14) en la ecuación (15) nos permite determinar los factores de normalización $K(\theta)$ que se aprecian en la tabla 5 para diferentes ángulos.

Tabla 5: Valores experimentales de $\left(\frac{\dot{p}_l}{\dot{p}_p}\right)$ medidos a 3 m del isocentro y factores de normalización $K(\theta)$ usado para calcular el factor de reducción para radiación de fuga [18].

θ (°)	$\left(\frac{\dot{D}_{l}}{\dot{D}_{p}}\right)_{\text{para: }a_{p}=3\text{m}} \qquad (\times 10^{-4})$	K(θ) (× 10 ⁻⁴)
0	0,097	0,95
15	0,24	2,31
30	0,39	3,66
45	0,49	4,42
60	0,72	6,24
75	0,65	5,45
90	0,82	6,79
105	0,95	7,96
120	0,50	4,33
135	0,25	2,26
150	0,25	2,35
165	0,16	1,54
180	0,097	0,95

Finalmente, el factor de reducción para la radiación de fuga se determina de la siguiente manera:

$$R_{l} = K(\theta) \frac{1}{(\bar{a}_{n}(a_{p},\theta))^{2}}$$

$$(16)$$

Los factores de reducción se calcularon para diferentes distancias y ángulos de interés, y luego se compararon con los valores experimentales disponibles en la 'Guía de planificación del sitio' [16] y los de Balog et al., [15]. La Figura 18 muestra el buen acuerdo entre el modelo propuestos por Baechler et al., [3] y el resultado experimental. Se observan

desviaciones mayores al 50% a distancias radiales cortas, entre 1 m y 2 m, probablemente debido al complejo comportamiento de dispersión de los fotones en la vecindad del Gantry. Sin embargo, esta región no es de interés para la evaluación de blindaje estructural.

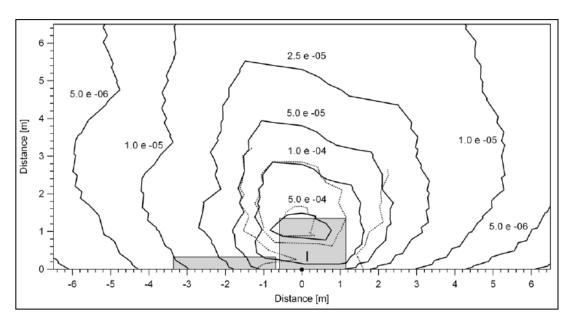


Figura 13: Isocurvas de factores de reducción para la radiación de fuga en el plano del isocentro (I) usando datos analíticos (líneas continuas) y datos experimentales (líneas discontinuas) [3].

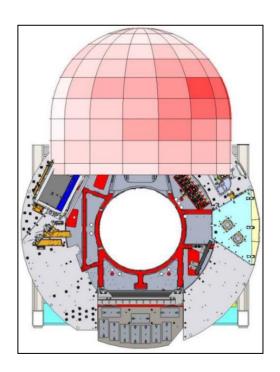


Figura 14: Vista lateral del sistema Radixact con mapa de radiación de fuga correspondiente a las mediciones de radiación de fuga en el área del cabezal [16].

V. Radiación dispersa

El factor de reducción para la radiación de dispersa se calcula utilizando la siguiente expresión [3]:

$$R_{S} = f_{S} \times F_{n} \times \frac{1}{\left(a_{S}\right)^{2}} \tag{17}$$

La distancia a_s es la distancia (en m) entre el lugar para proteger y el paciente, o el objeto de dispersión, y F_n es el área de campo de radiación máxima incidente sobre el paciente (en m^2). El parámetro f_s es la fracción de radiación dispersa a 1 m del paciente. De acuerdo al NCRP N° 151 [12] la fracción de dispersión máxima de los rayos X de 6 MV es del 1,04 % para un tamaño de campo de 400 cm² en ángulos de dispersión pequeños (10°). Para la unidad de Tomoterapia (Hi-Art II), Balog et al. [15], estimaron la contribución de dispersión solo midiendo la suma de las contribuciones de fuga y dispersión a 2 m del isocentro, y luego restando la contribución de fuga solo a 2 m. La contribución combinada de dispersión y fuga se midió con todas las hojas abiertas y con un fantoma de agua colocado en el isocentro. Dado que la radiación dispersa se produce en el isocentro, la ley del cuadrado inverso de la distancia es aplicable para determinar el factor de reducción de dispersión a 1 m [3]. Usando la expresión (17), la fracción de radiación de dispersión f_s se determina fácilmente utilizando datos experimentales para R_s , el área de campo de radiación máxima F_n de (40×5) cm² en el isocentro y una distancia a_s de 1 m.

En la tabla 6, se presentan las fracciones de dispersión f_s , las cuales varían de 0 % a 2 % dependiendo de los ángulos θ de la sala. La contribución por dispersión es ligeramente mayor en el lado de la camilla de tratamiento del paciente con un valor máximo en 75° y menor entre 105° y 120° debido a la presencia del propio Gantry. Para el presente modelo, proponemos adoptar un f_s conservador de 2 % para cualquier ángulo de la sala, especialmente porque la radiación dispersa no es la principal contribuyente. Dado, a que durante los tratamientos de tomoterapia helicoidal todas las hojas no están abiertas, por lo tanto, la contribución de la radiación dispersa efectiva será menor en el uso clínico.

Tabla 6: Factor de reducción R_s para la radiación dispersa y fracción dispersa definida en el isocentro [3]. Calculada usando medidas dadas en la tabla 2 de Balog [15].

		ı	
θ (°)	R _s para a _s = 2 m	R _s para a _s = 1 m	f _s (%)
0	5,1x10 ⁻⁵	2,04x10 ⁻⁴	1,02
15	5,7x10 ⁻⁵	2,28x10 ⁻⁴	1,14
30	5,9x10 ⁻⁵	2,36x10 ⁻⁴	1,18
45	7,1x10 ⁻⁵	2,84x10 ⁻⁴	1,42
60	8,4x10 ⁻⁵	3,36x10 ⁻⁴	1,68
75	1,0x10 ⁻⁴	4,00x10 ⁻⁴	2,00
90	3,0x10 ⁻⁵	1,20x10 ⁻⁴	0,60
105	0	0	0
120	0	0	0
135	4,4x10 ⁻⁵	1,76x10 ⁻⁴	0,88
150	3,8x10 ⁻⁵	1,52x10 ⁻⁴	0,76
165	3,7x10 ⁻⁵	1,48x10 ⁻⁴	0,74
	ı	l	

Podemos resumir el método de cálculo utilizado para los diferentes componentes de radiación con el conjunto de fórmulas que se muestran en la Tabla 7 que deben ser tomados en cuenta para el diseño y cálculo de blindajes para bunkers con equipos de tomoterapia helicoidal.

En este estudio, las TVL para radiaciones primarias y de fuga se asumieron de forma conservadora idénticas, la siguiente expresión es aplicable para evaluar el espesor efectivo teniendo en cuenta ambos componentes de radiación:

$$S_{p+1} = z_p \times \log \left(10^{\frac{S_p}{z}} + 10^{\frac{S_l}{z}} \right)$$
 (18)

El blindaje requerido para radiaciones primarias y de fuga S_{p+l} se incrementa en aproximadamente 3 % a 5 % en comparación con el blindaje de solo fugas. La contribución relativa del haz primario a la radiación de fuga se vuelve más significativa a medida que aumenta la distancia desde el isocentro [12].

Tabla 7: Resumen de fórmulas usadas para determinar los espesores de blindaje necesarios debido a los diferentes componentes de radiación para bunkers con equipos de Tomoterapia helicoidal [3].

Componente	Espesor de blindaje	Factor de reducción
de radiación		
Primaria	$S_{p} = z_{p} \times \log_{10} \left[\frac{W \times U_{p} \times T}{H} R_{p} \right]$	$R_{p} = \frac{a_{0}^{2}}{(a_{0} + a_{n})^{2}} \times \frac{1}{500}$
$a_p = a_0 + a_n$		
Fuga		$R_1 = K(\theta) \times \frac{1}{\sqrt{(a_0^2 + a_p^2)^2 - (2a_p a_0 sen \theta)^2}}$
Dispersión	$S_{s} = z_{s} \times \log_{10} \left[\frac{W \times U_{sec} \times T}{H} R_{s} \right]$	$R_s = 0.02 \times F_n \times \frac{1}{(a_s)^2}$

2.2.2.2 Cálculo de Blindajes para puerta de bunker con equipo de tomoterapia

Para el cálculo de blindaje de la puerta, se ha usado el método de cálculo recomendado por la NCRP N° 151 teniendo en cuenta los criterios de distancias y factores de reducción de dosis de radiación usados para tomoterapia [12].

Generalmente, al diseñar un bunker se suele utilizar un laberinto en el ingreso, lo cual se logra construyendo una pared interna al que se ha llamado el brazo del laberinto, representado en la figura 15 como D1 que actúa como una barrera secundaria adicional, el cual, nos permite reducir la radiación que llega a la puerta y como consecuencia tendremos puertas más livianas. El cálculo de blindaje en la puerta y el diseño del laberinto dependerá de la energía del acelerador, con lo que tenemos dos posibilidades: aceleradores de baja energía (≤ 10 MV) y aceleradores de alta energía (> 10 MV) ya que existen diferencias importantes en los tipos de radiación secundaria y las fluencias

producidas en cada uno de estos casos. Los equipos de tomoterapia corresponden a los aceleradores de baja energía porque su energía nominal es de 6MV.

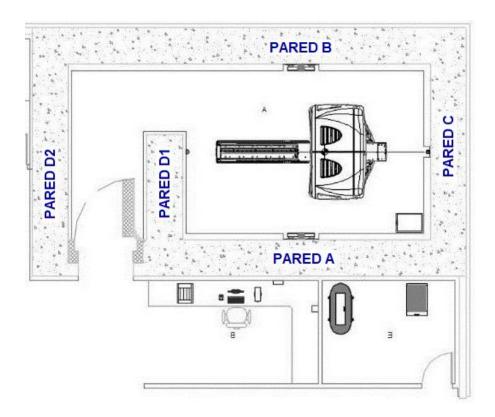


Figura 15: Diseño general de la sala para la definición de los parámetros utilizados en el blindaje de la puerta del laberinto [16].

La secuencia de cálculo es la siguiente: primero se determina la dosis equivalente en el laberinto de la puerta (debemos recordar que, la dosis equivalente H (sievert) para fotones es equivalente a la dosis absorbida D (Gray) en un lugar determinado, ya que al factor de calidad para fotones se le asigna un valor = 1 y en este estudio hemos usado $q_p = 1$ mSv/mGy) cuando el haz de radiación se dirige a la pared B mostrado en la figura 16, luego se calcula la dosis total H_{Tot} en la puerta con una fórmula propuesta en el método de cálculo de la NCRP N° 151 [12] que relaciona la dosis equivalente determinada en el primer paso con la dosis total equivalente en la puerta del laberinto producida por haces orientados en las direcciones principales del haz (derecha 90°, izquierda 270°, piso y techo). Finalmente, se calcula el espesor del blindaje de protección S_{Pb} en la puerta requerido para reducir la dosis equivalente al objetivo de diseño H = 0,0001 Sv/semana (para personal ocupacionalmente expuesto) o menos.

La dosis de radiación que llega a la puerta del laberinto se debe a la dispersión de los fotones en las superficies internas del bunker y del paciente, así como de la penetración directa de la radiación de fuga a través de la pared interna (pared D1) del laberinto [12]. De la siguiente manera:

- H_s = Dosis equivalente semanal debido a la dispersión del haz primario desde las superficies internas de las paredes del bunker
- H_{LS} = Dosis equivalente semanal debido a los fotones de fuga del cabezal dispersados por las superficies internas de las paredes del bunker
- H_{ps} = Dosis equivalente semanal debido al haz primario dispersado por el paciente
- H_{LT} = Dosis equivalente semanal debido a la radiación de fuga que se transmite a través de la pared interna D1 del laberinto

I. Calculo de la radiación dispersa (H_s)

La Ecuación 19 se usa para determinar la radiación dispersa que llega a la puerta del laberinto cuando el haz primario incide sobre la pared B.

$$Hs = \frac{WU_B\alpha_0A_0\alpha_zA_z}{(d_hd_rd_z)^2}$$
(19)

Dónde:

 H_S = Dosis equivalente semanal en la puerta del laberinto debido a la dispersión del haz primario desde la pared B.

W = Carga de trabajo (Gy/semana).

U_B = Factor de uso de la pared B, en tomoterapia es 0,1.

 α_0 = Coeficiente de reflexión en la primera superficie de dispersión A₀, cuyo valor es 2,7 x 10⁻³. Tomado de la Tabla B8.a [16], con las siguientes condiciones: fotones de 6 MV, incidencia normal (0°) y ángulo de reflexión de75° desde la normal.

 $A_0 = \text{Área del haz en la primera superficie de dispersión (m}^2).$

 α_Z = Coeficiente de reflexión para la segunda reflexión desde la superficie del laberinto A_Z (generalmente se supone una energía de 0,5 MeV), cuyo valor es 18 x 10⁻³. Tomado de la Tabla B8.b [12], con las siguientes condiciones: fotones de 0,5 MeV, ángulo de incidencia de 45°, y ángulo de reflexión de 60°.

 A_Z = Área de la sección transversal de la entrada interior del laberinto proyectada sobre la pared del laberinto desde la perspectiva de la barrera primaria irradiada A_0 (m^2).

- d_h = Distancia perpendicular desde el blanco a la primera superficie (pared B) de reflexión, igual a la distancia perpendicular desde el isocentro a la pared más 0,85 (metros).
- d_r = Distancia desde el centro del haz en la primera reflexión, más allá del borde de la pared interna D1 del laberinto, hasta el punto b en la línea media del laberinto (metros).
- d_z = Distancia de la línea central a lo largo del laberinto desde el punto b hasta la puerta del laberinto (metros).

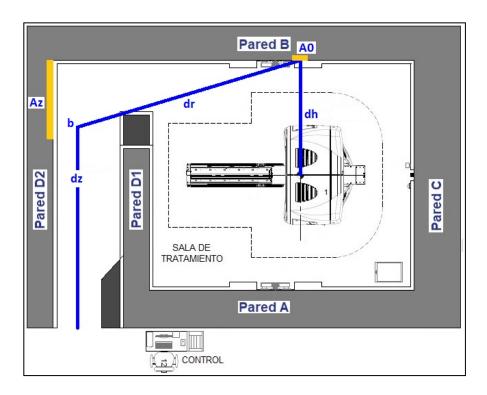


Figura 16: Áreas y distancias para calcular Hs. Representación gráfica del Autor.

La condición para validar la aplicación de este método, es que la relación altura- ancho del laberinto debe estar entre $\left[1 \le \frac{\text{Altura}}{\text{Ancho}} \le 2\right]$ [12,19].

Cuando el eje de rotación del gantry es paralelo al eje del laberinto, la dosis H_{PS} resulta del haz primario transmitido a través de la pared interna del laberinto hasta la entrada del laberinto, como se muestra en la Figura 17 y se calcula con la ecuación 20 [14].

$$H_{PS} = \frac{WU_m B_{pr} \alpha_p A_p}{\left(d'' d_p\right)^2} \tag{20}$$

Dónde:

H_S = Dosis equivalente semanal en la puerta del laberinto debido al haz primario transmitido a través de la pared interna del laberinto.

W = Carga de trabajo (Gy/semana).

U_m = Factor de uso de la pared interna del laberinto, en tomoterapia es 0,1.

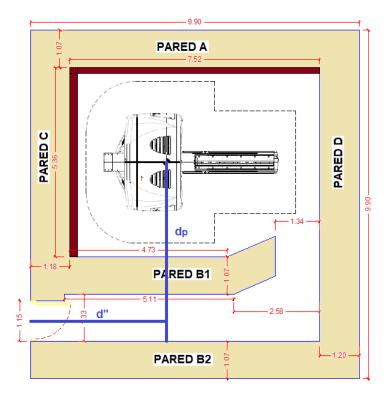


Figura 17: Eje de rotación del gantry paralelo a los brazos del laberinto. Representación gráfica del Autor.

Bpr = Es la transmisión del haz primario a través de la pared interna del laberinto.

 α_p = Coeficiente de reflexión de la pared externa del laberinto, cuyo valor es 2,7 x 10⁻³. Tomado de la Tabla B8.a [12], con las siguientes condiciones: fotones de 6 MV, incidencia normal (0°) y ángulo de reflexión de 75° desde la normal.

A_p = Área del máximo tamaño de campo proyectado a la pared externa del laberinto (m²).

 d_p = Es la distancia desde la fuente al centro de la pared externa del laberinto. En el caso de Tomoterapia se puede medir desde el isocentro como punto promedio ya que la posición de la fuente es rotaria por el diseño y funcionamiento del equipo.

d" = Es la distancia desde el centro de la pared externa del laberinto a la entrada del laberinto.

II. Calculo de radiación de fuga (HLS)

La radiación de fuga procedente del cabezal puede golpear la pared B sobre el área A1 y experimentar una dispersión individual antes de llegar a la puerta del laberinto. La ecuación 21 se usa para evaluar esta componente de la dosis equivalente en la puerta [12].

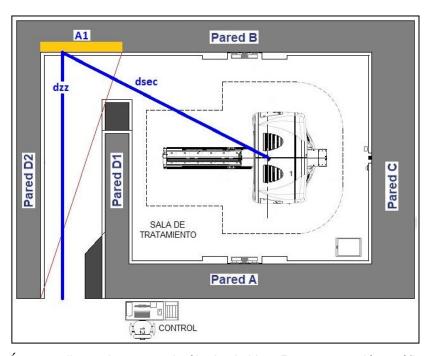


Figura 18: Áreas y distancias para el cálculo de H_{LS}. Representación gráfica del Autor.

$$H_{LS} = \frac{L_f W U_B \alpha_1 A_1}{(d_{sec} d_{zz})^2}$$
 (21)

Donde:

H_{LS} = Dosis equivalente semanal en la puerta del laberinto debido a dispersión simple de la radiación de fuga desde el cabezal.

 L_f = Es el factor de reducción de la radiación de fuga K(θ), cuyo valor se obtiene de la Tabla 11. El ángulo θ entre la componente de fuga que incide en el centro de la porción de la Pared B, que se observa desde la puerta y limitada por la pared D1 del laberinto, y el eje del equipo es igual a 60° .Por lo que, K(θ = 60°) = 6.24×10^{-4} .

W = Carga de trabajo (Gy/semana).

 U_B = Factor de uso de la pared B, en tomoterapia es 0,1.

 α_1 = Coeficiente de reflexión para la dispersión de la radiación de fuga desde la pared B. Es el coeficiente de reflexión de la barrera primaria Pared B para la radiación de fuga. Cuyo valor es 6,4 x 10⁻³, tomado de la Tabla B8.b [12], con las siguientes condiciones: fotones de 6 MV, incidencia de 45° y ángulo de reflexión de 0° (es decir, la reflexión se realiza a través de la normal a la barrera).

 A_1 = área de la pared B que se puede observar desde la puerta del laberinto (m^2).

d_{sec} = distancia desde el blanco a la línea central del laberinto en la pared B (metros) [teniendo en cuenta que se puede medir desde el isocentro como representando la posición promedio del blanco].

d_{zz} = distancia de la línea central a lo largo del laberinto (metros).

III. Calculo de radiación dispersada por el paciente (H_{PS})

La radiación dispersada por el paciente hasta la puerta del laberinto se calcula mediante la ecuación 22. La figura 19 representa las distancias y las áreas utilizadas para calcular la dosis equivalente debido a la radiación dispersada por el paciente.

$$H_{PS} = \frac{a(\theta)WU_B(\frac{F}{400})\alpha_1A_1}{(d_{sca}d_{sec}d_{zz})^2}$$
(22)

Dónde:

H_{PS} = Dosis equivalente semanal en la puerta del laberinto debido a la radiación dispersada por el paciente.

 $a(\theta)$ = fs = Fracción de dispersión para la radiación dispersada por el paciente en el ángulo θ . En este trabajo la hemos representado por fs, cuyo valor es igual a 0,02.

W = Carga de trabajo (Gy/semana).

 U_B = Factor de uso de la pared B, en tomoterapia es 0,1.

F = (F/400) solo tiene significado para aceleradores lineales convencionales y sus valores son propuestos por [19]. Aunque en la tabla b.4 del NCRP N° 151 se ha normalizado para un campo de 20×20 cm² y se concluye que para tomoterapia no tiene sentido. No obstante, en este trabajo usamos fs, por lo que F/400 = 1

 α_1 = Es el coeficiente de reflexión de la Pared B (porción de la Pared B, que se observa desde la puerta y limitada por la pared D1 del laberinto) para la radiación dispersada por el paciente. Cuyo valor es 22,0 x 10⁻³ obtenido desde la Tabla B8.b [12], para energía de 0,5

MeV, ángulo de incidencia de 45° y ángulo de reflexión de 0° (es decir la reflexión se realiza a través de la normal a la Pared B).

 $A_1 = \text{Área de la pared B que se puede ver desde la entrada del laberinto exterior (m²).$

d_{sca} = Distancia del blanco al paciente (metros), 0,85 m para Tomoterapia.

d_{sec} = distancia del paciente a la pared B en la línea central del laberinto (metros).

d_{zz} = distancia de la línea central a lo largo de la longitud del laberinto desde la superficie de dispersión A1 hasta la puerta (metros).

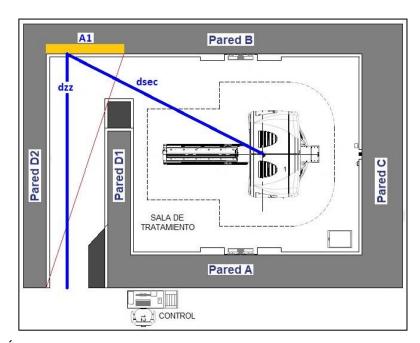


Figura 19: Áreas y distancias para el cálculo de Hps. Representación gráfica del Autor.

IV. Calculo de radiación de fuga trasmitida a través de la pared interna del laberinto (H_{LT})

La radiación de fuga que se transmite a través de la pared interna del laberinto (D1) a la puerta de la sala de tratamiento se calcula mediante la ecuación 23.

$$H_{LT} = \frac{L_f W U_B B}{d_L^2} \tag{23}$$

Dónde:

 H_{LT} = Dosis equivalente semanal en la puerta del laberinto debido a la radiación de fuga que se transmite a través de la pared interna D1 del laberinto.

 L_f = En este trabajo se calcula con: $K(\theta)$, para este caso θ = 45°, con lo cual $K(\theta$ =45°) = 4,42 x 10⁻⁴.

W = Carga de trabajo (Gy/semana).

 U_B = Factor de uso de la pared B, en tomoterapia es 0,1.

B = Factor de transmisión para la pared D1 a lo largo de la trayectoria oblicua trazada por d_L

$$B = 10^{-\left(\frac{t_s}{TVL}\right)} \tag{24}$$

 d_L = Distancia desde el blanco al centro de la puerta del laberinto a través de la pared interior D1 del laberinto (metros).

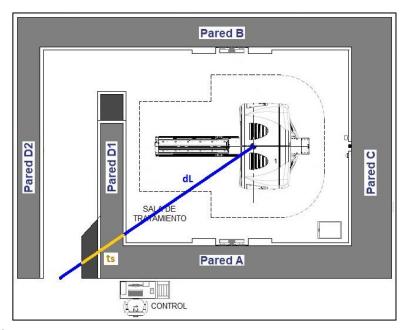


Figura 20: Áreas y distancias para el cálculo de HLT. Representación gráfica del Autor.

V. Calculo del espesor de blindaje en la puerta

Después de calcular cada uno de los componentes individuales, la dosis equivalente total (H_G) en la puerta del laberinto, con el haz dirigido a la Pared B (Figura 16), se obtiene sumando los componentes equivalentes a la dosis considerados anteriormente.

$$H_G = f H_S + H_{LS} + H_{PS} + H_{LT}$$
 (25)

Teniendo en cuenta que la carga de trabajo con el haz dirigido a la pared B utilizado para el cálculo de H_G , y la fracción del haz primario transmitido a través del paciente se representa por f en la ecuación. Por ejemplo, f tiene un valor de $\sim 0,25$ para rayos X de 6 a 10 MV [22] para un tamaño máximo de campo y utilizando un fantoma de (40 × 40 × 40) cm³ [16] y 1/500 la fracción transmitida a través del beam stopper.

Finalmente, cuando los factores de uso para las direcciones principales del haz (0, 90, 180 y 270 grados) se toman cada uno como un cuarto, la dosis total equivalente (H_{Tot}) en la puerta del laberinto de la radiación de fuga de fotones y la radiación dispersa no es simplemente $4H_G$, y se estima en $2,64H_G$ [12], donde se asigna un factor de calidad de unidad para los fotones de los aceleradores de baja energía ($\leq 10 \text{ MV}$).

$$H_{Tot} = 2,64 H_{G}$$
 (26)

El espesor de plomo (S_{Pb}) en la puerta, requerido para proteger la zona exterior a la puerta de tratamiento la calculamos con la ecuación 27.

$$S_{Pb} = n_{Pb}TVL_{Pb} \tag{27}$$

Y el número de TVLs se calcula con:

$$n_{Pb} = \log_{10} \left(\frac{1}{B_{Pb}} \right) = \log_{10} \left(\frac{H_{Tot} T_{puerta}}{H} \right)$$
 (28)

Dónde:

 H_{Tot} = Es la dosis equivalente semanal total en la zona exterior de la puerta del bunker. T_{puerta} = 1/8 (0,125), es el factor de ocupación para puerta del bunker como lo muestra la Tabla B.1 [16].

H = 0,0001 Sv/semana, es la dosis equivalente semanal permisible de acuerdo al objetivo de diseño por tratarse de una zona controla (para personal ocupacionalmente expuesto).

2.3 Marco conceptual

2.3.1 Bunkers para equipos de cobalto 60

Los equipos de teleterapia con Cobalto albergan una fuente de Cobalto 60 con una actividad que generalmente oscila entre 4 000 Ci a 10 000 Ci (incluso mayor en los más modernos) y, por lo tanto, presentan un riesgo potencial de radiación incluso cuando no se suministra energía eléctrica a la unidad. La fuente de Cobalto 60 decae con una vida media de 5,26 años y emite rayos gamma de energía 1,25 MeV.



Figura 21: Unidad de cobalto, Theratron Equinox, de MDS Nordion, Ottawa, Canadá [10].

Los espesores típicos de las paredes de un bunker para equipo de cobalto 60 son: barrera primaria 130 cm y barrera secundaria 65 cm [1]. Sin embargo, estos espesores pueden variar dependiendo del diseño geométrico, del largo y ancho del bunker, del uso y de la ocupación de las instalaciones aledañas.

Generalmente, las salas de tratamiento tienen un pasillo llamado laberinto para evitar que las puertas sean muy pesadas y la unidad de teleterapia se monta para permitir la

rotación alrededor del isocentro. Aunque la distancia fuente - isocentro es tradicionalmente de 0,8 m, también hay equipos con distancia de 100 cm desde la fuente al isocentro.

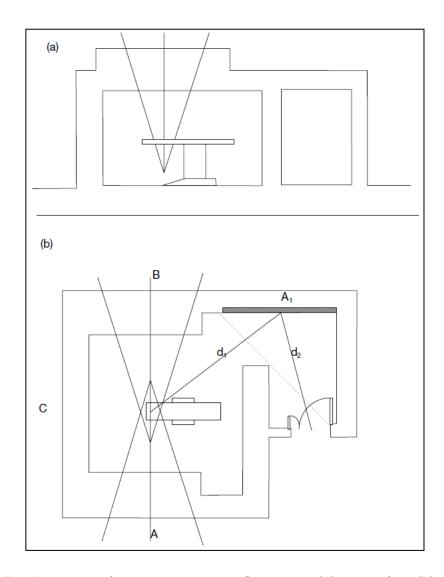


Figura 22: Diseño esquemático de una sala de Cobalto 60 (a) elevación y (b) plano [14].

2.3.2 Equipos de Tomoterapia Helicoidal

En la Universidad de Wisconsin y a fines de la década de 1980 empieza a desarrollarse la Tomoterapia.

Tabla 8: Resumen histórico de la Tomoterapia desde la aparición de los aceleradores en la década de 1950.

• 1950	Primer Linac dedicado a radioterapia
• 1970	Invención del tomógrafo
• 1993	Primera publicación a cerca de la tomoterapia helicoidal [20]
• 1994	Primer paciente tratado con una unidad de tomoterapia serial
• 1996	 La compañía cambió su nombre a Nomos Corporation (Nomos Corporation, Swickley, PA, EE. UU.) y comienza a vender el sistema Peacock. El tratamiento se describió como tomoterapia serial, ya que se administra mediante una serie de arcos discretos entre los que se mueve la camilla de tratamiento. El Peacock usa un MLC, que se podía instalar a un LINAC existente y las clínicas que comenzaban con IMRT podían instalar como un accesorio a sus aceleradores lineales (Linac) en lugar de invertir en un acelerador totalmente nuevo.
• 1997	Se funda la empresa TomoTherapy Inc.
• 2000	La IMRT se convierte en la más importante modalidad de tratamiento en radioterapia
• 2001	Primera unidad clínica de tomoterapia entra en servicio
• 2002	Primer paciente tratado con una unidad de tomoterapia helicoidal

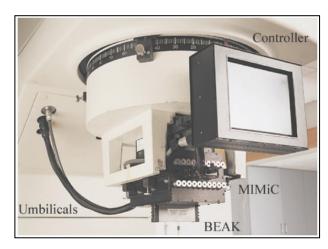


Figura 23: Foto del NOMOS Peacock, sistema para tomoterapia serial. Para hacer IMRT con aceleradores lineales convencionales [21].



Figure 24: NOMOS Peacock instalado en un acelerador Varian 6/100. En la foto se muestra parte del proceso de control de calidad del sistema. Foto del Autor.



Figure 25: NOMOS Peacock, en la foto se muestra el tratamiento de un cáncer de próstata con IMRT con el sistema para tomoterapia serial. Foto del Autor.

A. Características de diseño del equipo de Tomoterapia Helicoidal

La tomoterapia fusiona los conceptos de un LINAC y un CT para tratamientos de radioterapia.

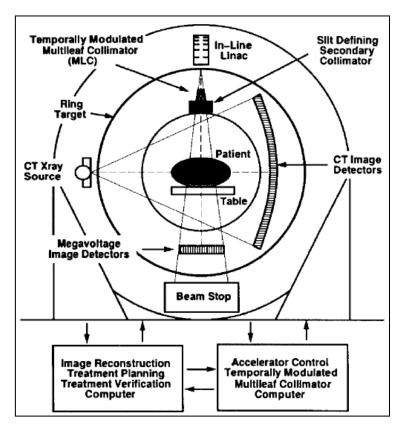


Figura 26: Dibujo conceptual de una Unidad de Tomoterapia helicoidal en la primera publicación acerca de tomoterapia [21].

B. Datos técnicos del equipo para el que se hace el estudio

El sistema de administración de tratamiento Radixact (el modelo actual de tomoterapia), el sistema de planificación de tratamiento "Accuray Precision" y el sistema de administración de datos iDMS están diseñados para facilitar la gestión de imágenes, flexibilidad de tratamiento y la entrega precisa de dosis con el sistema Tomoterapia.

C. Principales caracteristicas del modelo Radixact

Las últimas versiones tomoterapia como el modelo Radixact tienen la capacidad de operar a 850 cGy/minuto o 1 000 cGy/minuto (se habilita una de estas tasas de dosis en el equipo). En este estudio, el análisis de los casos se realiza para la tasa de dosis de 850 cGy/minuto. Durante la generación de imagen gira a 10 RPM.



Figura 27: Equipo de Tomoterapia para el que se hace el estudio, marca Accuray, modelo Radixact [16].

Tabla 9: Dimensiones del sistema de tratamiento [4].

Dimensiones	Valores
Altura	255 cm
Ancho	280 cm
Longitud (Camilla, gantry)	470,5 cm
Peso (Camilla, gantry)	6 580 Kg

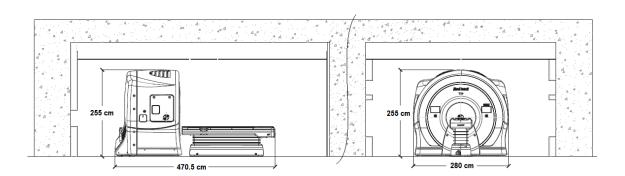


Figura 28: Vista lateral y frontal del equipo de tomoterapia en el que se indican sus dimensiones [4].

Tabla 10: Otras dimensiones del equipo [4].

Otras dimensiones	Valores
Profundidad del gantry	196,3 cm
Diámetro del túnel	85 cm
Altura máxima de la camilla	114,9 cm sobre el piso
Altura mínima de la camilla	70 cm sobre el piso
Ancho de la camilla	65,1 cm
Ancho de la mesa de la camilla	53 cm
Longitud de viaje de la camilla	135 cm

Tabla 11: Características mecánicas del equipo de tomoterapia [4].

Características	Requerimientos
Grados de rotación	Gira alrededor del eje Y, rotación continua
Dirección de rotación	En sentido horario visto desde el pie de la camilla de tratamiento
Precisión de ángulos establecidos	Dentro de 0,1 grados
Velocidad de rotación	Entre 1 y 5,08 RPM para el tratamiento; 10 RPM para imágenes
Controles	Velocidad de rotación establecida durante la planificación del tratamiento
Distancia de la fuente al eje	85 cm
Mecanismo de compensación del isocentro de radiación	Precisión < 0,25 mm
Estabilidad del isocentro mecánico	< 0,4 mm
Indicadores de posición	Sistema láser de 5 ejes

Tabla 12: Información general y características del haz de fotones [4].

Atributos	Requerimientos
Tipo de acelerador	Guía de onda estacionaria
• Longitud	42 cm
Fuente de poder	Magnetron
Tasa de dosis nominal a 1,5 cm	850 cGy/min o 1 000 cGy/min
Dmax nominal	1,5 cm
Porcentaje de dosis a la profundidad de 10 cm	61,4 %
Cantidad de haces	Dependiente del plan de tratamiento; el sistema puede entregar decenas de miles de haces que permite muy buena modulación de intensidad.
Energía nominal	6 MV
Tamaños de campo en el isocentro	1,0 cm x 40 cm (fijo)
	2,5 cm x 40 cm (fijo)
	5,0 cm x 40 cm (fijo)
	1,0 – 2,5 cm x 40 cm (dinámica opcional)
	1,0 – 5,0 cm x 40 cm (dinámica opcional)
Volumen de tratamiento	La longitud máxima del volumen de
Modo TomoHelicoidal	tratamiento es de 135 cm. El MLC (Colimador Multiláminas) puede ofrecer una proyección de 40 cm en el isocentro que permite la irradiación de todas las áreas objetivo dentro de un cilindro de 40 cm de diámetro alrededor del isocentro, a lo largo de cada rotación del gantry de 360°. Las áreas fuera

	desde un ángulo de gantry reducido, específico de la ubicación.
Volumen de tratamiento	La longitud máxima del volumen de
Modo TomoDirecto (opcional)	tratamiento es de 135 cm. Las áreas objetivo dentro de un cilindro de 40 cm de diámetro se pueden irradiar con haces desde un ángulo de gantry definido por el usuario a lo largo de 360°. Las áreas fuera de un cilindro de 40 cm se pueden irradiar desde un ángulo de gantry reducido, específico de la ubicación.
Colimador MultiLáminas (MLC)	
 a. Numero de láminas b. Altura de las laminas c. Modo de operación d. Eje de viaje o movimiento e. Velocidad de viaje f. Resolución g. Mecanismo de funcionamiento h. Sensor de posición 	 a. 64 hojas intercaladas binarias (perfil lateral de lengüeta y ranura) b. 10 cm de espesor en dirección del haz c. Binario, se ubica completamente fuera o dentro de la trayectoria del haz. d. 1 eje, dirección longitudinal e. El estado de la lámina binaria cambia en menos de 30 segundos f. Ancho de lámina de 0,625 cm proyectada al isocentro g. Neumático h. Monitores con Interlock, controles que se abren y cierran en el momento correcto

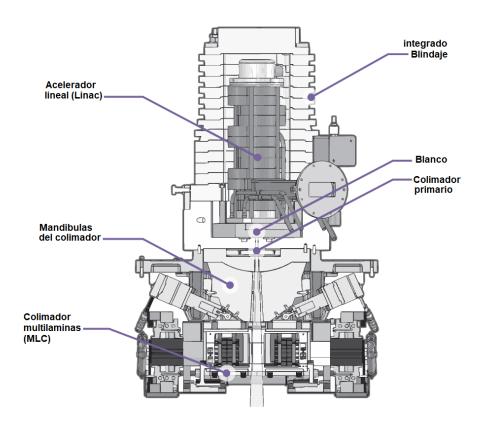


Figura 29: Acelerador lineal y subsistemas de colimación [4].

2.3.3 Criterios de limitación de dosis para el cálculo, diseño y evaluación de barreras de blindaje

En el cálculo y diseño de blindajes, así como en la evaluación de las barreras de blindaje ya construidas se ha tomado como referencia niveles de dosis equivalentes (H) que permitan la protección de los trabajadores o miembros del público, atendiendo las normas nacionales y las recomendaciones internacionales. Los objetivos de diseño de blindaje (dosis equivalentes H) se expresan con como valores semanales.

A. Área controlada

Los empleados que trabajan en áreas controladas tienen un potencial significativo de exposición a la radiación en el curso de sus tareas, o son directamente responsables o están involucrados con el uso y control de la radiación. En general, estos empleados tienen capacitación en el manejo de la radiación y están sujetos a un monitoreo personal de rutina [12].

El NCRP 151 recomienda para áreas controladas tomar como objetivo de blindaje la siguiente dosis equivalente: 0,1 mSv / semana (100 μSv/semana) que equivale a 5 mSv / año.

B. Área no controlada

Las áreas no controladas son aquellas ocupadas por individuos, como pacientes, visitantes de pacientes, visitantes del centro de radioterapia, y empleados que no trabajan habitualmente con o cerca de fuentes de radiación. Las áreas adyacentes, pero que no forman parte de la instalación de radioterapia, también son áreas no controladas.

El NCRP 151 recomienda para áreas no controladas tomar como objetivo de blindaje la siguiente dosis equivalente: 0,02 mSv/semana (20 µSv/semana) que equivale a 1 mSv/año.

CAPITULO III

DESARROLLO DE SOFTWARE PARA EVALUACION DE ESPACIO FISICO Y CÁLCULO DE BLINDAJES PARA BUNKERS CON EQUIPOS DE TOMOTERAPIA

3.1 Software para evaluación del espacio físico de un bunker para cobalto 60 para la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal

Cuando se planea reemplazar un equipo de cobalto 60 por otro de Tomoterapia Helicoidal debemos evaluar en primer término, si el espacio físico existente es adecuado para el ingreso e instalación del nuevo equipo. Se deben evaluar las dimensiones de la puerta, del laberinto en todo su recorrido para saber si el equipo de Tomoterapia Helicoidal podrá hacer los giros necesarios para el ingreso a la sala del bunker y finalmente las dimensiones de la sala del bunker.

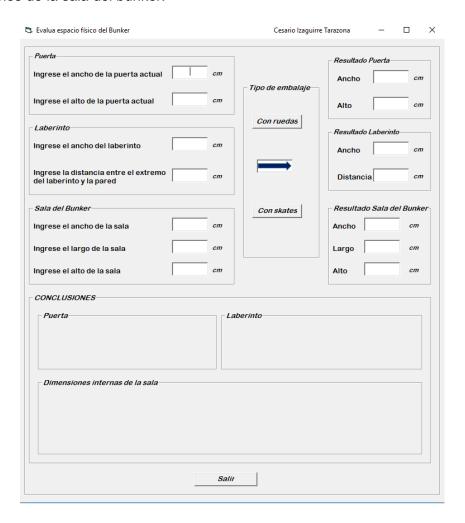


Figura 30: Software para evaluación del espacio físico de un bunker para cobalto 60 para la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal. Elaborado por el autor.

Con este propósito se desarrolló un software en Visual Basic 6.0 que permite evaluar si las dimensiones actuales son adecuadas o es necesario hacer cambios, como resultado nos indica en cuanto debe ser modificada una dimensión, en caso no haya necesidad de hacer cambios no expresa comentario alguno, por ejemplo, si el ancho de la puerta del bunker es 20 cm más angosto de lo necesario el software no va a sugerir ampliar el ancho de la puerta en 20 cm. Usualmente, el equipo nuevo suele llegar en un embalaje que puede ser con ruedas o skates, por ello, con el software se deben calcular ambas opciones para saber a cuál opción se adecua más el bunker actual.

3.2 Diagrama de flujo del programa para evaluación del espacio físico de un bunker para cobalto 60 para la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal

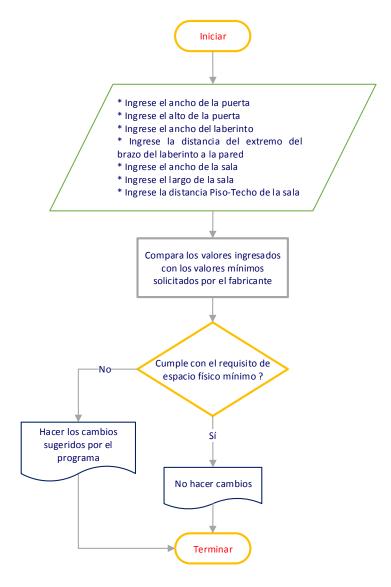


Figura 31: Diagrama de flujo del programa para evaluación del espacio físico de un bunker para cobalto 60 para la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal. Elaborado por el autor.

3.3 Programa de cálculo de blindajes de las paredes, techo y puerta del bunker

Como ya se ha indicado, se ha utilizado el método de cálculo desarrollado por Baechler et al., [3] para el cálculo de blindajes de las paredes y el techo del bunker; y para el cálculo de blindajes de la puerta se ha utilizado el método descrito en la NCRP N° 151 [12].

El programa se ha desarrollado en Visual Basic 6.0. Tomando como referencia el diseño de bunker sugerido por el Site Planning Guide Radixact indicado en la figura 49 el programa calcula una por una cada una de las paredes, considerando, si se trata de una pared con blindaje primario o secundario y finalmente el blindaje de la puerta.

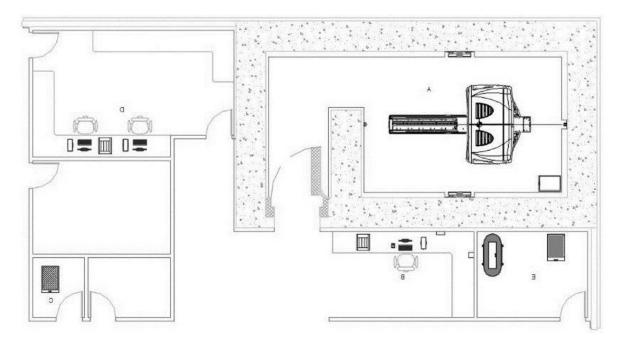


Figura 32: Plano de planta típico del sistema Radixact con laberinto [16].

Teniendo en cuenta que el programa de cálculo necesita de datos de entrada, es necesario contar con un plano a escala del diseño (o con el diseño del plano en autocad) para poder obtener las distancias y áreas, además de tablas de diversos factores que deben ser ingresados para obtener el resultado deseado.

3.3.1 El programa y etapas del cálculo

El programa está constituido por un menú que nos lleva a 9 ventanas, como se muestra a continuación, cada una de estas ventanas permite realizar una parte del cálculo total que se desea realizar.

El cálculo se realiza en 4 etapas. En el primero se calcula la carga de trabajo, resultado que se usara en todo el proceso de cálculo. Luego calculamos el espesor de las paredes relacionadas con el blindaje primario, en la tercera etapa se calculan los espesores de las paredes relacionadas con el blindaje secundario y finalmente se calcula el espesor del blindaje en la puerta.

3.3.2 Ventana principal, con menú que nos permite acceder a cada parte del proceso de cálculo

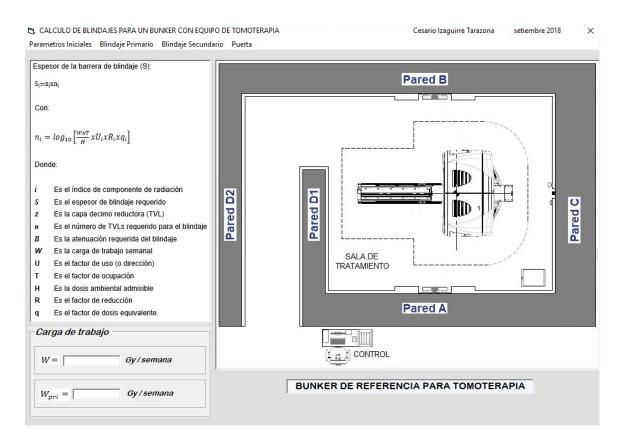


Figura 33: Ventana principal del programa de cálculo de blindajes del bunker. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.3.3 Ventana para el cálculo de la carga de trabajo

Los valores que ingresamos en esta venta dependen, de la información técnica del fabricante como el número de cGy entregados por minuto y el número de minutos por paciente y del plan de trabajo que planea desarrollar el hospital como el número de pacientes que planea atender por día. Calculamos también el factor de IMRT.

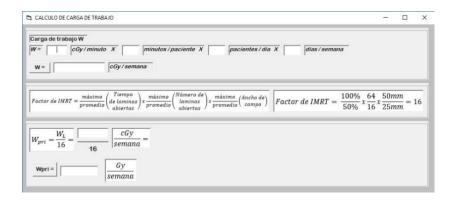


Figura 34: Ventana para cálculo de carga de trabajo. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.3.4 Ventana para el cálculo del blindaje primario de la pared A

Calculamos los espesores de blindaje debido a la radiación primaria, a la radiación de fuga y a la radiación dispersa. Debemos definir el valor de H, la ocupación al otro lado de la pared para la que calculamos, la distancia la calculamos desde el isocentro hasta la cara externa de la pared para la que hacemos el cálculo y le sumamos 30 cm adicionales.

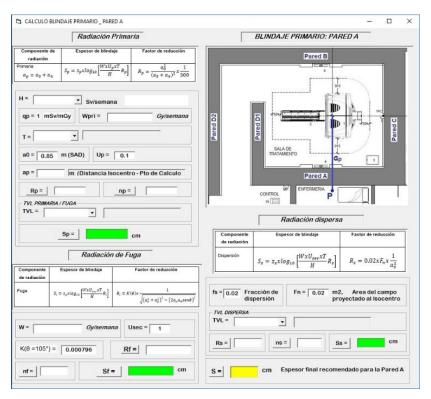


Figura 35: Ventana para cálculo de blindaje primario, pared A. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.3.5 Ventana para el cálculo del blindaje primario de la pared B

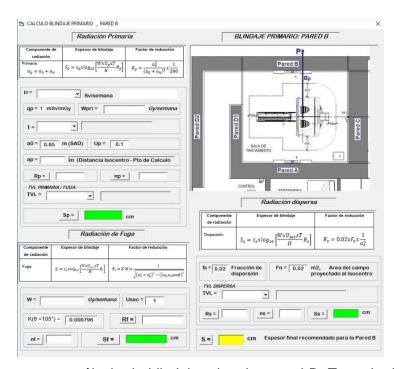


Figura 36: Ventana para cálculo de blindaje primario, pared B. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.3.6 Ventana para el cálculo del blindaje primario del techo

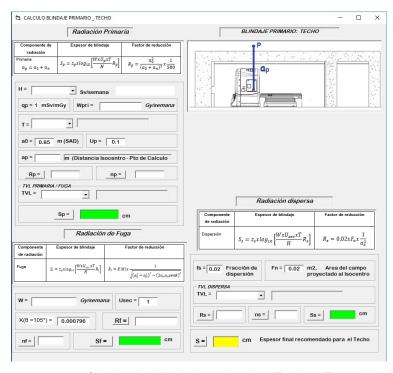


Figura 37: Ventana para cálculo de blindaje primario, Techo. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.3.7 Ventana para el cálculo del blindaje secundario de la pared C

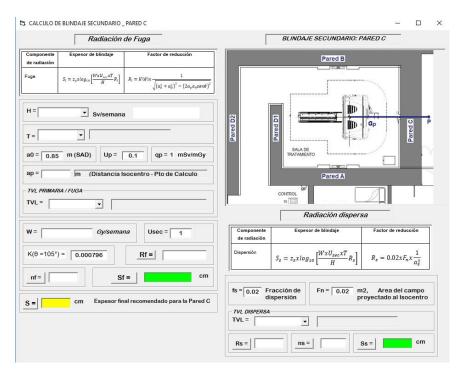


Figura 38: Ventana para cálculo de blindaje secundario de la pared C. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.3.8 Ventana para el cálculo del blindaje secundario de las paredes D1 + D2

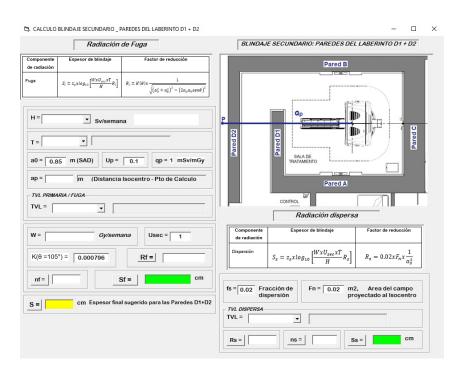


Figura 39: Ventana para cálculo de blindaje secundario de las paredes D1 + D2. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.3.9 Ventana para el cálculo del blindaje secundario de la pared D2

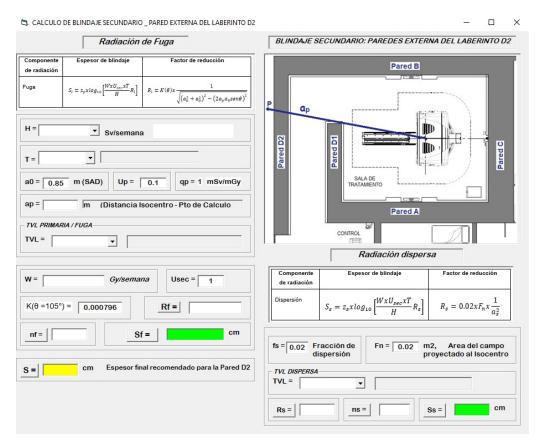


Figura 40: Ventana para cálculo de blindaje secundario, Pared D2. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.3.10 Ventana para el cálculo del blindaje en la puerta

Verificamos si el alto y ancho del laberinto cumple con la condición de validez del método planteado por McGinley [19]. En caso no cumpliera, por ejemplo, porque la altura es muy grande, se sugiere poner un dintel en el laberinto.

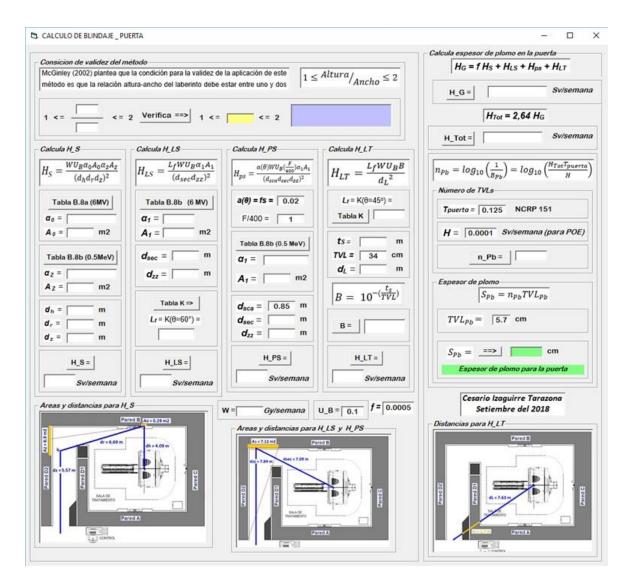


Figura 41: Ventana para cálculo de blindaje de la puerta del bunker. Tomada del programa de cálculo elaborado por el autor.

3.4 Diagrama de flujo del programa de cálculo de blindajes para tomoterapia helicoidal.

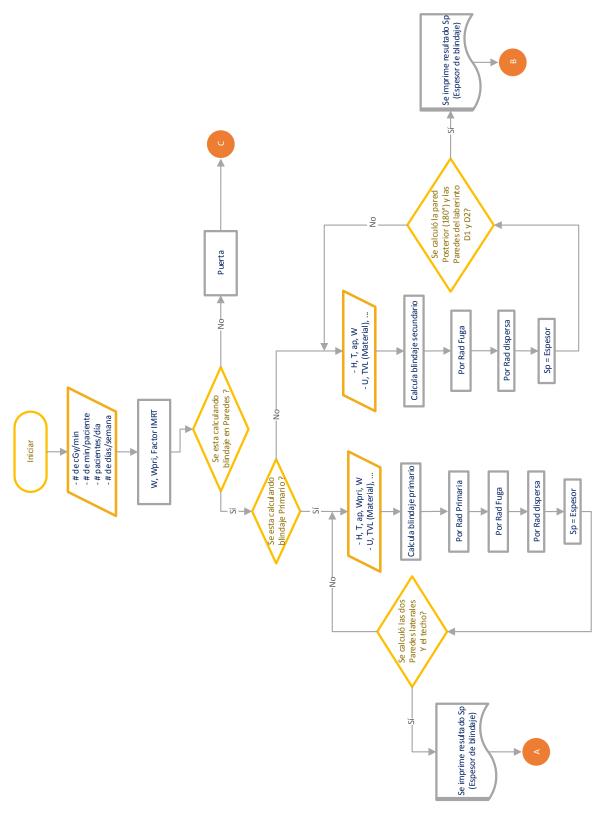


Figura 42(a): Diagrama de flujo del programa de cálculo de blindajes. Elaborado por el autor.

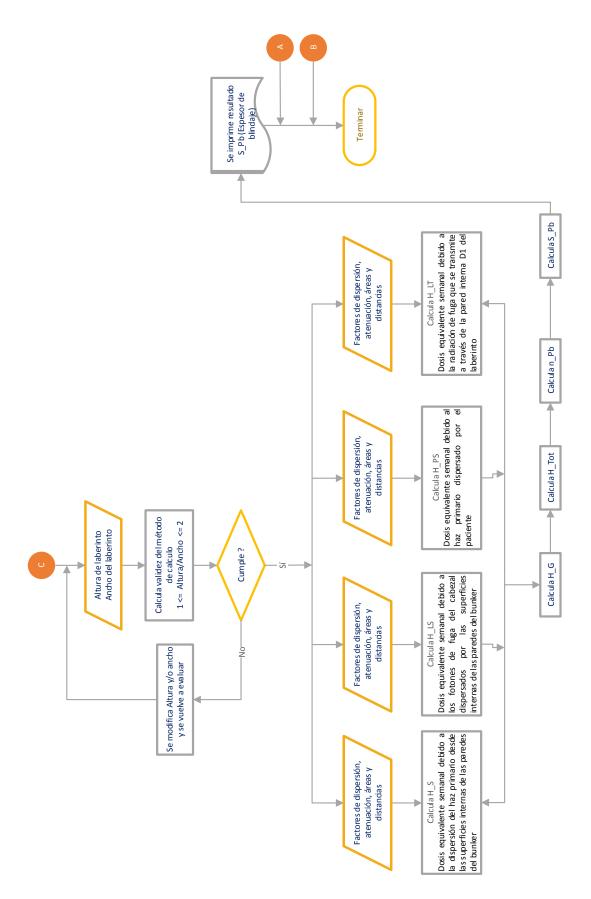


Figura 42(b): Diagrama de flujo del programa de cálculo de blindajes. Elaborado por el autor.

CAPITULO IV

ANALISIS DE CASOS

4.1 CASO 1: HOSPITAL 1 EN PERU

El servicio de radioterapia del Hospital 1 en Perú tiene un equipo de Cobalto 60 Best Theratronics modelo Equinox desde el 2013 cuya fuente debe haber cumplido una vida media desde su instalación. Dentro de poco tiempo podrían necesitar decidir si cambian de fuente o cambian de equipo y una opción puede ser la Tomoterapia.

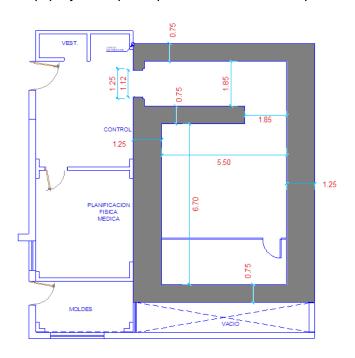


Figura 43: Bunker del Hospital 1 en Perú. Plano proporcionado por la empresa proveedora del equipo Genelectric SA.

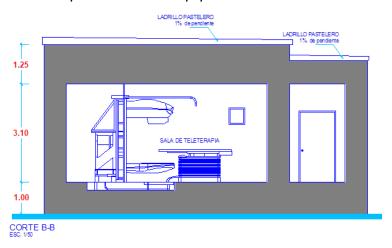


Figura 44: Bunker del Hospital 1 en Perú. Plano proporcionado por la empresa proveedora del equipo Genelectric SA.

A. EVALUACION DEL ESPACION FISICO

Se analiza el espacio físico del bunker para ambas opciones de embalaje.

I. Embalaje con ruedas

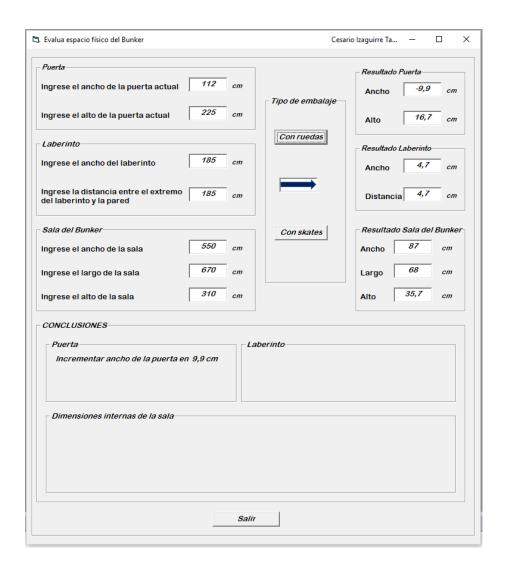


Figura 45: Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas. Imagen del software elaborado por el autor.

Si el equipo de Tomoterapia Helicoidal llega en embalaje con ruedas, no podría ingresar al bunker a menos que se amplíe el ancho de la puerta en 9,9 cm (que podemos aproximarlo a 10 cm) por lo menos. Es decir, debería llegar a 122cm de ancho. El resto de la instalación no requiere cambios adicionales por lo menos en relación al espacio físico necesario.

II. Embalaje con skates

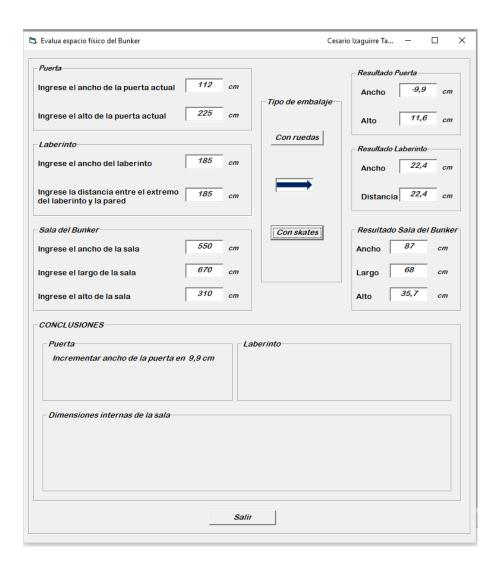


Figura 46: Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con skates. Imagen del software elaborado por el autor.

Si el equipo de Tomoterapia Helicoidal llega en embalaje con skates, se produce la misma situación que si llegara en embalaje con ruedas necesitando también en este caso se debe ampliar el ancho de la puerta en 10 cm. En lo demás, el bunker cumple con los requisitos de espacio físico interno necesario.

B. EVALUACION DE BLINDAJES

- B.1 Calculo de blindajes de las paredes y el techo del Bunker
- **B.1.1 Cálculo de carga de trabajo:** Se calcula la carga de trabajo, teniendo en cuenta las siguientes consideraciones:

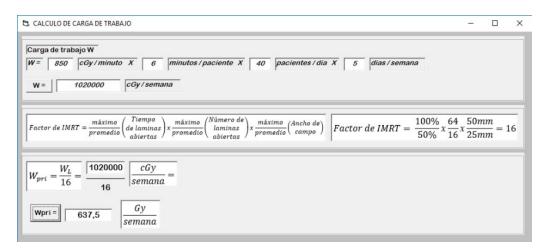


Figura 47: Cálculo de la carga de trabajo. Elaborado por el autor.

B.1.2 Cálculo del blindaje primario para la pared A

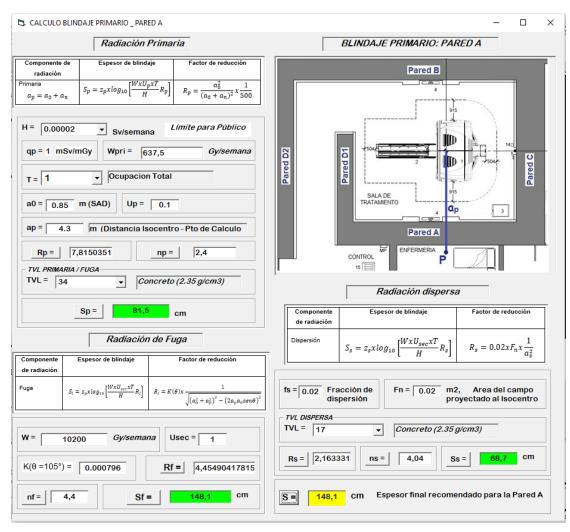


Figura 48: Cálculo del blindaje primario, pared A. Elaborado por el autor.

Se observa que detrás de esta pared se encuentra la sala de planificación y oficina de Física Medica. El personal Médico y Físico Medico que ocupan este ambiente (al momento de realizar o analizar los planes de tratamiento) no son personal ocupacionalmente expuesto en este caso (recordemos que en el Perú al médico radioncólogo no se le exige Licencia individual en Teleterapia) por lo que son considerados como público para la práctica de radioterapia y, aunque también tenemos el área de control del equipo de Tomoterapia usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 1 porque será un área de ocupación permanente.

B.1.3 Cálculo del blindaje primario para la pared B

Detrás de esta pared hay un jardín. El acceso a este jardín es restringido, con permanencia sería muy eventual de un jardinero, y no sería personal ocupacionalmente expuesto por lo que debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

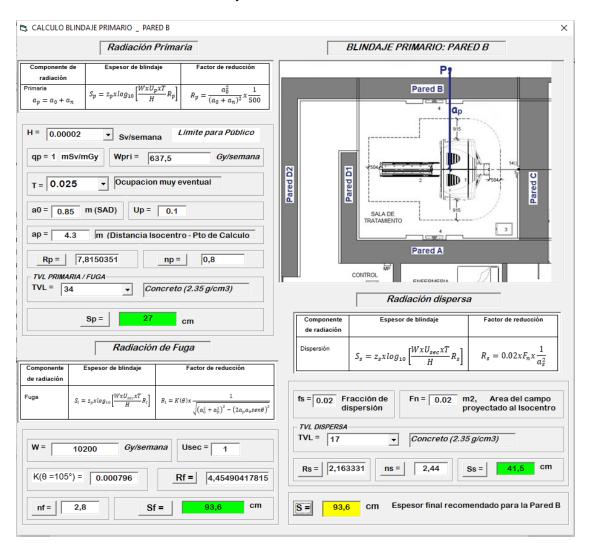


Figura 49: Cálculo del blindaje primario, pared B. Elaborado por el autor.

Del resultado del cálculo en B.1.2 se recomienda un espesor de 150 cm para la Pared A por lo tanto debe aumentarse 25 cm al espesor actual. Respecto a la Pared B, el resultado del cálculo en B.1.3 nos indica que no hay necesidad de hacer cambios ya que para esta pared solo se necesita un espesor de 93,6 cm, pero el espesor actual es de 125 cm.

B.1.4 Cálculo del blindaje primario para el Techo

Sobre el techo no hay ocupación alguna, no hay ni habrá construcción, si hubiera alguien con permanencia en este lugar seria por alguna razón de mantenimiento su permanencia sería muy eventual, y no sería personal ocupacionalmente expuesto por lo que debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

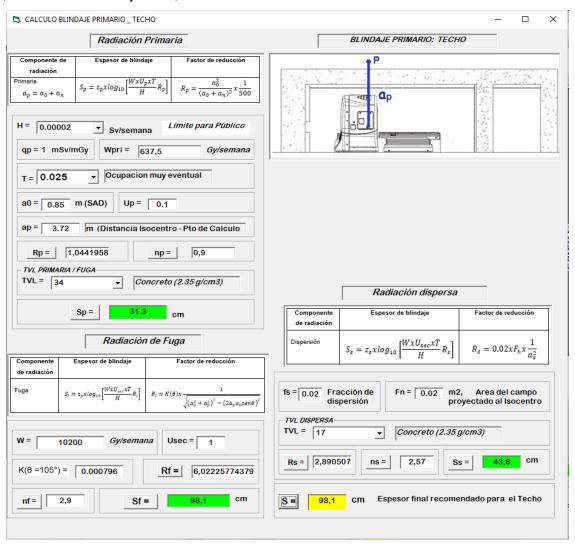


Figura 50: Cálculo del blindaje primario, Techo. Elaborado por el autor.

Siendo el espesor actual del techo 125 cm, no se necesita hacer modificaciones ya que el cálculo indica que necesitaríamos solo 98,1 cm de espesor de concreto para el techo.

B.1.5 Cálculo del blindaje secundario para la pared C

Detrás de la Pared C hay un espacio vacío en caso una persona ingrese a esta área debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

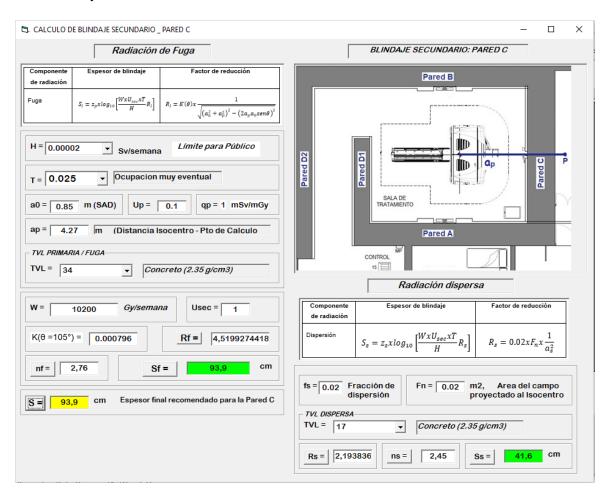


Figura 51: Cálculo del blindaje secundario, pared C. Elaborado por el autor.

Se recomienda un espesor de 95 cm para la pared C. Dado que el espesor actual es de 75 cm, se debe aumentar 20 cm de espesor.

B.1.6 Cálculo del blindaje secundario de las paredes del laberinto D1 + D2

Las Paredes D1 y D2 son las paredes del laberinto, D1 es el brazo interno del laberinto y D2 es la pared externa. Estas paredes tienen la función de proteger tanto la puerta (protegida por la pared D1) y al ambiente externo (Pared D2) en el que se encuentra una escalera a 1 m de distancia. El cálculo se realizará en dos etapas: la primera, calculada en línea recta desde el isocentro a lo largo de la dirección de la camilla de tratamiento hasta la escalera, este blindaje estará formado por los espesores de las paredes D1 y D2, la segunda estará calculada desde el isocentro en la dirección del extremo del brazo del laberinto (Pared D1) hasta la pared D2. Los ocupantes eventuales de la escalera son considerados como público para la práctica de radioterapia y de acuerdo a la NCRP N° 151 [12] el factor de ocupación T para escaleras es 1/40. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

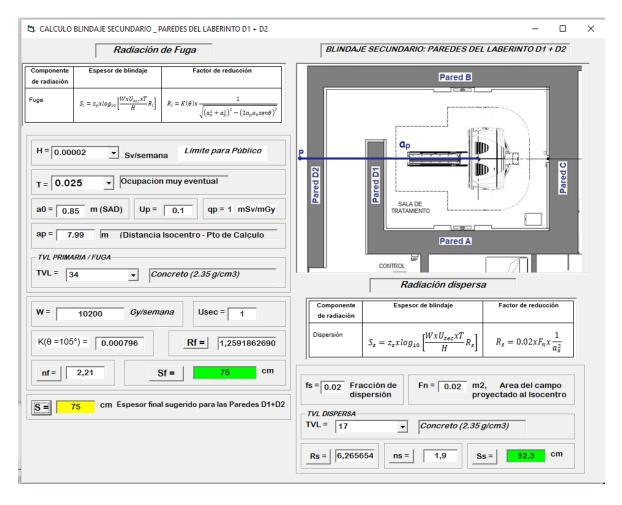


Figura 52: Cálculo del blindaje secundario, paredes D1 + D2. Elaborado por el autor.

Paredes D1 + D2: No se debe aumentar nada al espesor actual de la pared D1, ya que el espesor total (D1 + D2) requerido es de 75 cm y actualmente tenemos D1 = 75 cm y D2 = 75 cm. La pared D2 se analizará independientemente.

ኳ CALCULO DE BLINDAJE SECUNDARIO _ PARED EXTERNA DEL LABERINTO D2 BLINDAJE SECUNDARIO: PAREDES EXTERNA DEL LABERINTO D2 Radiación de Fuga Factor de reducción Component Espesor de blindaje Pared B de radiación Fuga $S_{l} = z_{p}xlog_{10}\left[\frac{WxU_{sec}xT}{H}R_{l}\right]$ $\sqrt{(a_0^2 + a_p^2)^2 - (2a_p a_0 sen \theta)^2}$ \mathbf{a}_{p} H = 0.00002 Límite para Público ▼ Sv/semana T = 0.025 → Ocupacion muy eventual SALA DE RATAMIENTO Up = 0.1 qp = 1 mSv/mGy a0 = 0.85 m (SAD) m (Distancia Isocentro - Pto de Calculo Pared A TVL PRIMARIA / FUGA CONTROL TVL = 34 Concreto (2.35 g/cm3) Radiación dispersa Espesor de blindaje Componente Factor de reducción Gy/semana Usec = [10200 de radiación Dispersión K(θ =105°) = 0.000796 $R_s = 0.02xF_nx$ Rf = 1,1745929147 nf = 2,18 fs = 0.02 Fracción de Fn = 0.02 proyectado al Isocentro dispersión Espesor final recomendado para la Pared D2 TVL DISPERSA TVL = 17 Concreto (2.35 g/cm3) Rs = 5,848560 1,87

B.1.7 Cálculo del blindaje secundario de la pared externa del laberinto D2

Figura 53: Cálculo del blindaje secundario, pared D2. Elaborado por el autor.

De los cálculos independientes para D1+D2 y para D2, se recomienda un espesor para la pared D2 de 75 cm. Por lo tanto, no debe aumentarse nada el espesor actual de la pared D2.

Tabla 13: Resumen de resultados de cálculos de blindajes por cada pared. Caso 1: Hospital 1 en Perú.

Resumen de resultados por cada pared	
Pared A	Aumentar 25 cm
Pared B	No aumentar nada
Techo	No aumentar nada
Pared C	Aumentar 20 cm
Pared D1	No aumentar nada
Pared D2	No aumentar nada

Por otro lado, respecto del espacio físico necesario para la instalación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal en este bunker, se recomienda que el ancho de la puerta sea ampliado en 10 cm de esa manera, el equipo podrá ingresar al bunker con cualquiera de los embalajes que pueda llegar, con ruedas o skates.

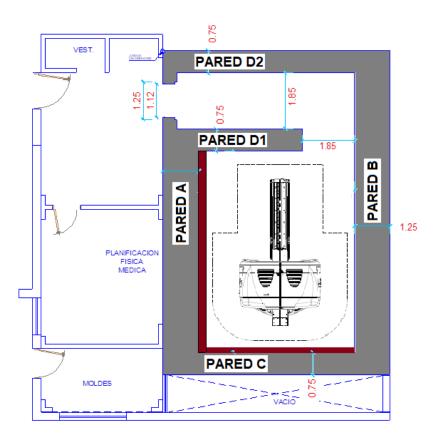


Figura 54: Plano del Bunker con refuerzos de blindajes en las paredes A y C.

Representación gráfica del Autor.

B.2 Cálculo del blindaje para la puerta

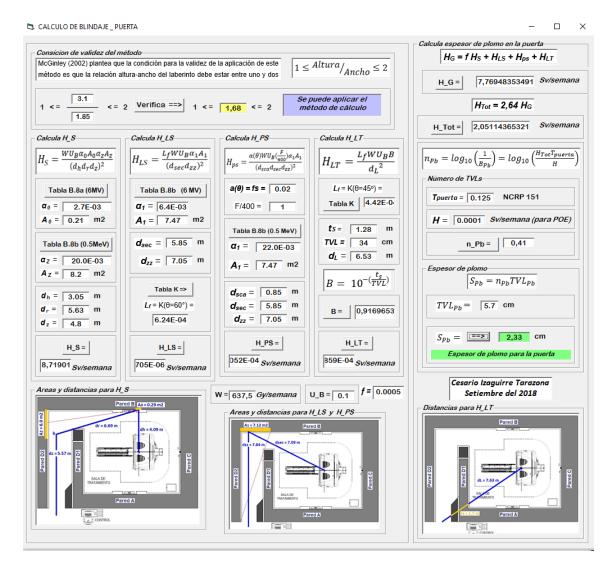


Figura 55: Cálculo del blindaje de la puerta del bunker. Elaborado por el autor.

P_b = 2,33 cm (Espesor de plomo recomendado para la puerta)

4.2 CASO 2: HOSPITAL 2 EN PERU

El Servicio de Radioterapia del Hospital 2 en Perú tiene actualmente un bunker desocupado debido a que fue desinstalado su equipo de cobalto 60. Se puede observar que es un bunker de pequeñas dimensiones debido a que el equipo era de SSD 60cm.

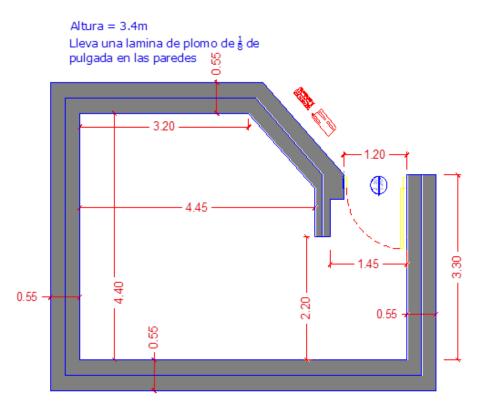


Figura 56: Bunker del Hospital 2 en Perú. Plano proporcionado por el Físico Médico MSc. Ángel Rodríguez.

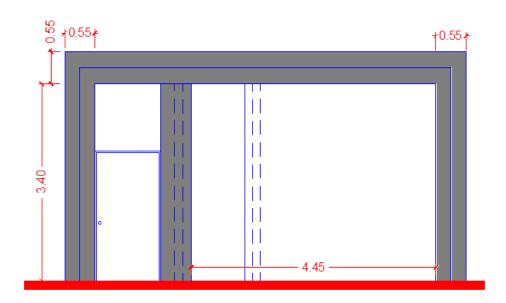


Figura 57: Bunker del Hospital 2 en Perú. Plano proporcionado por el Físico Médico MSc. Ángel Rodríguez.

A. EVALUACION DEL ESPACION FISICO

Se analiza el espacio físico del bunker para ambas opciones de embalaje.

I. Embalaje con ruedas

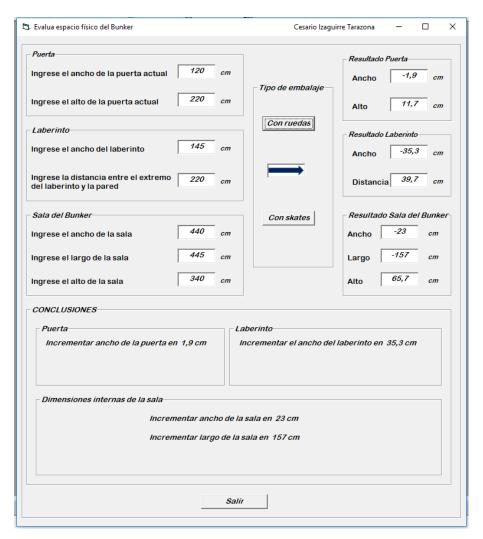


Figura 58: Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas. Imagen del software elaborado por el autor.

Se observa que al ser un bunker pequeño se presentan más dificultades. El equipo en embalaje con ruedas podría ingresar al bunker sólo si el ancho de la puerta se amplía en 2 cm, no podría circular y hacer los giros en el laberinto para ingresar a la sala del bunker, el ancho del laberinto debería aumentarse en 35,3 cm; el ancho y largo de la sala del bunker también son insuficientes, el ancho debería ser aumentado en 23 cm y el largo en 157 cm.

II. Embalaje con skates

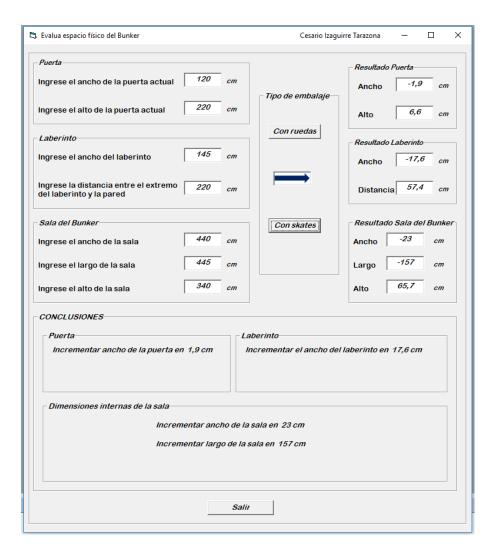


Figura 59: Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con skates. Imagen del software elaborado por el autor.

Con el equipo en embalaje con skates también se presentan dificultades, podría ingresar al bunker sólo si el ancho de la puerta se amplía en 2 cm, no podría circular y hacer los giros en el laberinto para ingresar a la sala del bunker, el ancho del laberinto debería aumentarse en 17,6 cm; el ancho y largo de la sala del bunker también son insuficientes, el ancho debería ser aumentado en 23 cm y el largo en 157 cm.

Para hacer viable la instalación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal tomando como base este bunker habría que hacerle cambios al diseño y a las dimensiones del bunker, solo se mantendría la distancia piso – techo de 3,40 m. El Bunker propuesto se muestra en la siguiente figura

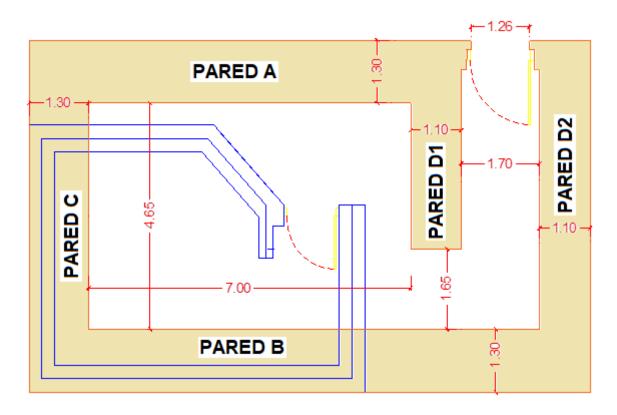


Figura 60: Bunker propuesto para el cumplimiento de los requisitos del espacio físico condicionado a embalaje con skates. Diseño elaborado por el autor.

B. EVALUACION DE BLINDAJES

B.1 Calculo de blindajes de las paredes y el techo del Bunker

B.1.1 Cálculo de carga de trabajo: Se calcula la carga de trabajo, teniendo en cuenta las siguientes consideraciones:

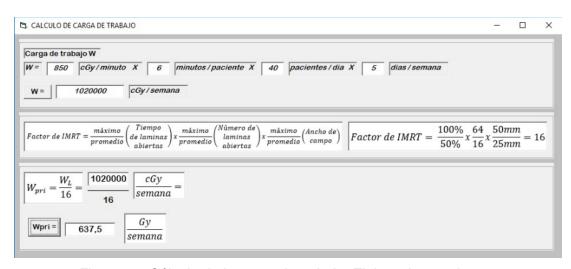


Figura 61: Cálculo de la carga de trabajo. Elaborado por el autor.

B.1.2 Cálculo del blindaje primario para la pared A

Detrás de la Pared A se ubicaría el control del acelerador, es decir, en esta área se ubicaría solo personal ocupacionalmente expuesto. Usaremos H = 0,0001 Sv/semana y T = 1 porque será un área de ocupación permanente.

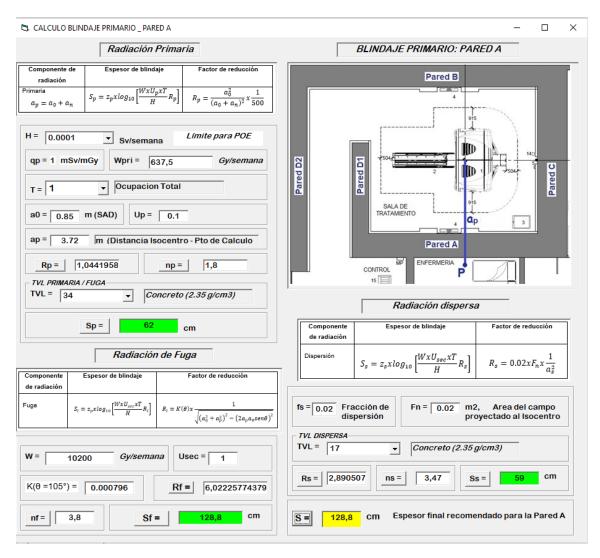


Figura 62: Cálculo del blindaje primario, pared A. Elaborado por el autor.

Se recomienda un espesor de 130 cm para la Pared A.

B.1.3 Cálculo del blindaje primario para la pared B

Detrás de la Pared B pondríamos pasillos, salas de empleados o baños de personal de manera que la permanencia sea eventual, pero quienes ocupen esta área no serían

personal ocupacionalmente expuesto por lo que debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,2.

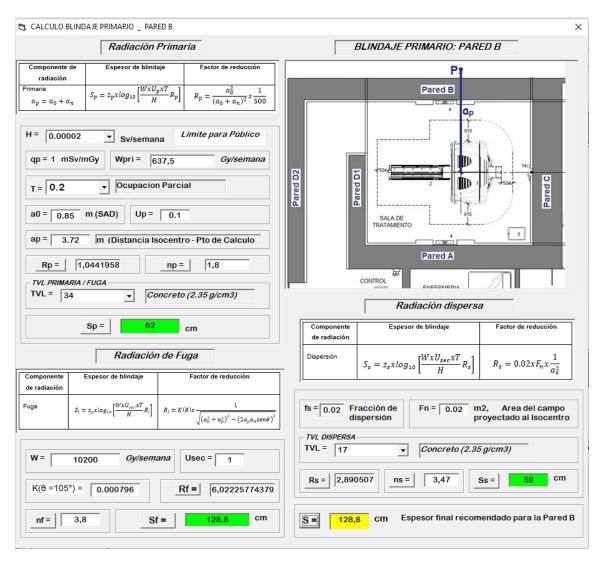


Figura 63: Cálculo del blindaje primario, pared B. Elaborado por el autor.

Se recomienda un espesor de 130 cm para la Pared B.

B.1.4 Cálculo del blindaje primario para el Techo

Sobre el techo no hay ocupación alguna, no hay ni habrá construcción, si hubiera alguien con permanencia en este lugar seria por alguna razón de mantenimiento su permanencia sería muy eventual, y no sería personal ocupacionalmente expuesto por lo

que debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

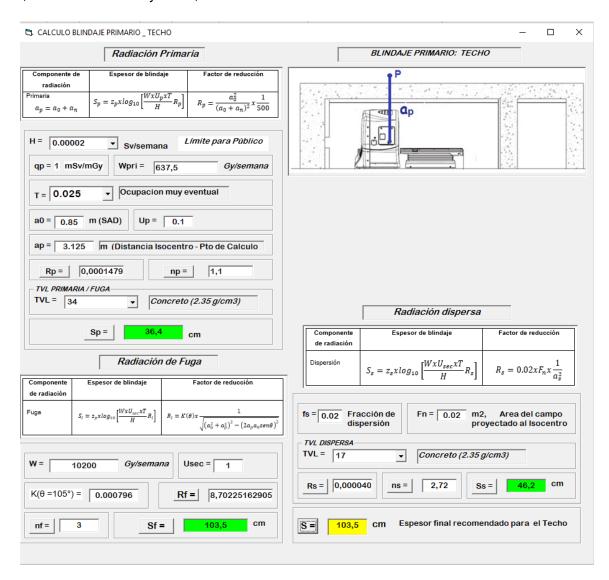


Figura 64: Cálculo del blindaje primario, Techo. Elaborado por el autor.

Se recomienda un espesor de 110 cm para el techo. Actualmente el techo tiene un espesor de 55 cm por lo que se debe aumentar el espesor en 55 cm adicionales.

B.1.5 Cálculo del blindaje secundario para la pared C

Detrás de la Pared C pondríamos pasillos, salas de empleados o baños de personal de manera que la permanencia sea eventual, pero quienes ocupen esta área no serían personal ocupacionalmente expuesto por lo que debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,2.

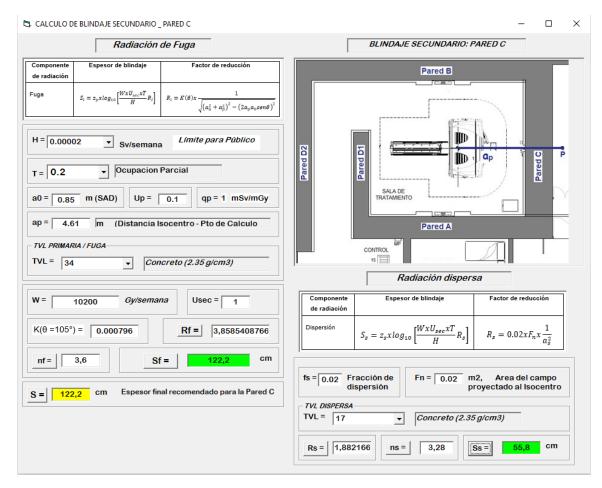


Figura 65: Cálculo del blindaje secundario, pared C. Elaborado por el autor.

Se recomienda un espesor de 130 cm para la pared C

B.1.6 Cálculo del blindaje secundario de las paredes del laberinto D1 + D2

Las Paredes D1 y D2 son las paredes del laberinto, D1 es el brazo interno del laberinto y D2 es la pared externa. Estas paredes tienen la función de proteger tanto la puerta (protegida por la pared D1) y al ambiente externo (Pared D2. El cálculo se realizará en dos etapas: la primera, calculada en línea recta desde el isocentro a lo largo de la dirección de la camilla de tratamiento, este blindaje estará formado por los espesores de las paredes D1 y D2, la segunda estará calculada desde el isocentro en la dirección del extremo del brazo del laberinto (Pared D1) hasta la pared D2. Los ocupantes eventuales de esta area son considerados como público para la práctica de radioterapia y de acuerdo a la NCRP N° 151 [12] el factor de ocupación T para pasillos, salas de empleados o baños de personal es 0,2. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

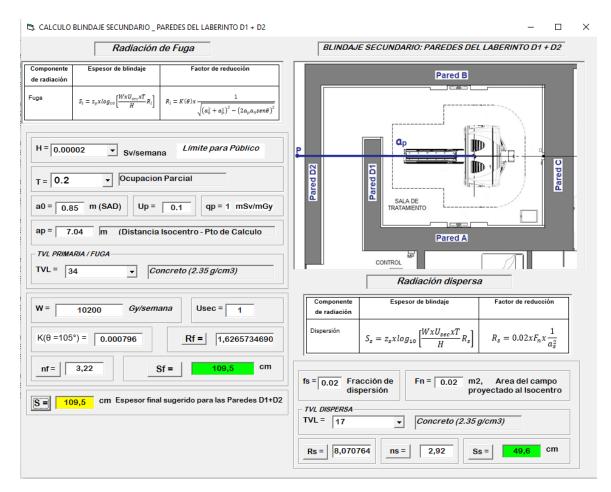


Figura 66: Cálculo del blindaje secundario, paredes D1 + D2. Elaborado por el autor.

Paredes D1 + D2: No se debe aumentar nada al espesor propuesto para la pared D1, ya que el espesor total (D1 + D2) requerido es de 109,5 cm y en la propuesta tenemos D1 = 110 cm y D2 = 110 cm. La pared D2 se analizará independientemente.

B.1.7 Cálculo del blindaje secundario de la pared externa del laberinto D2

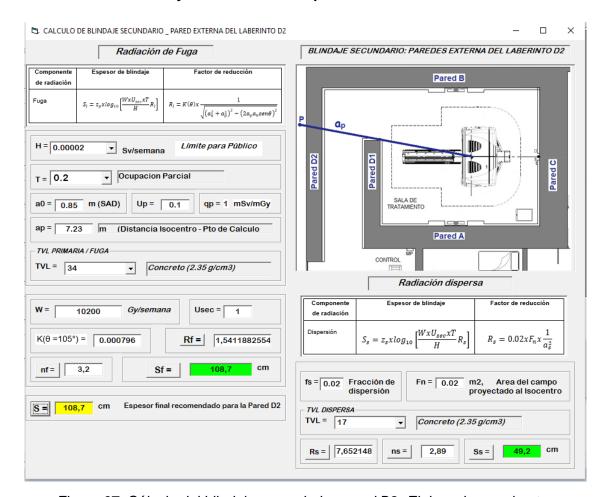


Figura 67: Cálculo del blindaje secundario, pared D2. Elaborado por el autor.

De los cálculos independientes para D1+D2 y para D2, se recomienda un espesor para la pared D2 de 110 cm

Tabla 14: Resumen de resultados de cálculos de blindajes por cada pared. Caso 2: Hospital 2 en Perú.

Resumen de resultados por cada pared		
Pared A	130 cm	
Pared B	130 cm	
Techo	aumentar 55 cm (Actual 55 cm)	
Pared C	130 cm	
Pared D1	110 cm	
Pared D2	110 cm	

Con el diseño propuesto, el espacio físico seria el adecuado para la instalación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal en este bunker.

B.2 Cálculo del blindaje para la puerta

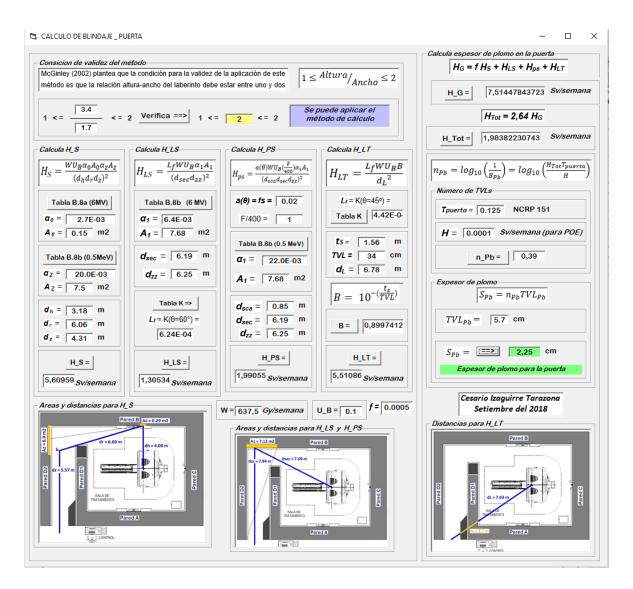


Figura 68: Cálculo del blindaje de la puerta del bunker. Elaborado por el autor.

P_b = 2,25 cm (Espesor de plomo recomendado para la puerta)

4.3 CASO 3: HOSPITAL EN BOLIVIA

La Unidad de radioterapia de un Hospital en Bolivia ha suspendido la atención a sus pacientes debido a que su equipo fue dado de baja por obsolescencia, desperfectos mecánicos y fuente decaída. Ha comprado un equipo de Tomoterapia Helicoidal Marca Accuray Modelo Radixact con el cual planea reanudar la atención a sus pacientes.

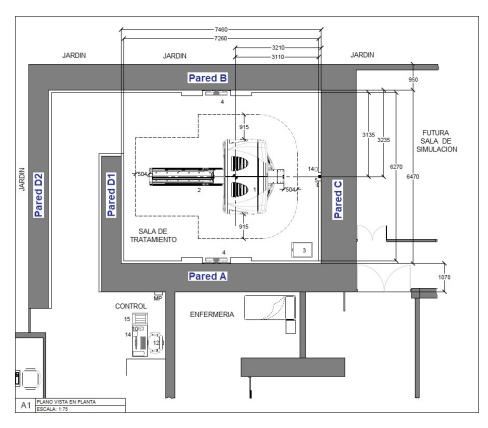


Figura 69: Bunker de Hospital en Bolivia. Plano proporcionado por la empresa proveedora del equipo representante de Accuray en Bolivia.

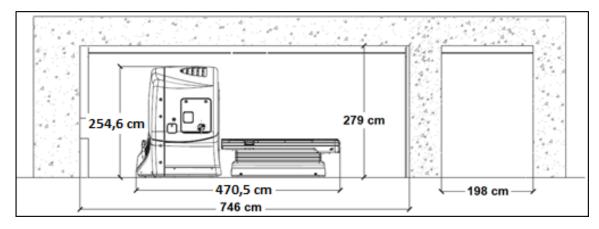


Figura 70: Largo, alto y ancho del laberinto de la sala de tratamiento actual, Vista Lateral. Imagen editada por el autor a partir [16].

A. EVALUACION DEL ESPACION FISICO

Se analiza el espacio físico del bunker para ambas opciones de embalaje.

I. Embalaje con ruedas

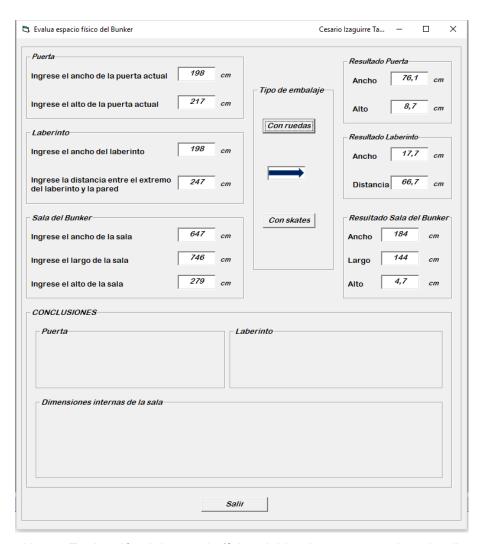


Figura N° 71: Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas. Imagen del software elaborado por el autor.

El espacio físico de este bunker es adecuado para la instalación de un equipo de Tomoterapia, ya que no se necesita hacer modificaciones en la puerta, laberinto o en la sala del bunker. En caso el equipo llegue en embalaje con ruedas ingresa al bunker sin dificultades.

II. Embalaje con skates

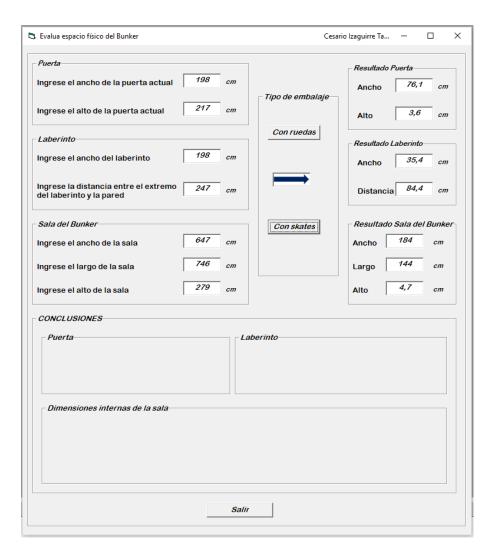


Figura N° 72: Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con skates. Imagen del software elaborado por el autor.

El espacio físico de este bunker es adecuado para la instalación de un equipo de Tomoterapia, ya que no se necesita hacer modificaciones en la puerta, laberinto o en la sala del bunker. En caso el equipo llegue en embalaje con skates ingresa al bunker sin dificultades.

B. EVALUACION DE BLINDAJES

B.1 Calculo de blindajes de las paredes y el techo del Bunker

B.1.1 Cálculo de carga de trabajo: Se calcula la carga de trabajo, teniendo en cuenta las siguientes consideraciones:

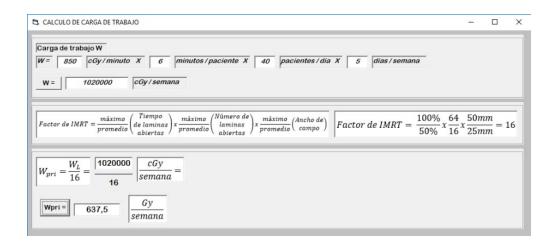


Figura 73: Cálculo de la carga de trabajo. Elaborado por el autor.

B.1.2 Cálculo del blindaje primario para la pared A

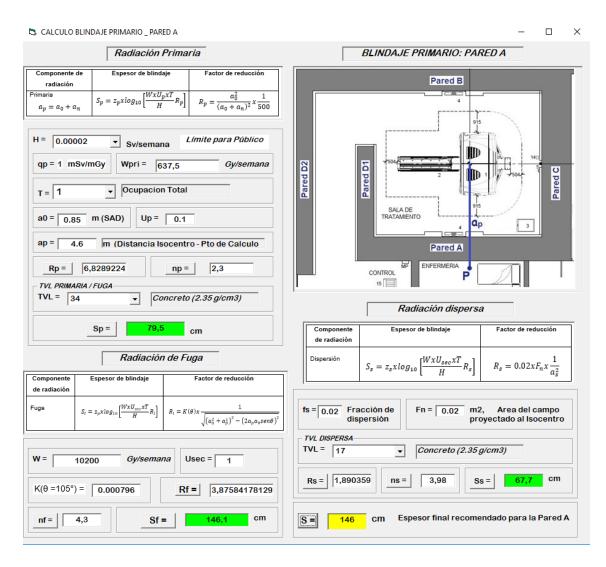


Figura 74: Cálculo del blindaje primario, pared A. Elaborado por el autor.

Se observa que detrás de esta pared hay un área de estación de enfermeras y/o una sala de enfermería, las enfermeras y pacientes que ocupan este ambiente no son personal ocupacionalmente expuesto por lo que son considerados como público para la práctica de radioterapia y, aunque también tenemos el área de control del equipo de Tomoterapia usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 1 porque será un área de ocupación permanente.

B.1.3 Cálculo del blindaje primario para la pared B

Se observa que detrás de esta pared hay un jardín. El acceso a este jardín es restringido, solo es decorativo no para circular por él, sin embargo, si hubiera alguien con permanencia en este lugar por ejemplo un jardinero su permanencia sería muy eventual, y no sería personal ocupacionalmente expuesto por lo que debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

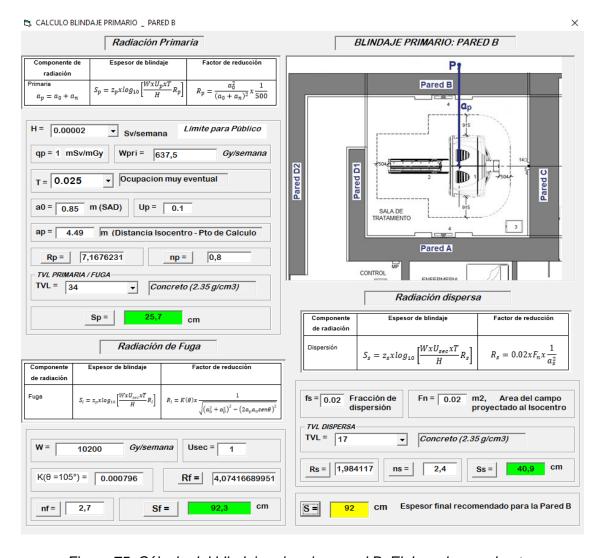


Figura 75: Cálculo del blindaje primario, pared B. Elaborado por el autor.

Comparando los espesores de las paredes A y B en la Figura 69 con los resultados de los cálculos para las paredes A y B en B.1.2 y B.1.3, se observa que se debe aumentar el espesor de la pared A en 39 cm (esta pared tiene actualmente un espesor de 107 cm), mientras que la pared B tiene un espesor adecuado.

B.1.4 Cálculo del blindaje primario para el Techo

Sobre el techo no hay ocupación alguna, no hay ni habrá construcción, si hubiera alguien con permanencia en este lugar seria por alguna razón de mantenimiento su permanencia sería muy eventual, y no sería personal ocupacionalmente expuesto por lo que debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

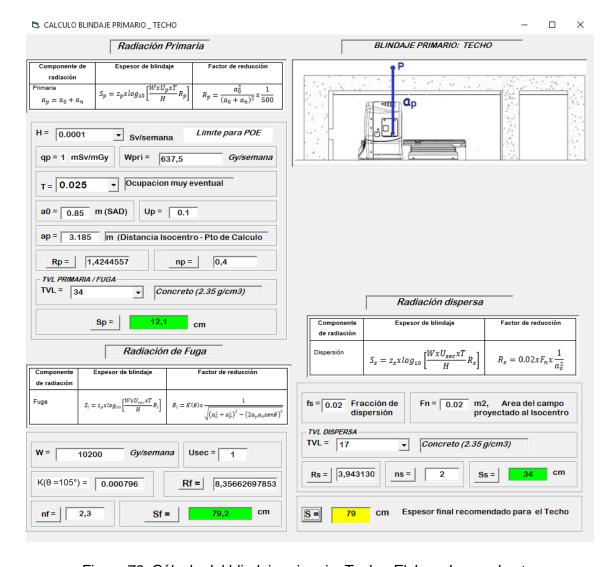


Figura 76: Cálculo del blindaje primario, Techo. Elaborado por el autor.

Siendo el espesor actual de 62 cm, se debería aumentar 18 cm de concreto, si se usara plomo, sería suficiente aproximadamente 3,5 cm de plomo.

B.1.5 Cálculo del blindaje secundario para la pared C

Detrás de la Pared C hay una sala actualmente en desuso porque en él está instalado un simulador de rayos x que no está operativo, sin embargo, se tiene la intención de instalar a futuro un tomógrafo simulador para radioterapia y de acuerdo a la Tabla 9 el factor de ocupación correspondiente a: una Sala de tratamiento adyacente, sala de examen del paciente adyacente a la sala blindada (bunker) es T = 0,5, y deben ser considerados como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,5.

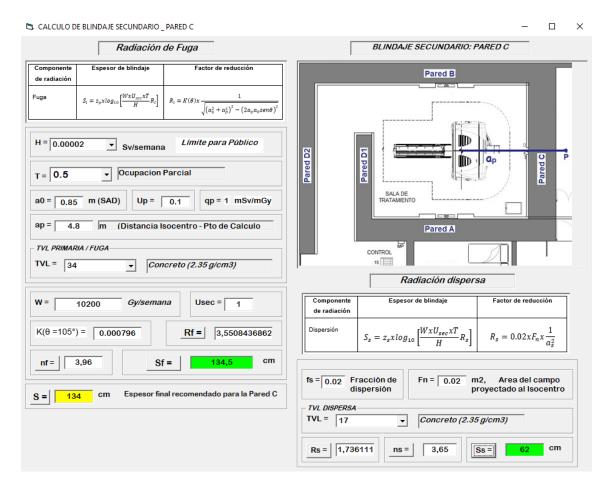


Figura 77: Cálculo del blindaje secundario, pared C. Elaborado por el autor.

Se recomienda un espesor de 135 cm para la pared C. Dado que el espesor actual es de 129 cm, se debe aumentar 6 cm de espesor.

B.1.6 Cálculo del blindaje secundario de las paredes del laberinto D1 + D2

Las Paredes D1 y D2 son las paredes del laberinto, D1 es el brazo interno del laberinto y D2 es la pared externa que da al jardín y estas paredes tienen la función de proteger tanto la puerta (protegida por la pared D1) y al ambiente externo en el que se encuentra un jardín decorativo y sin acceso al público. El cálculo se realizará en dos etapas: la primera calculada en línea recta desde el isocentro a lo largo de la dirección de la camilla de tratamiento hasta el jardín este blindaje estará formado por los espesores de las paredes D1 y D2, la segunda estará calculada desde el isocentro en la dirección del extremo del brazo del laberinto (Pared D1) hasta la pared D2. Existe la posibilidad de ocupación de este jardín por un jardinero muy eventualmente y debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

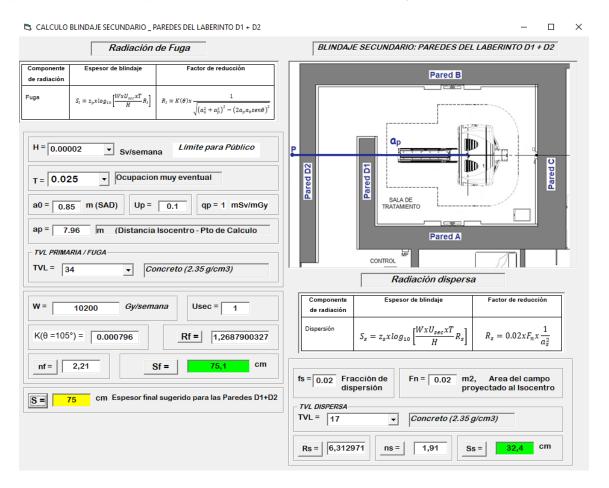


Figura 78: Cálculo del blindaje secundario, paredes D1 + D2. Elaborado por el autor.

Paredes D1 + D2: No se debe aumentar nada al espesor actual de la pared D1, ya que el espesor total (D1 + D2) requerido es de 75,1 cm y actualmente tenemos D1 = 71 cm y D2 = 74 cm. La pared D2 se analizará independientemente.

B.1.7 Cálculo del blindaje secundario de la pared externa del laberinto D2

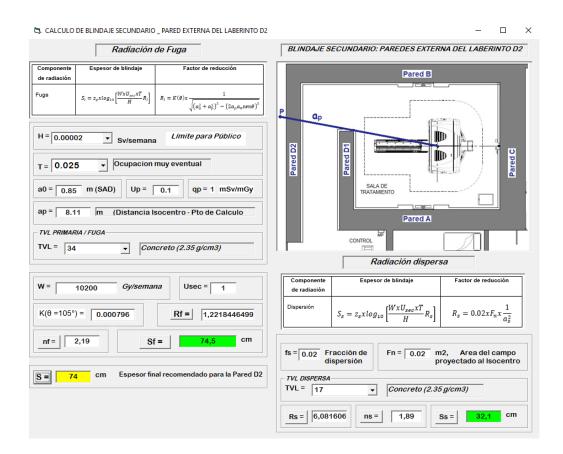


Figura 79: Cálculo del blindaje secundario, pared D2. Elaborado por el autor.

De los cálculos independientes para D1+D2 y para D2, se recomienda un espesor para la pared D2 de 80 cm. Por lo tanto, debe aumentarse el espesor actual de la pared D2 de 74 cm en 6 cm.

Tabla 15: Resumen de resultados de cálculos de blindajes por cada pared. Caso 3: Hospital 3 en Bolivia.

Resumen de resultados por cada pared		
Pared A	Aumentar 39 cm	
Pared B	No aumentar nada	
Techo	Aumentar 18 cm	
Pared C	Aumentar 6 cm	
Pared D1	No aumentar nada	
Pared D2	Aumentar 6cm	

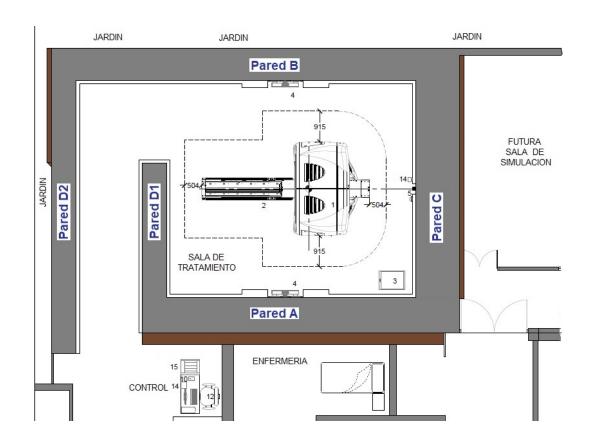


Figura 80: Plano del Bunker con refuerzos de blindajes en las paredes. Representación gráfica del Autor.

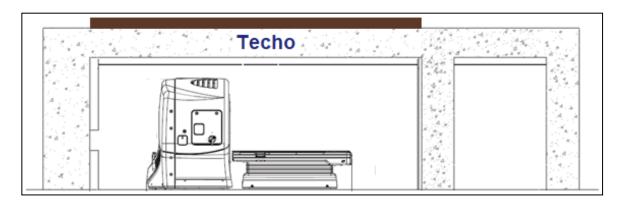


Figura 81: Plano del Bunker con refuerzo de blindaje en el techo. Representación gráfica del Autor.

B.2 Cálculo del blindaje para la puerta

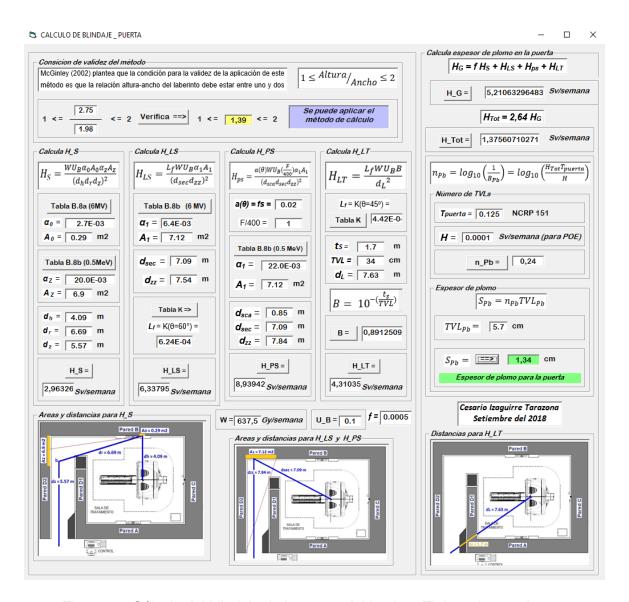


Figura 82: Cálculo del blindaje de la puerta del bunker. Elaborado por el autor.

P_b = 1,34 cm (Espesor de plomo recomendado para la puerta)

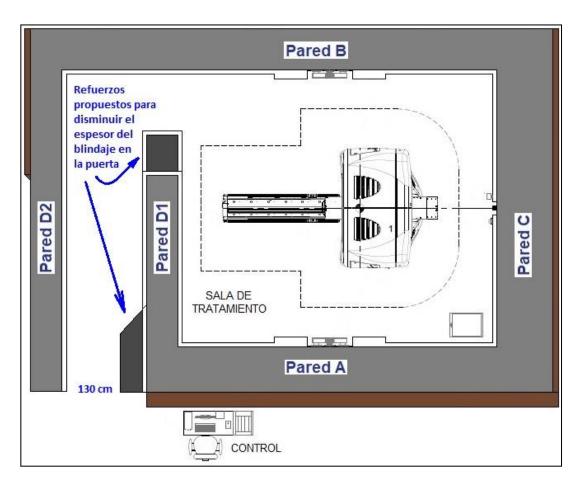


Figura 83: Diseño general del bunker para el que se ha realizado el cálculo de blindaje de la puerta. Representación gráfica del Autor.

4.4 CASO 4: HOSPITAL EN UGANDA - AFRICA

En marzo de 2016, la unidad " Teleterapia de cobalto 60 " en UCI, que había estado en uso durante los 20 años anteriores, se descompuso. Se están realizando esfuerzos para adquirir una unidad de reemplazo, con la instalación prevista para 2018. [a] [b] Mientras tanto, el Ministerio de Salud de Uganda ha concertado acuerdos con el Hospital Universitario Aga Khan en Nairobi, Kenia, para ofrecer teleterapia a algunos pacientes de Uganda. [c]

Una nueva máquina de teleterapia, fabricada en la República Checa, llegó a Uganda en agosto de 2017. La máquina fue comprada a un costo de € 642,000; aportada por el gobierno de Uganda y la Agencia Internacional de Energía Atómica. (OIEA). Se espera que la instalación de la nueva máquina demore al menos un mes. ^[d] Tras la instalación y las pruebas de la nueva máquina, la institución comenzó a tratar a los pacientes con la nueva máquina de teleterapia el 4 de diciembre de 2017 y la encargó oficialmente el 19 de enero de 2018. ^[e] ^[f]

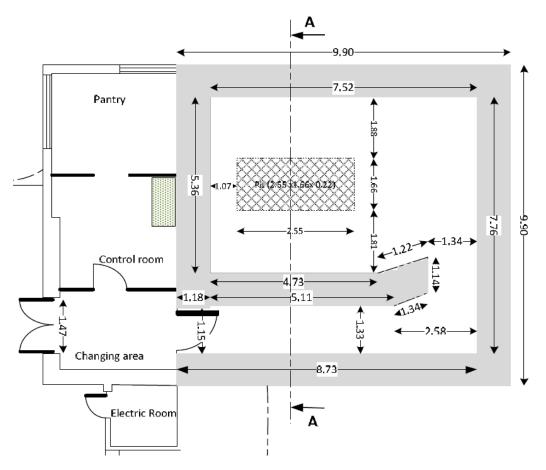


Figura 84: Plano de planta Bunker Hospital en Uganda [23].

- [a] Ainebyoona, Emmanuel (11 de abril de 2016). "Pacientes con cáncer a esperar 2 años". *Monitor diario*. Kampala. Consultado el 11 de abril de 2016.
- [b] Ainebyoona, Emmanuel (10 de mayo de 2016). "Gobierno para construir centros regionales de cáncer". *Monitor diario*. Kampala. Consultado el 10 de mayo de 2016.
- [c] Ainebyoona, Emmanuel (8 de julio de 2016). "Los pacientes de cáncer de Uganda van a ir a Nairobi en turnos". *El EastAfrican*. Nairobi. Consultado el 8 de julio de 2016.
- [d] Ainebyoona, Emmanuel (12 de agosto de 2017). "Nueva máquina de cáncer finalmente llega al país". *Monitor diario*. Kampala. Consultado el 12 de agosto de 2017.
- [e] Namagembe, Lilian (19 de enero de 2018). "Los casos de cáncer aumentan a medida que el gobierno lanza una nueva máquina". *Monitor diario*. Kampala. Consultado el 19 de enero de 2018.
- [f] Agencia France Presse (20 de enero de 2018). "Después de dos años de espera, Uganda obtiene su nueva máquina contra el cáncer". *The EastAfrican Quoting Agence France-Presse (AFP)*. Nairobi. Consultado el 21 de enero de 2018.

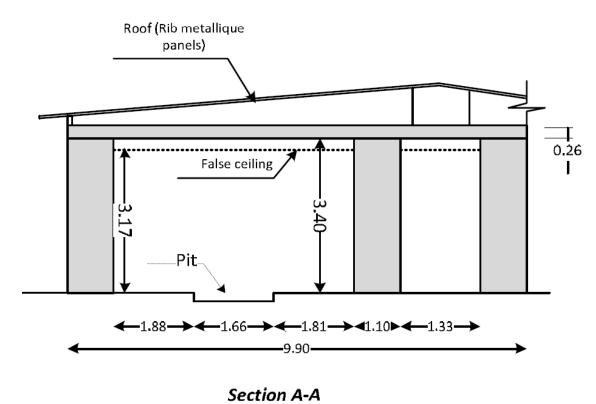


Figura N° 85: Plano de elevación Bunker Hospital en Uganda [23].

A. EVALUACION DEL ESPACION FISICO

Se analiza el espacio físico del bunker para ambas opciones de embalaje.

I. Embalaje con ruedas

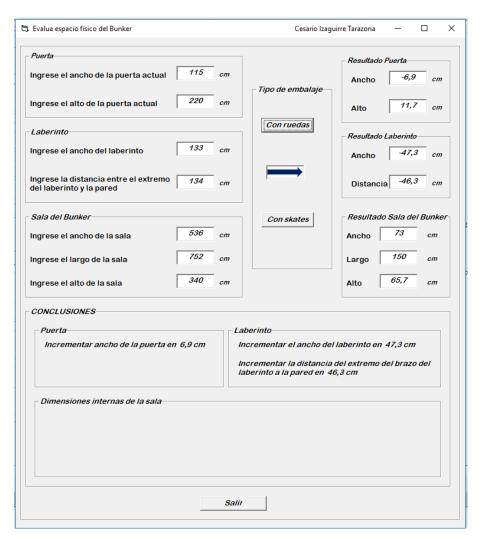


Figura N° 86: Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas. Imagen del software elaborado por el autor.

En este caso, el acceso al bunker es muy pequeño porque en caso el equipo llegue en embalaje con ruedas se debería ampliar el ancho de la puerta en 7 cm para que el equipo pueda ingresar al bunker, mientras que el ancho del laberinto debería ser ampliado en 47,3 cm, así como la distancia entre el extremo del brazo del laberinto y la pared se debería aumentar en 46,3 cm.

II. Embalaje con skates

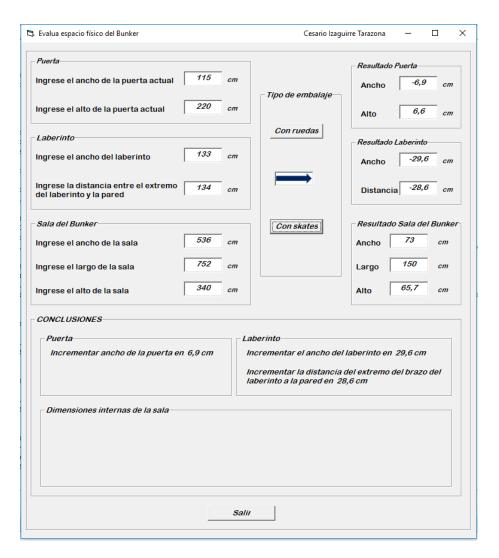


Figura N° 87: Evaluación del espacio físico del bunker en caso el equipo llegue en embalaje con skates. Imagen del software elaborado por el autor.

En caso el equipo llegue en embalaje con skates se debería ampliar el ancho de la puerta en 7 cm para que el equipo pueda ingresar al bunker, mientras que el ancho del laberinto debería ser ampliado en 29,6 cm, así como la distancia entre el extremo del brazo del laberinto y la pared se debería aumentar en 28,6 cm.

La solución al problema de espacio físico en el caso de este bunker seria la siguiente, se podría aprovechar que el espesor del techo del bunker no es muy grande, tiene 26 cm y se podría abrir un agujero con las dimensiones adecuadas para ingresar el equipo por el techo con la ayuda de una grúa.

B. EVALUACION DE BLINDAJES

En este caso el equipo de Tomoterapia Helicoidal se ubica con diferente orientación debido a las dimensiones de la sala del Bunker, las paredes cambian de denominación y ahora las paredes que forman al laberinto son paredes primarias.

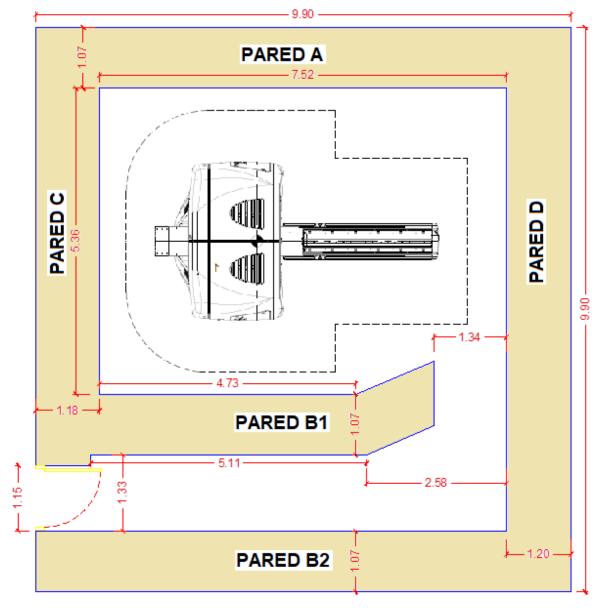


Figura 88: Bunker de Hospital en Uganda, con equipo de Tomoterapia Helicoidal. Propuesta grafica elaborada por el autor.

B.1 Calculo de blindajes de las paredes y el techo del Bunker

B.1.1 Cálculo de carga de trabajo: Se calcula la carga de trabajo, teniendo en cuenta las siguientes consideraciones:

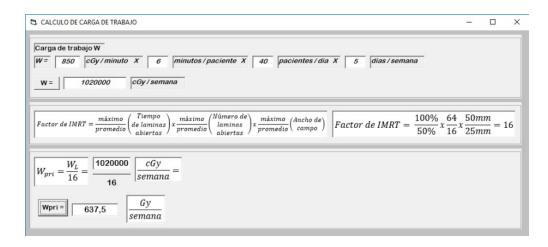


Figura 89: Cálculo de la carga de trabajo. Elaborado por el autor.

B.1.2 Cálculo del blindaje primario para la pared A

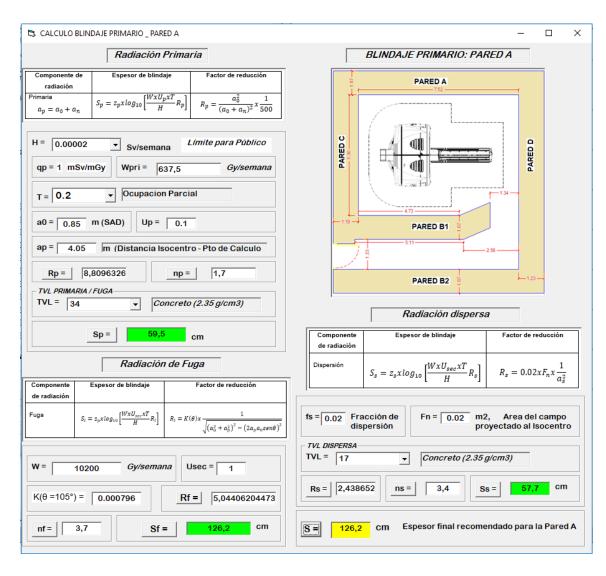


Figura 90: Cálculo del blindaje primario, pared A. Elaborado por el autor.

Detrás de esta pared hay un área que no está ocupado por personal ocupacionalmente expuesto por lo que son considerados como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0.2 porque se establecerá como alguna de estas opciones: Pasillos, salas de empleados, baños de personal; NCRP N° 151 [12].

B.1.3 Cálculo del blindaje primario para la pared B

Detrás de las paredes B1 y B2 se encuentra la sala de Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis HDR. Las personas que ocupen esta área deben ser considerados como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,5 para sala de tratamiento adyacente, sala de examen del paciente adyacente a la sala blindada (bunker). NCRP N° 151 [12].

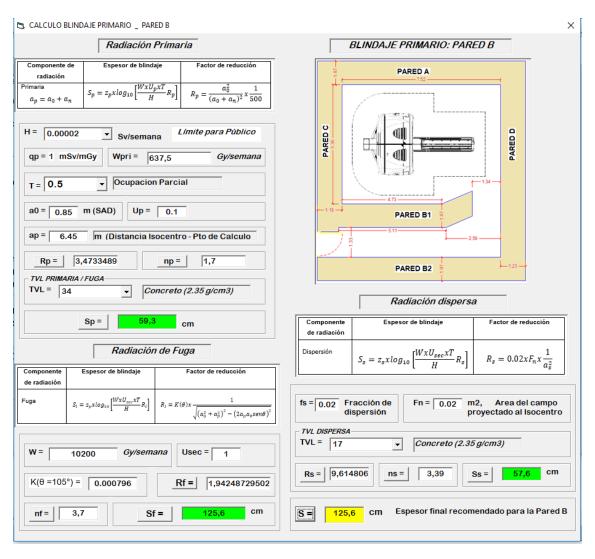


Figura 91: Cálculo del blindaje primario, paredes B1 y B2. Elaborado por el autor.

Para las Paredes A y B (B1 + B2) se recomienda un espesor de 130 cm, de acuerdo con los resultados de los cálculos en B.1.2 y B.1.3. De lo anterior se debe aumentar el espesor de la pared A en 23 cm (esta pared tiene actualmente un espesor de 107 cm), mientras que las paredes B1 y B2 tienen espesores adecuados.

B.1.4 Cálculo del blindaje primario para el Techo

Sobre el techo no hay ocupación alguna, no hay ni habrá construcción, tampoco es viable la ocupación debido al tipo de acabado del techo (Rib metallique panels), si hubiera alguien con permanencia en este lugar seria por alguna razón de mantenimiento su permanencia sería muy eventual, y no sería personal ocupacionalmente expuesto por lo que debe ser considerado como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0,025.

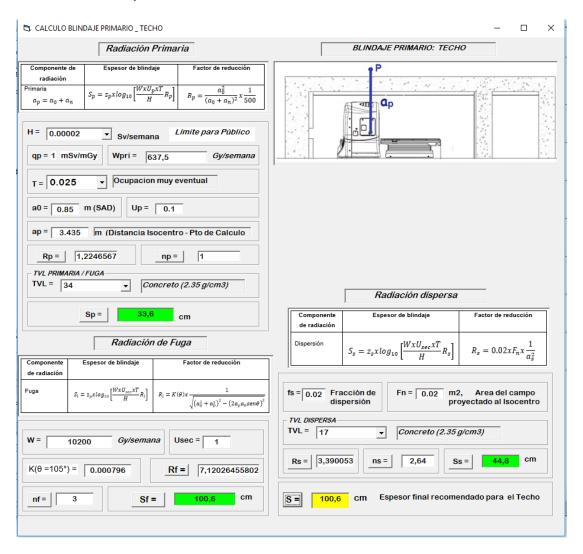


Figura 92: Cálculo del blindaje primario, Techo. Elaborado por el autor.

Se recomienda un espesor de 105 cm para el techo (de acuerdo al cálculo), siendo el espesor actual del techo de 26 cm, se debería aumentar 79 cm de concreto, sin embargo, si se establece que cualquier mantenimiento sobre el techo se realizara fuera del horario de atención de pacientes no habría necesidad de aumentar el espesor del techo.

B.1.5 Cálculo del blindaje secundario para la pared C

Detrás de la Pared C se encuentra el área de control del equipo y un almacén. Los que ocupen el almacén deben ser considerados como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 1.

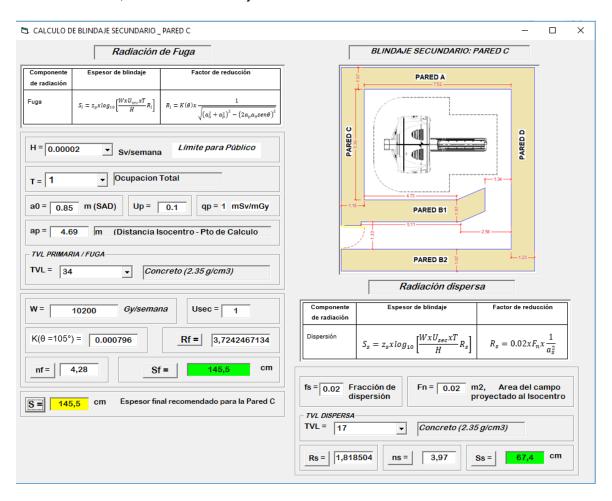


Figura 93: Cálculo del blindaje secundario, pared C. Elaborado por el autor.

Se recomienda un espesor de 150 cm para la pared C. Dado que el espesor actual es de 118 cm, se debe aumentar 32 cm de espesor.

B.1.6 Cálculo del blindaje secundario para la pared D

Detrás de esta pared hay un área que no está ocupado por personal ocupacionalmente expuesto por lo que son considerados como público para la práctica de radioterapia. Usaremos H = 0,00002 Sv/semana y T = 0.2 porque se establecerá como alguna de estas opciones: Pasillos, salas de empleados, baños de personal; NCRP N° 151 [12].

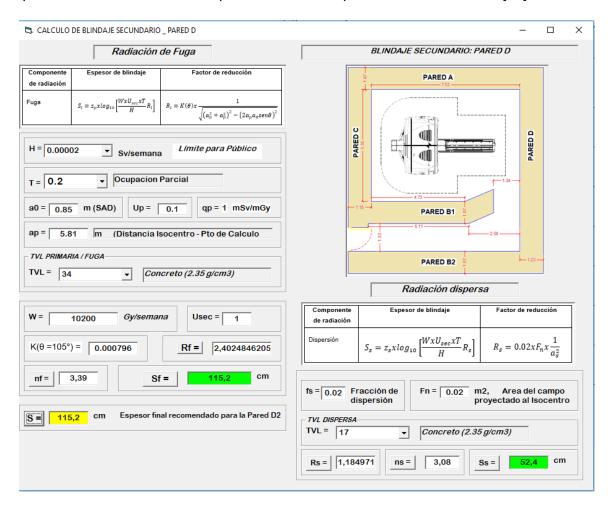


Figura 94: Cálculo del blindaje secundario, Pared D. Elaborado por el autor.

Actualmente, la Pared D tiene un espesor de 120 cm, por lo que no es necesario hacer ningún cambio.

Tabla 16: Resumen de resultados de cálculos de blindajes por cada pared. Caso 4: Hospital en Uganda - África.

Resumen de resultados por cada pared		
Pared A	Aumentar 23 cm	
Pared B	No hacer cambios	
Techo	Aumentar 79 cm	
Pared C	Aumentar 32 cm	
Pared D	No hacer cambios	

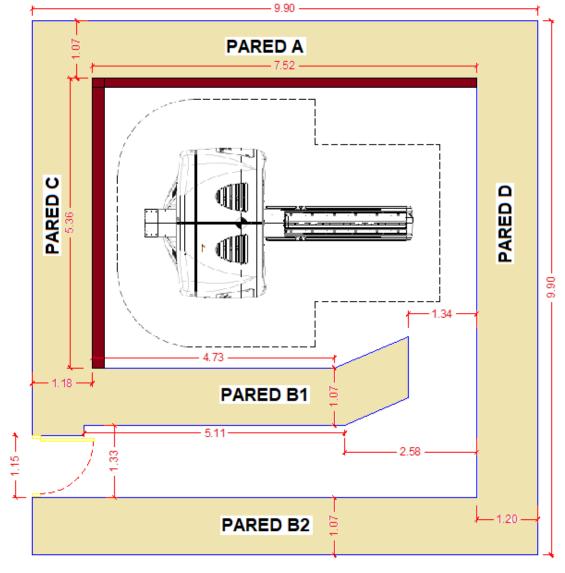


Figura 95: Plano del Bunker con refuerzos de blindajes en las paredes. Representación gráfica del Autor.

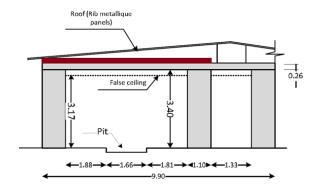


Figura 96: Plano del Bunker con refuerzo de blindaje en el techo. Representación gráfica del Autor.

B.2 Cálculo del blindaje para la puerta

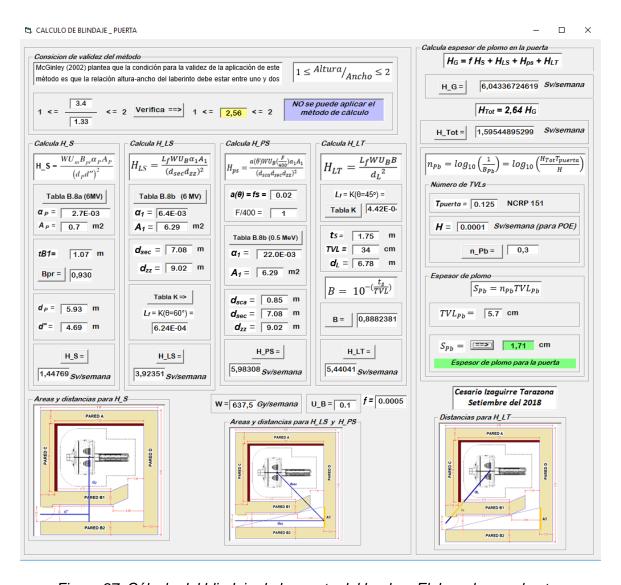


Figura 97: Cálculo del blindaje de la puerta del bunker. Elaborado por el autor.

P_b = 1,71 cm (Espesor de plomo recomendado para la puerta)

Este bunker no cumple la condición de McGinley (2002) que establece que este cálculo debe limitarse a las instalaciones en las que la relación altura-anchura del laberinto está entre uno y dos. La relación altura / anchura se puede lograr empleando un dintel simple sobre la entrada interior del laberinto (NCRP 151 página 37). Por lo tanto, se recomienda poner un dintel de 80 cm de alto y 60 cm de espesor.

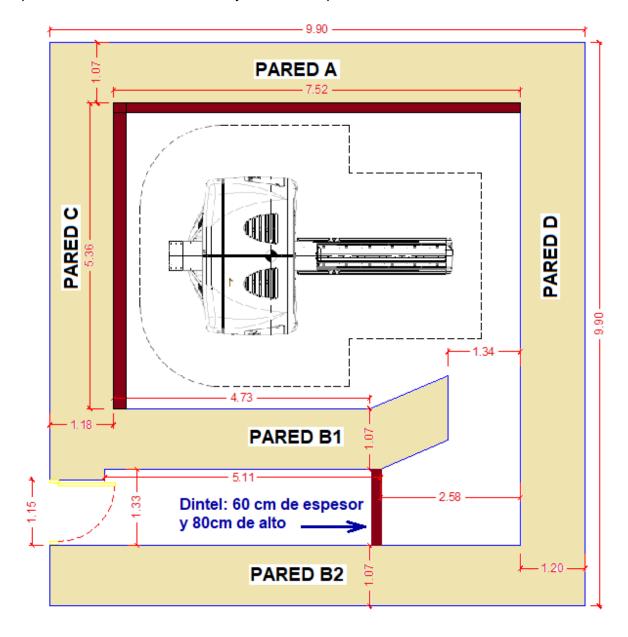


Figura 98: Dintel adicional en el laberinto del bunker. Elaborado por el autor.

 $1 \le \text{Altura / Ancho} \le 2 \implies 1 \le (3.4 \text{ m} - 0.8 \text{ m}) / 1.33 \text{ m} \le 2 \implies 1 \le 1.95 \le 2$

Ahora cumple la condición de McGinley y se valida el resultado del cálculo de blindajes para la puerta.

CAPITULO V

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Como resultado de la investigación se ha logrado desarrollar un software para evaluar el cumplimiento de los requisitos de espacio físico de los bunkers para cobalto 60, el cual nos permite determinar si es viable la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal en dicho bunker, también se ha logrado desarrollar un software para el cálculo de blindajes de bunkers para equipos de tomoterapia helicoidal, el cual nos permite hacer un recalculo de blindajes del bunker para cobalto 60 y así determinar si cumple con las normativas nacionales y recomendaciones internacionales respecto a restricciones de dosis tanto para el personal ocupacionalmente expuesto como para el público y en caso determinada barrera de blindaje no cumpla con el espesor adecuado nos permite saber con qué espesor de barrera debemos reforzar el blindaje para hacer viable la instalación y operación de un equipo de tomoterapia helicoidal.

Se han analizado los bunkers de cuatro hospitales usando como instrumentos de análisis los dos softwares antes mencionados. Dos hospitales en el Perú (al que hemos denominado Hospital 1 en Perú y Hospital 2 en Perú), y dos hospitales del extranjero, un Hospital en Bolivia y otro en Uganda – Africa.

Habiendo planteado como hipótesis de partida que, satisfacer los requerimientos del fabricante (respecto al espacio físico necesario) y las normativas nacionales, así como las recomendaciones internacionales en cuanto a restricciones de dosis hará viable la reutilización de un bunker de cobalto 60 para la instalación y operación de un equipo de Tomoterapia Helicoidal.

Los resultados obtenidos, han logrado demostrar la validez de la hipótesis con las siguientes consideraciones: (i) Los diferentes bunkers tienen características muy variadas sobre todo dependientes de los equipos de cobalto 60 para los cuales se construyó y en la época que se hizo, (ii) De los cuatro bunkers estudiados uno de ellos tiene un equipo de cobalto 60 con SSD de 100 cm (Hospital 1 en Perú), dos equipos con SSD de 80 cm (un Hospital en Bolivia y otro en Uganda) mientras que el equipo del Hospital 2 en Perú era de SSD de 60cm. Como consecuencia, los dos primeros tipos de equipos (con SSD de 100 cm y 80 cm) se instalan en bunkers con mayores dimensiones que los del equipo con SSD

de 60cm, por este motivo la viabilidad de instalar un equipo de tomoterapia helicoidal en el bunker de equipos de cobalto 60 con SSD de 100 cm y 80 cm, es mayor; en cambio en el bunker de un equipo con SSD de 60 cm es poco probable porque estos bunkers suelen ser muy pequeños. En este último caso es recomendable construir un nuevo bunker, ya que hacer adaptaciones podría resultar más complicado y quizás hasta más costoso, por lo que incluso podría llevar más tiempo realizar las adaptaciones necesarias.

Se llega a la conclusión que en los bunkers para equipos de cobalto 60 con SSD de 100 cm y 80 cm la instalación de un equipo de tomoterapia helicoidal es viable validando la hipótesis planteada en la investigación y los cambios o adecuaciones que se deben hacer son menores (tanto por motivos de espacio físico para el ingreso y la circulación del equipo nuevo como por razones de blindaje), resultando por lo tanto mucho más rápido y económico hacer estas adecuaciones que realizar una nueva construcción.

Por lo mencionado líneas arriba, lo más relevante para la demostración de la hipótesis y que al mismo tiempo constituye un importante aporte de este trabajo es el desarrollo de los dos softwares.

Las mayores dificultades que se han tenido que vencer para concretar el desarrollo de la investigación es el acceso a la información de diferentes tipos como los manuales de instalación de los equipos de tomoterapia, planos de los bunkers, publicaciones relacionadas al cálculo de blindajes para bunkers con equipos de tomoterapia helicoidal en revistas especializadas, etc.

Lo planteado en este proyecto, permite ahorrar tiempo y dinero al instalar un equipo de Tomoterapia como reemplazo, en el bunker de un equipo de cobalto 60 o cualquier acelerador lineal convencional ya sea por antigüedad o por un desperfecto severo en su funcionamiento, porque se podría tener en funcionamiento el servicio de radioterapia con el nuevo equipo de Tomoterapia en aproximadamente tres meses; un mes para retirar el equipo a reemplazar, embalar y enviar a disposición final la fuente de cobalto 60, un mes para realizar las obras de adecuación de espacios y refuerzo de blindajes y un mes más para poner en marcha el equipo de Tomoterapia para tratamientos, en caso contrario, si se hubiera decidido demoler o comprar un terreno para hacer una construcción nueva, el

proyecto muy probablemente demoraría más de 9 meses. Pero también permite ahorrar dinero porque es más económico construir paredes de menos de 50 cm de espesor (como en los casos que se analizaron en este trabajo) que hacer todas las paredes de mucho mayor espesor en una construcción nueva.

El programa de cálculo desarrollado permite ahorrar tiempo en la elaboración del cálculo de blindajes, porque es posible tener en un solo día, máximo dos, los resultados tanto para las paredes y techo así como para el blindaje en la puerta, porque podría tomar un día visitar el lugar donde se piensa instalar el nuevo equipo de Tomoterapia y realizar todas las mediciones necesarias así como averiguar el uso y ocupación de las área adyacentes al bunker y si el tiempo alcanza hacer el cálculo de blindajes con el software (en menos de media hora) el mismo día o máximo al día siguiente.

También fue relevante en el proceso de investigación y que permitió demostrar la validez de la hipótesis, fue haber realizado el trabajo de campo (además de la investigación bibliográfica) ya que se pudo conseguir información de la empresa proveedora del equipo respecto de los requerimientos de espacio interno mínimo del bunker para el equipo de Tomoterapia. Así como la información obtenida de parte del hospital, como los planos de las instalaciones, las entrevistas con los profesionales del hospital de diferentes cargos y profesiones ya que a través de ellos se pudo determinar la ocupación, permanencia y uso de las áreas aledañas al bunker y número de paciente que a atender por día (para calcular la carga de trabajo), etc.

Este trabajo de investigación ha permitido aprender, en el aspecto técnico, un método de cálculo de blindajes que se desconocía, en el aspecto personal y profesional ha permitido aprender y desarrollar habilidades sociales y de interacción interpersonal con empresas, instituciones públicas, profesionales y funcionarios de diferentes cargos y jerarquías. Además, que se ha aprendido lo que se requiere para elaborar y redactar una tesis para maestría.

Los resultados de este trabajo permiten recomendar a responsables de instituciones públicas o privadas desarrollar un proyecto de re equipamiento como el planteado en este estudio, en caso necesiten reemplazar antiguos equipos de cobalto 60 o antiguos aceleradores lineales convencionales.

GLOSARIO

AAPM (The American Association of Physicists in Medicine): La Asociación Americana de Físicos en Medicina es una organización científica, educativa y profesional de Físicos Médicos.

Barrera de blindaje: Pared de protección para reducir la dosis equivalente en el lado opuesto a la fuente de radiación.

Beam stopper: Es un dispositivo de seguridad mecánico utilizado para interceptar el haz de radiación primara, para reducir la dosis equivalente. Suelen ser barras de plomo.

Carga de trabajo (W): La carga de trabajo (W) para el equipo de radioterapia es la dosis absorbida debido al uso del equipo. El período de tiempo más común para el que se calcula W es de una semana. Las unidades para W son Gy/semana.

DIN (Deutsches Institut für Normung): Instituto Alemán de Normalización.

Dosis absorbida (D): Magnitud fundamental, definida por la expresión: $D=d\mathcal{E}/dm$, en la que D es la dosis absorbida, $d\mathcal{E}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen y dm es la masa de materia existente en ese elemento de volumen. La unidad de dosis absorbida es el joule por kilogramo (J/kg) y su nombre especial es el gray (Gy).

Dosis equivalente: Dosis absorbida en un órgano o tejido multiplicada por el correspondiente factor de ponderación de la radiación.

Factor de reducción (R): Da la razón de la tasa de dosis para un componente de radiación específico a una distancia dada, a la tasa de dosis en el punto de referencia.

Factor de Uso (U): El factor de uso (U) describe las diferentes orientaciones del haz usados para tratamiento cuando se calculan los espesores de barrera requeridos para cada orientación del haz.

Gantry: Parte del Linac desde donde se ubica la componente que emite la radiación.

Gray: Nombre especial que se da a la unidad de dosis absorbida. Gray (Gy) es el joule por kilogramo (J/kg).

HVL (Half Value Layer): Capa hemi reductora, es el espesor del material en el que la intensidad de la radiación que ingresa se reduce a la mitad.

Isocentro: El isocentro del equipo de Tomoterapia es definido como un punto en el espacio, que representa la intersección de los ejes de rotación del gantry y de desplazamiento de la mesa, generalmente este punto se localiza a 85 cm del blanco de rayos X.

Linac (linear accelerator): Acelerador lineal.

MeV: Mega Electrón Voltio.

Miembros del público: Cualquier individuo de la población, excluidos los individuos expuestos por razones de ocupación o médicas.

MLC Binario: Colimador multiláminas, se le llama binario porque solo tiene una de dos posibilidades; está abierto o cerrado.

MV: Mega voltios.

NCRP (National Council on Radiation Protection and measurements): Consejo Nacional de Radio Protección y mediciones.

OIEA: Organismo Internacional de Energía Atómica.

POE: Personal Ocupacionalmente Expuesto

Radiación de fuga: Toda radiación emitida en cualquier dirección que no sea la directa.

Radiación dispersa: Radiación que al interactuar con la materia cambia de dirección. Habitualmente este cambio viene acompañado de un descenso de su energía. Radiación ionizante.

Radiación primaria: Es el haz de fotones que emana de la unidad de tratamiento (Tomoterapia) que incide directamente en el paciente o la barrera primaria.

Radioterapia conformada en 3D: Suministra haces de radiación desde diferentes direcciones que han sido diseñados para igualar la forma del tumor.

Radioterapia de intensidad modulada (IMRT): Es similar a la 3D, pero también cambia la potencia de algunos de los haces en ciertas áreas. Esto hace que se administren potentes dosis a ciertas partes del tumor y ayuda a reducir el daño a los tejidos corporales normales adyacentes.

Safety Reports Series: Serie de Informes de Seguridad

Sievert: El sievert (símbolo Sv) es una unidad derivada del SI que mide la dosis de radiación absorbida por la materia viva, corregida por los

posibles efectos biológicos producidos. 1 Sv es equivalente a un julio por cada kilogramo (J kg⁻¹).

Tomoterapia helicoidal: Tipo de tratamiento mediante el cual se enfoca la radiación en el tumor desde muchas direcciones distintas.

TVL: Capa decimo reductora, es el espesor del material en el que la intensidad de la radiación que ingresa se reduce a la décima parte.

UM (Unit Monitor): La Unidad de Monitor es la unidad mínima de funcionamiento de un acelerador lineal.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] E.B. Podgorsak, *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students* (IAEA, Vienna, 2005), p. 123.
- [2] The Room Dimensions Required to Install a Linear Accelerator (LINAC), s. f., recuperado de: https://www.oncologysystems.com/blog/room-dimensions-required-install-linear-accelerator-linac
- [3] S. Baechler, F. O. Bochud, D. Verellen and R. Moeckli, Shielding requirements in helical Tomotherapy, Phys. Med. Biol. 52 (2007) 5057–5067.
- [4] Accuray, Technical Specifications Brochure, Radixact Series (Accuray Incorporated, New York, 2018).
- [5] C. Wu, F. Guo and J. A. Purdy, Helical tomotherapy shielding calculation for an existing LINAC treatment room: sample calculation and cautions, Phys. Med. Biol. 51 (2006) N389–N392.
- [6] M. Mehrer, M.Sc. Tesis de Maestría en Física Médica, Universidad Central de Venezuela, 2016.
- [7] Instituto Nacional de Estadística I.N.E. [BO], Notas de prensa y monitoreo (2018, 10 de julio). Recuperado de https://www.ine.gob.bo/index.php/notas-de-prensa-y-monitoreo/itemlist/tag/Población.
- [8] Organización panamericana de la salud, Notas de prensa (2018, 12 de marzo).
 Recuperado de
 - https://www.paho.org/bol/index.php?option=com_content&view=article&id=2077:mi nisterio-de-salud-entrego-al-instituto-chuquisaqueno-de-oncologia-un-equipo-decolposcopio-para-la-deteccion-y-tratamiento-del-cancer<emid=481
- [9] Página siete Sociedad, (2017, 03 de abril). Recuperado de https://www.paginasiete.bo/sociedad/2017/4/3/cuatro-cinco-mujeres-muerencancer-cuello-uterino-bolivia-132981.html
- [10] IAEA, Radiotherapy facilities: master planning and concept design considerations, IAEA Human Health Reports N° 10, 2014.
- [11] Zubeldia, Francisco (2016) Evaluación del Reporte NCRP 151: Cálculos de blindajes para salas de tratamientos de radioterapia de alta energía. / Evaluation of NCRP

- Report No. 151: Shielding calculations for high energy radiotherapy treatment rooms. *Maestría en Física Médica, Universidad Nacional de Cuyo, Instituto Balseiro*.
- [12] NCRP, Structural Shielding Desing and Evaluation for Megavoltage X and Gamma Ray Radiotherapy Facilities. NCRP Report N° 151, 2005.
- [13] NCRP, Structural Shielding Desing and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma the Rays of Energies up to 10 MeV, NCRP Report N° 49, 1976.
- [14] IAEA, Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities, Safety Reports Series N° 47, 2006.
- [15] J. Balog, D. Lucas, C. De Souza and R. Crilly, Helical tomotherapy radiation leakage and shielding considerations, Med. Phys 32 (2005) 710–719.
- [16] Accuray, Site Planning Guide, Radixact System, (Accuray Incorporated, New York, 2016).
- [17] D. Robinson, J.W Scrimger, G.C Field, B.G Fallone, Shielding considerations for tomotherapy, Med. Phys 27(2000) 2380-2384.
- [18] Accuray, TomoTherapy H Series Site Planning Guide (Accuray Incorporated, New York, 2014).
- [19] P.H McGinley, Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities (Medical Physics Publishing, Madison Wisconsin, 2002), second ed., p. 72.
- [20] T. R. Mackie, T. Holmes, S. Swerdloff, P. Reckwerdt, J.O Deasy, J. Yang, B. Paliwal and T. Kinsella, Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. Med. Phys. 20 (1993) 1709–1719.
- [21] T. R. Mackie, History of tomotherapy, Phys. Med. Biol. 51 (2006) R427–R453.
- [22] P. H. McGinley and J.L JAMES, Maze design methods for 6 and 10MeV accelerators, Radiat. Prot. Manage 14(1997) 59–64.
- [23] IAEA, Specifications, Cobalt-60 Teletherapy System, Uganda, 04-Nov-2016, recuperado de:

 https://www.ungm.org/UNUser/Documents/DownloadPublicDocument?docId=5012

 00
- [24] C. R. Ramsey, R. Seibert, S. L. Mahan, D. Desai and D. Chase, Out-of-field dosimetry measurements for a helical tomotherapy system, Journal of applied clinical medical physics 7 (2006) 2.

[25] C. J. Bailat, S. Baechler, R. Moeckli, M. Pachoud, O. Pisaturo and F. O. Bochud, The concept and challenges of TomoTherapy accelerators, IOP Publishing, Rep. Prog. Phys. 74 (2011) 086701-13.

ANEXOS

Anexo 1

Estimación de la carga de trabajo y Factor de IMRT [16] página 20.

Dado que el equipo de Tomoterapia Helicoidal modelo Radixact está equipado con un beam stopper en la dirección del haz primario, los requisitos de espesor de la barrera están dominados por la radiación secundaria. Por lo tanto, estimar correctamente la carga de trabajo de fugas semanal (W) específica de la instalación es crítico. La siguiente ecuación es un ejemplo de cálculo para la carga de trabajo de fugas semanal (W).

$$W = 850 \frac{cGy}{minuto} \times Tiempo \frac{minutos}{paciente} \times Número \frac{pacientes}{dia} \times Número \frac{dias}{semana} = Dosis \frac{cGy}{semana}$$

Ejemplo caso 1:

$$W = 850 \frac{\text{cGy}}{\text{minuto}} \times 6 \frac{\text{minutos}}{\text{paciente}} \times 40 \frac{\text{pacientes}}{\text{dia}} \times 5 \frac{\text{dias}}{\text{semana}} = 1\ 020\ 000 \frac{\text{cGy}}{\text{semana}}$$

El equipo de Tomoterapia Helicoidal modelo Radixact tiene dos posibles tasas de dosis nominal en 1,5 cm: 850 cGy / min o 1 000 cGy / min. Rendimiento basado en un tamaño de campo de 5 cm x 40 cm a SSD = 85 cm [14] pagina 4.

El factor de IMRT explica el aumento de las UM durante la entrega de tratamiento con el equipo de tomoterapia, que son necesarios para lograr la dosis absorbida deseada en el paciente debido a los tamaños de campo pequeños. En resumen, para una dosis absorbida dada, la UM necesaria para la IMRT es mucho mayor que la UM necesaria para el tratamiento convencional. Una metodología para determinar el factor de IMRT consiste en:

$$Factor\ de\ IMRT = \frac{\text{m\'{a}ximo}}{\text{promedio}} \begin{pmatrix} \text{Tiempo} \\ \text{de\ laminas} \\ \text{abiertas} \end{pmatrix} \times \frac{\text{m\'{a}ximo}}{\text{promedio}} \begin{pmatrix} \text{N\'{u}mero\ de} \\ \text{laminas} \\ \text{abiertas} \end{pmatrix} \times \frac{\text{m\'{a}ximo}}{\text{promedio}} \begin{pmatrix} \text{Ancho\ de} \\ \text{campo} \end{pmatrix}$$

Factor de IMRT =
$$\frac{100\%}{50\%} \times \frac{64}{16} \times \frac{50 \text{mm}}{25 \text{mm}} = 16$$

Ejemplo caso 1:

$$W_{pri} = \frac{W}{16} = \frac{1020000}{16} \frac{cGy}{semana} = 637.5 \frac{Gy}{semana}$$

Anexo 2

Cálculo de blindajes [3] páginas 5057 - 5067.

El espesor de la barrera de protección en el área que se desea proteger contra cada una de las componentes de radiación se calcula mediante la siguiente fórmula (Ordenanza suiza sobre aceleradores médicos 2004):

$$S_i = z_i x n_i$$

$$n_{i} = \log_{10} \left[\frac{1}{B} \right] = \log_{10} \left[\frac{W \times T}{H} \times U_{i} \times R_{i} \times q_{i} \right]$$

Donde i es el índice del componente de radiación, S es el espesor de la protección requerido, z es la capa décimo reductora (TVL), n es el número de TVL requerida para la protección, B es la atenuación requerida de la protección, W es la carga de trabajo semanal, U es el factor de uso, T es el factor de ocupación, H es la dosis ambiental permitida, R es el factor de reducción y q es el factor de dosis equivalente (que en este caso q = 1 por ser fotones).

Tabla 4. Formulas que se utilizaran para determinar el espesor de blindaje requerido para los diferentes componentes de radiación en Tomoterapia

Componente de radiación	Espesor de blindaje	Factor de raducción	
Primaria	$s_p = z_p \times \log_{10} \left[\frac{W \times T}{H} R_p \right]$	$R_p = \frac{a_0^2}{(a_0 + a_p)^2} \frac{1}{250}$	
Fuga	$s_l = z_p \times \log_{10} \left[\frac{W \times T}{H} R_l \right]$	$R_l = K(\theta) \frac{1}{\sqrt{(a_0^2 + a_p^2)^2 - (2a_p a_0 \sin \theta)^2}}$	
Dispersión	$s_s = z_s \times \log_{10} \left[\frac{W \times T}{H} R_s \right]$	$R_s = 0.02 \times F_n \frac{1}{a_s^2}$	
Segunda dispersión y	$s_t = z_s \times \log_{10} \left[\frac{W \times T}{H} R_t \right]$	$R_t = 1.3 \times 10^{-5} \times F_t \frac{1}{a_t^2}$	
radiación de fuga dispersa.			

Tabla extraída de [1] página 5065

Anexo 3

Cálculo del factor de uso U [5] página N390.

Para el blindaje primario, el factor de uso U por rotación se calcula utilizando nuestra fórmula analítica derivada de manera independiente (equivalente a los resultados de Robinson et al (2000)).

$$U = \frac{1}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{r}{d} \frac{\sqrt{(fs/2)^4 + (fs^2/4 + r^2)(d^2 - fs^2/4)} - fs^2/4}{fs^2/4 + r^2} \right)$$

Dónde: r = 85 cm (distancia de la fuente al isocentro), d es la distancia desde el isocentro al punto de interés (en este caso la pared primaria), fs = 40 cm (máximo ancho de campo en el isocentro).

Teniendo en cuenta los requisitos de dimensiones de la sala para el equipo de Tomoterapia, las distancias de interés para la evaluación de blindajes suelen estar entre 2,5 m y más de 10 m. Usando la fórmula de Wu (Wu et al 2006), el factor de uso U varía de 0,10 para 2,5 m hasta 0,08 para 10 m. Por lo tanto, nuestro enfoque simple que da un valor de 0,10 es conservador y apropiado en el contexto presente, especialmente, como veremos más adelante, que la radiación primaria no es la contribución principal [1] páginas 5060 - 5061.