

Tesis de Maestría

Dosimetría para tratamientos de radioterapia utilizando sensores MOSFET

Hernández Piedrahita, Pablo Andrés

2015-10-26

Este documento forma parte de la colección de tesis doctorales y de maestría de la Biblioteca Central Dr. Luis Federico Leloir, disponible en digital.bl.fcen.uba.ar. Su utilización debe ser acompañada por la cita bibliográfica con reconocimiento de la fuente.

This document is part of the doctoral theses collection of the Central Library Dr. Luis Federico Leloir, available in digital.bl.fcen.uba.ar. It should be used accompanied by the corresponding citation acknowledging the source.

Cita tipo APA:

Hernández Piedrahita, Pablo Andrés. (2015-10-26). Dosimetría para tratamientos de radioterapia utilizando sensores MOSFET. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires.

Cita tipo Chicago:

Hernández Piedrahita, Pablo Andrés. "Dosimetría para tratamientos de radioterapia utilizando sensores MOSFET". Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires. 2015-10-26.

EXACTAS UBA

Facultad de Ciencias Exactas y Naturales



UBA

Universidad de Buenos Aires

Tesis de grado para la maestría de física médica

**Dosimetría para tratamientos de radioterapia
utilizando sensores MOSFET.**

Maestrando: Ing. Pablo Andrés Hernández

Directores: Dr Adrián Faigón
Lic. Gabriel Redín

Colaboradora: Lic. Diana Feld

Universidad de Buenos Aires, Argentina

2015.

AGRADECIMIENTOS

Para el desarrollo de esta tesis para obtener el título de maestría en física médica fue muy importante el apoyo obtenido por parte de Dr. Adrián Faigón y Lic. Gabriel Redín como directores de la tesis y la Lic. Diana Feld como asesora de la misma. A ellos por su ayuda, asesorías y su desinteresada colaboración muchas gracias. Sin duda, estos avances podrán ayudar a desarrollar beneficios para los pacientes en el futuro.

También quiero agradecer a los servicios de radioterapia del Instituto de oncología Ángel Roffo, también del Hospital de Pediatría Garrahan y del Hospital Municipal de Oncología Marie Curie, porque su ayuda y colaboración fue fundamental para la realización de esta tesis y las mediciones necesarias para su desarrollo.

ÍNDICE

ÍNDICE DE IMÁGENES

DEFINICIONES.

OBJETIVOS.

1. INTRODUCCIÓN.

2. Dispositivos MOSFET disponibles en el mercado

2.1 SUN NUCLEAR.

2.2 IBA.

2.3 PTW.

2.4 Best medical Canada

3. Dispositivos MOSFET de dosimetría in vivo.

3.1 REPORTE Y RECOMENDACIONES INTERNACIONALES.

3.2 DETECTORES DE RADIACION IONIZANTE EN DOSIMETRIA IN VIVO.

3.3 SENSORES MOSFET PARA DOSIMETRÍA IN VIVO EN TIEMPO REAL.

3.4 CALIBRACION Y USO DE SENSORES MOSFET DURANTE PROCEDIMIENTOS DE DOSIMETRIA IN VIVO.

3.5. PROCESO DE DETECCIÓN.

3.6. CALCULO DE LA DOSIS.

4 MEDICIONES Y RESULTADOS.

5. CONCLUSIONES.

6. BIBLIOGRAFÍA.

ÍNDICE DE IMÁGENES

Imagen 1. Imagen esquemática de la línea de productos InVivo Solutions de Sun Nuclear.

Imagen 2. Imagen esquemática de la línea de productos InVivo Solutions de Sun Nuclear con tecnología inalámbrica.

Imagen 3. Línea de productos IBA de dosimetría in vivo.

Imagen 4. Línea de productos VIVODOS de dosimetría in vivo de la empresa PTW.

Imagen 5. Dispositivo de dosimetría in vivo portable de la empresa Best Medical con los sensores MOSFET.

Imagen 6. Dispositivos MOSFET de dosimetría in vivo con tecnología inalámbrica para transmisión de datos.

Imagen 7. Tratamiento típico en el cual se utiliza dispositivos de dosimetría in vivo.

Imagen 8. Se observa un tratamiento típico de radioterapia intraoperatoria en el cual se utilizan dispositivos de dosimetría in vivo.

Imagen 9. Se observan detectores convencionales MOSFET para dosimetría in vivo.

Imagen 10. Se observa dispositivo termoplástico en el cual se ubican sensores para realizar dosimetría in vivo en tratamiento de cabeza y cuello.

Imagen 11. Se observa dispositivo termoplástico bucal en el cual se ubican sensores para realizar dosimetría in vivo.

Imagen 12. Se observa uno de los sensores MOSFET del prototipo de sistema dosimétrico que se utilizó para realizar las mediciones y análisis en esta tesis.

Imagen 13. Se observa el esquema del procedimiento de calibración de los sensores MOSFET para su uso en dosimetría in vivo.

Imagen 14. Se observa las dosis típicas de interés en dosimetría in vivo.

Imagen 15. Diagrama esquemático de un sensor MOSFET con sus componentes internos.

Imagen 16. Ilustración esquemática de los efectos inducidos por la radiación ionizante en un sensor MOSFET al aplicar un voltaje positivo.

Imagen 17. Esquema del circuito de polarización MOSFET. [21]

Imagen 18. Esquema del circuito para la obtención de V_T . [21]

Imagen 19. Efecto de la radiación en la curva característica corriente de canal vs tensión de puerta para un sensor MOSFET.

Imagen 20. Se muestra el monitoreo de la tensión para diferentes polarizaciones en función de la dosis recibida por el sensor.

Imagen 21. Se observa que al cambiar la polarización de positiva a negativa la tensión umbral realiza corrimientos en sentido inverso.

Imagen 22. Ilustración esquemática del efecto inducido al irradiar un sensor MOSFET.

Imagen 23. Monitoreo de la tensión umbral variando la tensión de polarización entre 8 V y -8 V en función de la dosis recibida por el sensor.

Imagen 24. Comportamiento del dispositivo MOSFET con la acumulación de dosis recibida en el tiempo.

Imagen 25. Se observa la respuesta de los 2 sensores MOSFET ante una variación de temperatura controlada.

Imagen 26. Se observa la respuesta de los 3 sensores MOSFET a mismas irradiaciones con un tamaño de 10 x 10 cm.

Imagen 27. Comparación en mediciones realizadas con sensor MOSFET y con la cámara de ionización para 3 tamaños de campo diferentes.

Imagen 28. Mediciones realizadas variando el ángulo de incidencia del haz de radiación normalizadas al promedio de las mediciones.

Imagen 29. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para el equipo de Cobalto 60 del Hospital Marie Curie.

Imagen 30. Comparación de las lecturas de la cámara de ionización en profundidad al tener un sensor MOSFET dentro del haz de radiación en la superficie y al no tenerlo.

Imagen 31. Dosis obtenidas de la cámara de ionización (en rojo) y con 4 sensores MOSFET con la irradiación indicada.

Imagen 32. Dosis obtenidas de la cámara de ionización (en rojo) y con 4 sensores MOSFET con la irradiación indicada.

Imagen 33. Dosis obtenidas de la cámara de ionización (en rojo) y con 4 sensores MOSFET con la irradiación indicada.

Imagen 34. Dosis obtenidas de la cámara de ionización (en rojo) y con 4 sensores MOSFET con la irradiación indicada.

Imagen 35. Dosis obtenidas de la cámara de ionización y con 2 sensores MOSFET en irradiación a 3 metros.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Valores obtenidos con los sensores MOSFET al variar la temperatura de los mismos.

Tabla 2. Datos obtenidos con los sensores MOSFET para irradiaciones con las mismas características.

Tabla 3. Datos obtenidos con el MOSFET y con la cámara de ionización para diferentes tamaños de campo.

Tabla 4. Valores obtenidos en las mediciones durante el tratamiento.

Tabla 5. Valores obtenidos en las mediciones durante el tratamiento.

Tabla 6. Valores obtenidos en las mediciones durante el tratamiento.

ABREVIATURAS.

AAPM	American association of physicist in medicine
DFS	Distancia fuente superficie
DFI	Distancia fuente isocentro
EBRT	External beam radiation therapy
ESTRO	European Society for Therapeutic Radiology and Oncology
ICRU	International Commission of Radiation Units and Measurements
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IGRT	Image-guided radiation therapy
IMRT	Intensity modulated radiation therapy
IORT	Intraoperative radiation therapy
IVD	In vivo dosimetry
MeV	Mega electrón voltios
MOSFET	Metal oxide semiconductor field effect transistor
OAR	Organ at risk
PTV	Planning treatment volumen
PDD	Percentage deep dose
SRS	Stereotactic radiosurgery
TLD	Thermoluminescent dosimeter

TBI Total body irradiation

VMAT Volumetric Modulated Arc Therapy

DEFINICIONES.

- OAR Órgano en riesgo. Órgano o grupo de órganos que por su ubicación anatómica y/o radiosensibilidad presentan un reto para la radioterapia, al no poder ser irradiados por encima de su dosis umbral.
- Gray Un gray es equivalente a la absorción de un joule de energía por un kilogramo de material irradiado.
- IORT Es una técnica de radioterapia, en la cual se irradia el tejido tumoral en el quirófano, durante la cirugía de resección tumoral
- IMRT Es una técnica de radioterapia, en la cual el haz de radiación tiene una variación en su intensidad durante dicho tratamiento con el objetivo de realizar una precisa conformación de la dosis en el target.

OBJETIVOS.

1. Realizar revisión bibliográfica sobre el uso de sensores MOSFET para la dosimetría en radioterapia.

1.1 Descripción del funcionamiento y principios físicos de los sensores en la detección de haces de radioterapia.

1.2 Analizar los sensores de dosimetría in vivo disponibles en el mercado.

2. Realizar mediciones con fantomas usando los sensores MOSFET para analizar su comportamiento y uso durante tratamientos de radioterapia externa.

2.1 Realizar mediciones variando la temperatura de los detectores.

2.2 Realizar mediciones variando el ángulo de incidencia del haz de radiación.

2.3 Realizar mediciones de valores de dosis en profundidad (PDD, por sus siglas en inglés).

2.4 Comparar curvas de PDD con los sensores MOSFET con mediciones realizadas con las cámaras de ionización o con las curvas teóricas conocidas.

2.5 Analizar respuesta de los diodos a los haces de radiaciones de alta energía.

3. Realizar mediciones en tratamientos de radioterapia usando los sensores MOSFET y analizar los resultados obtenidos.

3.1 Realizar mediciones con pacientes y analizar los resultados obtenidos.

4. Realizar conclusiones sobre el uso de sensores MOSFET para este tipo de tratamientos y su viabilidad en nuestro medio.

1. INTRODUCCIÓN.

El uso de haces de radiación ionizante en diversos campos de la medicina ha crecido de una manera muy importante desde el descubrimiento de las radiaciones ionizantes. El descubrimiento de los rayos X por parte del alemán Wilhelm Roentgen en 1895 y el descubrimiento de la radioactividad natural por parte del francés Henri Becquerel en 1896 fueron los primeros pasos en el gran avance y los análisis posteriores del uso y aplicaciones clínicas de este tipo de radiación en la medicina.

La radiología, la medicina nuclear y la radioterapia han sido algunas de las áreas que más se han desarrollado a raíz del uso de este tipo de radiación en la medicina.

La radiación ionizante se ha usado y es ampliamente usada en la actualidad para tratamientos oncológicos en pacientes con cáncer en todo el planeta, bien sea con equipos de braquiterapia, cobaltoterapia o aceleradores lineales, entre otras técnicas usadas mundialmente.

En este trabajo serán consideradas los equipos de cobaltoterapia y los aceleradores lineales para las mediciones dosimétricas que se realizarán y sus posteriores análisis y conclusiones.

Uno de los objetivos y retos más importantes de la radioterapia es maximizar el control local tumoral minimizando a su vez las complicaciones producidas por este tipo de tratamientos en los

pacientes. Este tópico tiene múltiples variables entre las que se pueden nombrar: dosis, tasa de dosis, técnica de fraccionamiento, duración del tratamiento, tipo de órgano tratado, volumen del tumor y calidad de la radiación. [1]

Entre todos estos factores involucrados, la dosis total acumulada juega un papel muy importante y es por esta razón que se necesita una alta precisión en los tratamientos. Existe evidencia que una pequeña variación de entre 7% y 15% puede reducir significativamente el control local tumoral, es decir, la recurrencia del cáncer en la misma región anatómica del tumor primario.[2]

Existen muchas recomendaciones durante el proceso de planificación y realización del tratamiento que pueden ayudar a alcanzar una alta precisión en la administración de dosis en el volumen blanco que se desea irradiar, siendo una de ellas la realización de dosimetría in vivo (IVD, por sus siglas en inglés) durante los tratamientos. [3]

Son varios los objetivos para la implementación de procedimientos de dosimetría in vivo en un centro de radioterapia. Uno de estos objetivos es monitorear la dosis entregada al paciente para compararla con la dosis planificada, otro objetivo es la detección de errores de posicionamiento del paciente y errores en la inclusión de accesorios para el tratamiento, así como también pueden detectarse errores en el cálculo de tiempo de irradiación o unidades monitor.

Habiendo mencionado los objetivos de la dosimetría in vivo anteriormente, cabe recalcar la importancia y pertinencia de realizar dichos procedimientos de dosimetría para garantizar la calidad de los tratamientos de radioterapia debido a que con ello se podrá aumentar el control local tumoral y minimizar las complicaciones y toxicidad que se puedan generar debido al tratamiento.

Se ha concluido además, que un programa de dosimetría in vivo en un centro de radioterapia provee grandes beneficios sin extender significativamente el tiempo de entrega del tratamiento. [4]

Los procedimientos de dosimetría in vivo se han realizado en diversos centros de radioterapia a nivel mundial, como por ejemplo en el Instituto Europeo de Oncología, tanto en radioterapia intraoperatoria [5], [6] y de igual manera en radioterapia externa [7].

Los procedimientos de dosimetría in vivo se realizan principalmente usando sensores MOSFET dosímetros de termoluminiscencia (TLD), diodos y films radiocrómicos, [4]. En este trabajo se realizarán mediciones con sensores MOSFET (Metal oxide semiconductor field effect transistor, por sus siglas en inglés).

La fabricación de este tipo de dispositivos para realizar dosimetría de fotones en el país, podrías disminuir considerablemente los precios comparados a los diodos comercializados hoy en día, los cuales son importados.

2. SISTEMAS DE DOSIMETRÍA IN VIVO DISPONIBLES EN EL MERCADO.

Existen hoy en día diversas empresas que comercializan sistemas dosimétricos que utilizan diversos tipos de detectores para realizar la medición de la radiación ionizante utilizada ampliamente en tratamientos de radioterapia externa en protocolos clínicos a nivel mundial.

Entre estas compañías comercializadoras se destacan: Sun Nuclear, IBA dosimetry, PTW y Best Medica.

A continuación se hace una breve descripción de los productos de las compañías mencionadas anteriormente.

2.1 SUN NUCLEAR

Se puede destacar entre los productos de Sun Nuclear, la línea de productos llamada In Vivo Solutions, la cual como su nombre lo indica, es utilizada para realizar dosimetría In vivo en tiempo real con diodos.



Imagen 1. Imagen esquemática de la línea de productos InVivo Solutions de Sun Nuclear.

Esta línea de productos es definida por la compañía como un sistema de monitoreo de dosis paciente en tiempo real y de fácil uso que además contiene un sistema inalámbrico de transmisión de datos entre los detectores y la unidad de control, como se puede observar en la imagen a continuación.

A continuación se muestra una imagen de una configuración típica con un sistema de este tipo con tecnología inalámbrica, en la cual existe un dispositivo cerca del paciente que emite las señales inalámbricas de los detectores que van conectados a él.

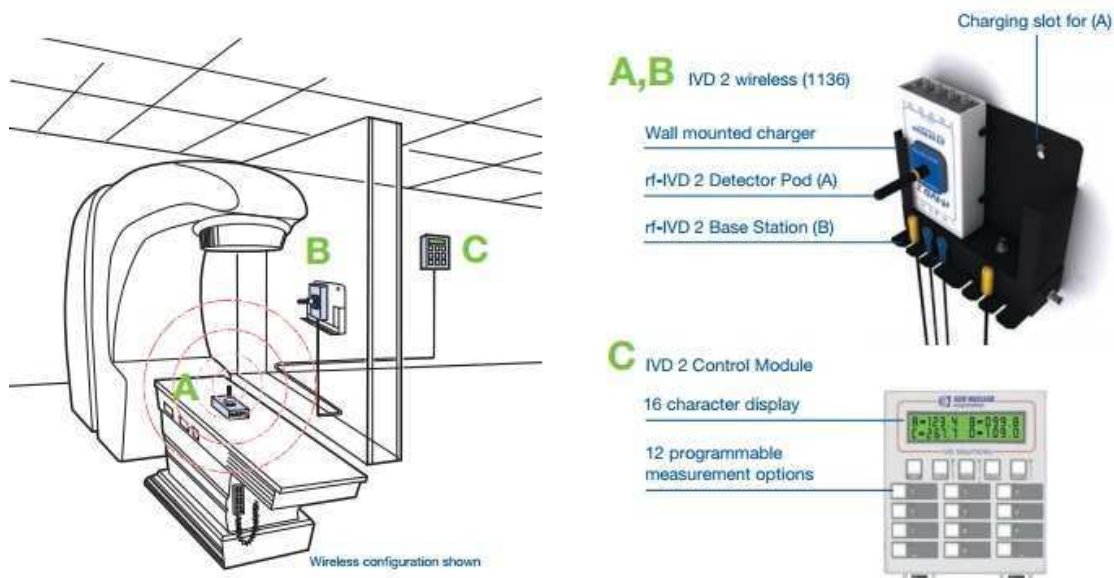


Imagen 2. Imagen esquemática de la línea de productos InVivo Solutions de Sun Nuclear con tecnología inalámbrica.

2.2 IBA.

IBA también tiene un línea de productos especializada en productos para dosimetría in vivo para el monitoreo en tiempo real de los tratamientos utilizando diodos.

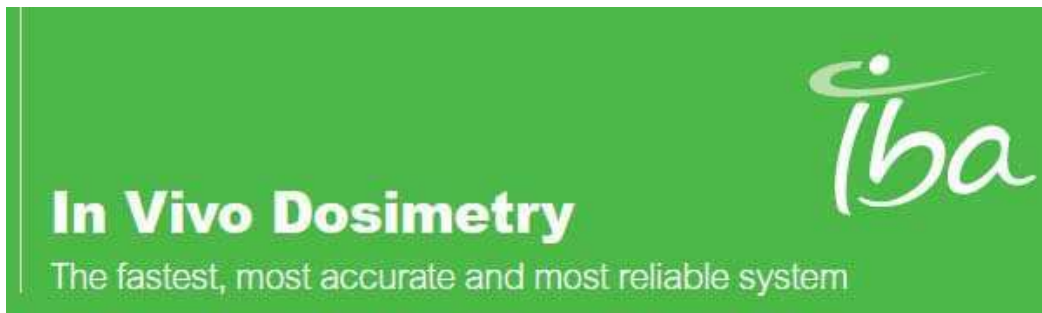


Imagen 3. Línea de productos IBA de dosimetría in vivo.

La compañía define este producto como muy útil para controlar la dosis total acumulado en los casos donde el sistema de planificación es menos preciso, por ejemplo en irradiación de cuerpo entero, en la región de build up y en órganos en riesgo en la cabeza y cuello.

2.3 PTW.

Esta compañía tiene una línea dedicada para procedimientos de dosimetría in vivo, la cual es llamada vivodos, como se observa en la siguiente imagen junto a los sensores utilizados para dosimetría in vivo superficial e intracavitaria.



Imagen 4. Línea de productos VIVODOS de dosimetría in vivo de la empresa PTW.

La compañía define sus productos como modulares y desarrollados para proveer información inmediata de la entrega de dosis.

2.4 Best medical Canada

Esta empresa tiene una línea de dispositivos para dosimetría in vivo denominados con sensores MOSFET.

Uno de sus productos es un dispositivo portable como se observa en la siguiente imagen.



Imagen 5. Dispositivo de dosimetría in vivo portable de la empresa Best Medica con los sensores MOSFET.

La empresa Best Medica además tiene la opción de transmisión wireless de los sensores a una estación de trabajo centralizada, como se observa en la siguiente imagen.

mobileMOSFET System Configuration



Imagen 6. Dispositivos MOSFET de dosimetría in vivo con tecnología inalámbrica para transmisión de datos.

3. DOSIMETRIA IN VIVO.

En la actualidad, los procedimientos de dosimetría in vivo constituyen el método más directo para monitorear y controlar la dosis entregada al paciente mientras recibe tratamiento con radioterapia externa. [4] [6]

Realizar un monitoreo y detección de la dosis en el target del tratamiento o en un órgano en riesgo de manera directa solo sería posible introduciendo dosímetros en las cavidades naturales del cuerpo, tales como esófago, vagina, vejiga, recto, entre otras, o bien, creando dichas cavidades quirúrgicamente, lo cual sería poco beneficioso para el paciente debido a que es de carácter invasivo. [4] [8]

Debido a que lo anterior no sería práctico, lo que se realiza comúnmente es obtener la dosis en la superficie del paciente y posteriormente calcular matemáticamente la dosis correspondiente a la profundidad deseada. Lo anterior puede realizarse bien sea usando cálculos matemáticos o por medio de tablas con valores conocidos previamente.

En la siguiente imagen puede observarse un procedimiento típico de dosimetría in vivo, en la cual se pueden observar varios detectores posicionados en la superficie del paciente para un tratamiento de radioterapia.



Imagen 7. Tratamiento típico en el cual se utiliza dispositivos de dosimetría in vivo.

Luego de obtener el cálculo real de dosis en la profundidad deseada, se procede a comparar este valor con valores de dosis calculados usando imágenes de tomografía computada con detalles de la anatomía del paciente, se utilizan potentes computadores y software especialmente diseñado para este fin. Este tipo de software se denomina sistemas de planificación de tratamiento y es utilizado prácticamente en todos los tratamientos de radioterapia externa realizados en la actualidad. [8] [9]

La comparación de estos dos valores de dosis resulta de vital importancia debido a que permite identificar errores durante la entrega del tratamiento que permiten a la persona encargada del tratamiento proceder a corregirlos o incluso interrumpir el tratamiento con el fin de prevenir accidentes y efectos secundarios nocivos para los pacientes debido a un entrega errónea de dosis al paciente durante el tratamiento.

Durante la realización de un tratamiento de radioterapia existen diversos factores que pueden causar que durante el tratamiento se entregue una cantidad de dosis incorrecta al paciente (Mayor o menor a la cantidad de dosis planificada previamente) o que dicha dosis no sea entregada en el PTV (Planning treatment volume, por sus siglas en inglés) sino en alguna otra región anatómica erróneamente.

Dichos factores serán puntualizados más adelante en este trabajo siendo las posibles causas de entrega errónea de tratamiento y convirtiéndose en las razones para implementar un sistema de dosimetría in vivo en tiempo real en un centro de radioterapia.

Durante procedimientos de dosimetría in vivo es importante y resulta interesante cuantificar la cantidad de dosis en uno o varios puntos según sea la necesidad o esté estipulado en el protocolo que utilice cada institución. Dichos puntos de interés pueden incluso estar fuera del campo de radiación con el fin, por ejemplo, de monitorear un órgano en riesgo fuera del haz de radiación. [9]

Se encuentra en la literatura que muchos de los centros de radioterapia a nivel mundial que usan procedimientos de dosimetría in vivo para monitorear los tratamientos de radioterapia y radiocirugía, realizan las mediciones afuera del campo de irradiación. [9]

Dependiendo de cada protocolo que sea implementado para el uso de sistemas de dosimetría in vivo, los centros de radioterapia podrán tener diferentes objetivos y se definirán tolerancias y

niveles de acción para ser aplicados al momento de obtención de los resultados durante la entrega los tratamientos.

Es de vital importancia la definición de las tolerancias y niveles de acción, debido a que de esto dependerá el número de situaciones que se deban realizar alguna corrección.

Si la tolerancia que se define en un protocolo de dosimetría in vivo es muy grande, errores comunes como por ejemplo la utilización de una cuña con ángulo diferente al planificado o errores en tamaños de campo, podrán pasar inadvertidos y no ser detectados. Si por el contrario, se utilizan niveles de tolerancia muy bajos, puede resultar que muchas mediciones queden por fuera del valor de tolerancia y deba aplicarse alguna acción para corregirlo. [4] [7]

También deben ser tenidos en cuenta para la definición y creación de valores de tolerancia y niveles de acción, el tipo de tratamientos que se realicen en cada centro de radioterapia. Es decir, cuando se realicen tratamientos de radiocirugía en los cuales se utilizan una tasa de dosis muy alta y se requiere una alta precisión, estos niveles de tolerancia deben ser menores que cuando se realizan tratamientos convencionales o tratamientos paliativos.

3.1 REPORTES Y RECOMENDACIONES INTERNACIONALES.

Debido a la importancia de realizar este tipo de mediciones durante los tratamientos con los pacientes brindando los beneficios clínicos que ofrece, han sido publicadas diversas recomendaciones internacionales por algunas de las organizaciones y asociaciones más prestigiosas en esta área de la medicina. [9]

Organismos Europeos tales como ESTRO y organismos norteamericanos, tales como AAPM y la ICRP, han publicado documentos y reportes que contienen recomendaciones, lineamientos y guías para la implementación de procedimientos de dosimetría in vivo en centros de radioterapia en todo el planeta.

En la publicación 86 de la Comisión internacional de radioprotección, llamada *Prevention of accidents to patients undergoing radiation therapy*, se hace expresa mención a la importancia de usar este tipo de procedimiento para prevenir errores en la administración de la dosis a los pacientes. [10]

Para la correcta utilización e implementación de procedimientos de dosimetría in vivo en centro de radioterapia existe un documento de la AAPM. Es el reporte No. 87 llamado *Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy*, realizado por el task group 62 y publicado en febrero de 2005. [4]

Dicho reporte, provee recomendaciones para la realización de procedimientos de dosimetría in vivo en tratamientos de radioterapia externa y manifiesta los beneficios anteriormente mencionados.

También existe una publicación de la AAPM, llamada *Comprehensive QA for radiation oncology*, la cual enfatiza y recomienda en que las clínicas y hospitales deben tener acceso a TLD o algún otro tipo de dispositivos para dosimetría in vivo, lo mismo ocurre con publicaciones de la ESTRO. [11]

Respecto a la utilización de film radiocrómicos en dosimetría, existe un documento publicado por la AAPM. Es el reporte No. 63, llamado *Radiochromic film dosimetry desarrollado por el task group No 55* y publicado en 1998. [12]

Se debe tener en cuenta que si bien existen recomendaciones internacionales para el uso de sistemas de dosimetría in vivo, estos procedimientos no son habitualmente obligatorios. Este tipo procedimientos dosimétricos son complementarios a un programa completo de calidad en un centro de radioterapia para su uso rutinario. [4]

En la literatura se pueden encontrar protocolos de calibración para dosímetros de dosimetría in vivo los cuales pueden utilizarse para calibrar los sensores y realizar comparaciones con otras instituciones. Si bien la mayoría de protocolos de calibración que se pueden encontrar son para diodos, pueden adaptarse para su uso con sensores MOSFET. [11]

3.2 DETECTORES DE RADIACION IONIZANTE EN DOSIMETRIA IN VIVO.

Una variedad de detectores de radiación ionizante se han utilizado hasta ahora para realizar procedimiento de dosimetría in vivo, incluyendo dosímetros termoluminiscentes (TLD, por sus siglas en inglés), detectores semiconductores y films.

Durante de la última década los sensores MOSFET se han convertido en una opción muy utilizada para hacer dosimetría en radioterapia. [8]

Dichos sensores tienen algunas características, que se mencionan más adelante en este trabajo, que los hacen únicos y no es posible alcanzarlas con los otros sensores de radiaciones utilizados para tal fin. [4] [8]

Se encuentran en la literatura estudios en los cuales se concluye que las mediciones con sensores MOSFET se corresponden con las mediciones realizadas con cámaras de ionización y muestran una precisión levemente mayor a los TLD. [13] [14]

En la siguiente imagen puede observar la utilización de film en procedimientos de dosimetría in vivo.



Imagen 8. Se observa un tratamiento típico de radioterapia intraoperatoria en el cual se utilizan dispositivos de dosimetría in vivo con detectores TLD.

En términos generales, los detectores que se usan en este tipo de procedimientos deben tener las siguientes características:

- No ser tóxicos/alérgicos.
- No producir corrientes de fuga que puedan causar alguna lesión al paciente
- Deben estar configurados de tal forma que puedan ser utilizados sobre la superficie del paciente.
- Contar con un cable suficientemente largo para alcanzar el lugar del electrómetro, que en muchos casos puede estar afuera del bunker.

- Tener una precisión adecuada según el protocolo clínico y los niveles de tolerancia y acción usados en cada centro de radioterapia.
- Durables en el tiempo para no tener que ser reemplazados constantemente.
- Posibilidad de realizar el set up y configuración en un corto tiempo, típicamente un par de minutos.

La principal diferencia práctica entre los tipos de detectores usados comúnmente en procedimientos de dosimetría in vivo es que el conocimiento de la información ocurre en periodos de tiempo muy diferentes. Mientras con los sensores MOSFET se obtiene la información en tiempo real en solo segundos, el proceso con los otros tipos de detectores puede tardar hasta horas. [4] [8]

Los sensores MOSFET han mostrado varias ventajas respecto a los otros detectores usados para dosimetría in vivo, entre las cuales cabe destacar [8]:

- Posibilidad para la producción nacional a un bajo costo.
- Sensores de tamaño pequeño.
- Alta sensibilidad (casi 20.000 veces más sensible que una cámara de ionización de aire del mismo volumen).
- Fáciles de usar durante tratamientos de radioterapia.
- Durables en el tiempo.

- Proveen información en tiempo real, típicamente toma pocos segundos.
- No requieren procedimientos engorrosos posteriores para obtener la información, los cuales pueden alterar la medición e introducir errores en la cadena de procesamiento.
- Posibilidad de uso intracavitario.
- Posibilidad de uso en radioterapia intraoperatoria.
- Posibilidad de uso en Braquiterapia.

En la siguiente imagen puede observarse el tamaño típico de un sensor MOSFET.

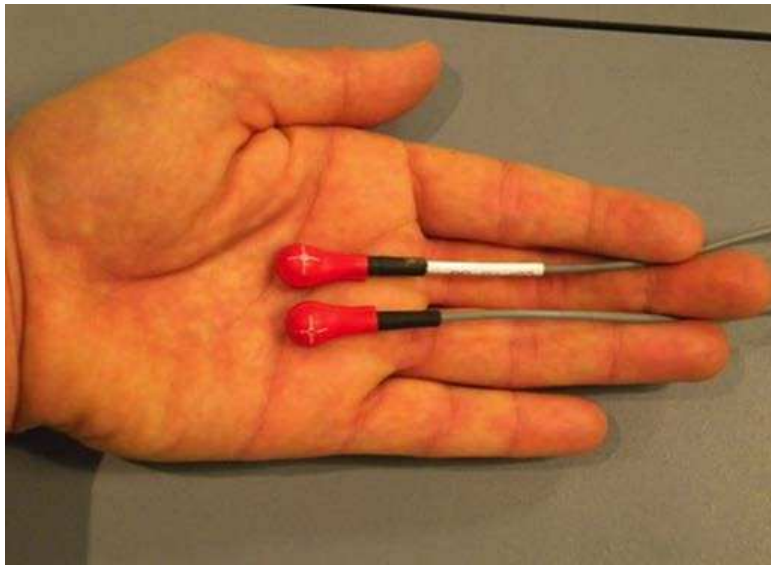


Imagen 9. Se observa detectores convencionales MOSFET para dosimetría in vivo.

3.3 SENSORES MOSFET PARA DOSIMETRÍA IN VIVO EN TIEMPO REAL.

Los dispositivos electrónicos MOSFET fueron propuestos en 1974 por Holmes – Siedle como dosímetros para ser utilizados en objetos espaciales. Desde el comienzo de su uso, los sistemas dosimétricos MOSFET han sido mayormente usados para dosimetría espacial al monitorear los efectos de la radiación ionizante en satélites artificiales que orbitan el planeta tierra. [8] [13]

Con la implementación de un protocolo clínico para el uso de procedimientos de dosimetría in vivo de manera rutinaria en centros de radioterapia dentro de su programa de control de calidad, puede detectarse gran variedad de errores que se pueden cometer durante un tratamiento de radioterapia.

Dichos errores repercuten directamente en el éxito del tratamiento en virtud de la cantidad de dosis depositada en cierto tejido.

Los sensores MOSFET presentan una excelente opción para su uso como detectores en procedimientos de dosimetría in vivo debido a que con ellos se puede investigar y corregir estos errores de en tiempo real de manera sencilla. [4] [8]

A continuación se realiza un listado de los errores que más comúnmente podrían ser identificados con la implementación de programas de control de calidad que contengan dosimetría in vivo:

- Dosis real entregada por fracción diferente a la dosis que fue planificada previo al tratamiento.
- Irradiación con haz de diferentes partículas al haz de radiación planificado. (Electrones - fotones)
- Tratamiento usando una energía del haz de radiación diferente a la utilizada durante el proceso la planificación del tratamiento.
- Errores en la configuración de la distancia fuente superficie (DFS) o distancia fuente isocentro (DFI), según sea cada caso de planificación del tratamiento.
- Omisión de cuñas para la entrega del tratamiento, en el caso que las cuñas hayan sido usadas en la planificación del tratamiento.
- Uso de cuñas durante el tratamiento real y no fueron incluidas durante la planificación.
- Angulo o dirección de cuñas erróneas utilizadas durante el tratamiento.
- Posicionamiento erróneo del paciente.
- Tratamientos realizados en lugares anatómicos distinto al planificado.

Lo sensores MOSFET pueden ser usados en tratamientos de radioterapia externa usando diferentes técnicas disponibles en el mundo hoy en día.

Han sido publicados estudios sobre el uso de sensores MOSFET en procedimientos de dosimetría in vivo durante tratamientos usando las siguientes técnicas: IMRT, IGRT y también han sido

publicados estudios específicamente para Tomoterapia y braquiterapia. [8] [14] [15] [16] [17] [18]

En la siguiente imagen puede observarse la utilización de sensores MOSFET para realizar procedimientos de dosimetría in vivo durante tratamientos de IMRT y su implementación en dispositivos termoplásticos de inmovilización comúnmente usados en radioterapia. Esta constituye una de las mejoras que se propondrán posteriormente al prototipo de dosimetría utilizado en esta tesis.

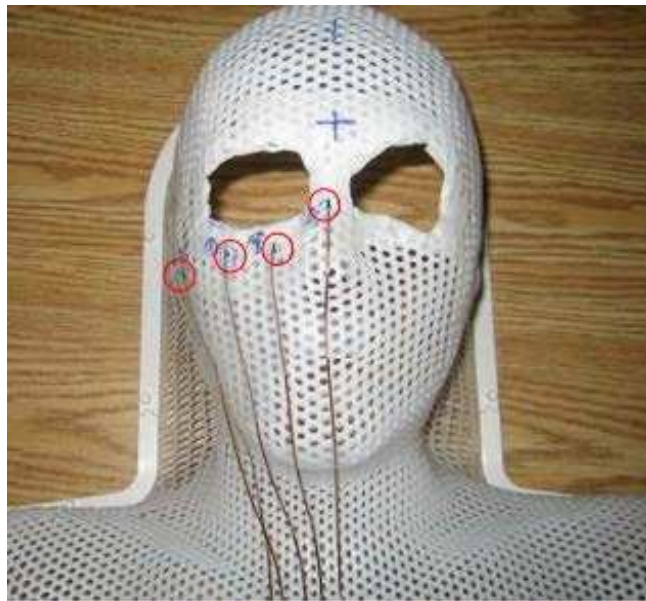


Imagen 10. Se observa dispositivo termoplástico en el cual se ubican sensores para realizar dosimetría in vivo en tratamiento de cabeza y cuello.

En la siguiente imagen puede observarse el uso de sensores MOSFET para tratamientos de radioterapia externa acoplados a una placa bucal para monitorear la dosis de los órganos de riesgo cerca a la cavidad bucal.

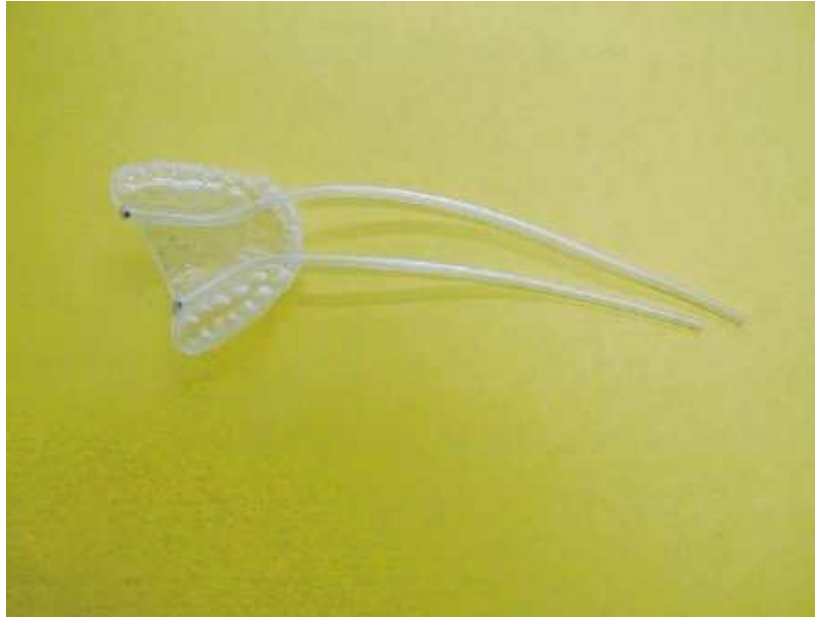


Imagen 11. Se observa dispositivo termoplástico bucal en el cual se ubican sensores para realizar dosimetría in vivo.

En cuanto a la diferencia entre el uso de sensores MOSFET y TLD para realizar procedimientos de dosimetría in vivo, se ha reportado que no se encuentra evidencia estadísticamente significativa en la cuantificación de la dosis al realizar este tipo de procedimientos con este tipo de sensores, siendo las mediciones obtenidas para todos los casos similares. [19]

En dicho estudio, se indica que los sensores MOSFET son más prácticos, fáciles de usar al tener la opción de configurarlos inalámbricamente. Además de esto, recalcan la calibración de fábrica que poseen algunos sensores MOSFET. [19]

En la siguiente imagen se observa uno de los sensores que conforman el prototipo de dosimetría in vivo con el cual se realizaron las mediciones en esta tesis.



Imagen 12. Se observa uno de los sensores MOSFET del prototipo de sistema dosimétrico que se utilizó para realizar las mediciones y análisis en esta tesis.

3.4 CALIBRACION Y USO DE SENSORES MOSFET DURANTE PROCEDIMIENTOS DE DOSIMETRIA IN VIVO.

Los dosímetros MOSFET se utilizan en procedimientos de dosimetría in vivo ubicándolos sobre la piel del paciente al momento de hacer la irradiación, con el fin de obtener de esta manera la cuantificación de la dosis en determinado punto de interés en profundidad dentro de la anatomía del paciente.

Para la adecuada cuantificación de la dosis de interés, debe realizarse el proceso de calibración de los sensores que se detalla a continuación, el cual corresponde al protocolo de calibración recomendado por la ESTRO para estos procedimientos de dosimetría in vivo.

En la siguiente imagen puede observarse la configuración que se debe hacer para realizar la calibración de los sensores.

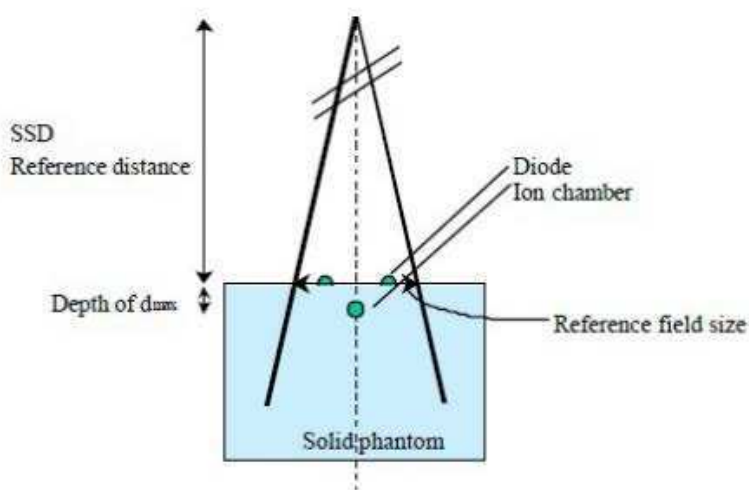


Imagen 13. Se observa el esquema del procedimiento de calibración de los sensores MOSFET para su uso en dosimetría in vivo.

Los sensores MOSFET son calibrados utilizando un fantoma sólido, una cámara de ionización con su respectivo electrómetro y configurando el equipo de radioterapia externa bajo condiciones de referencia según sea el caso. Es decir, para su utilización con un acelerador lineal se utiliza típicamente un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, una distancia fuente fantoma de 100 cm; en el caso de su utilización con un equipo de cobalto la distancia fuente fantoma es 80 cm y el mismo tamaño de campo.

Como se observa en la imagen anterior, los sensores MOSFET son posicionados en la superficie del fantoma sólido ubicados en un círculo de radio 3 cm alrededor del eje central del haz de radiación. La cámara de ionización se posiciona sobre el eje central del haz de radiación en la profundidad Dmax, es decir en la profundidad de máxima dosis, para posteriormente realizar la irradiación.

El factor de calibración de cada uno de los sensores MOSFET bajo dichas condiciones de referencia se obtiene de la siguiente expresión matemática:

$$\text{Factor de calibración} = \frac{\text{Dosis de la cámara de ionización}}{\text{Lectura del sensor MOSFET}}$$

Debido al posicionamiento de la cámara de ionización durante el proceso de calibración, el proceso de calibración anterior está diseñado para que cuando se utilicen los sensores MOSFET en procedimientos de dosimetría in vivo posicionándolos en la piel del paciente realicen se pueda realizar una cuantificación de la dosis conocida como dosis de entrada, la cual corresponde a un campo de 10 cm x 10 cm y a la dosis en la profundidad de Dmax

dentro del paciente, es decir a 1.5 cm en el caso de aceleradores lineales de 6 MV y de 0.5 cm en el caso de un equipo de Cobalto.

La dosis de entrada es obtenida con la siguiente expresión matemática.

Dosis de entrada

$$= \text{Lectura del sensor MOSFET} \times \text{Factor de calibración}$$

En la imagen a continuación se esquematizan las dosis de interés en los procedimientos de dosimetría in vivo.

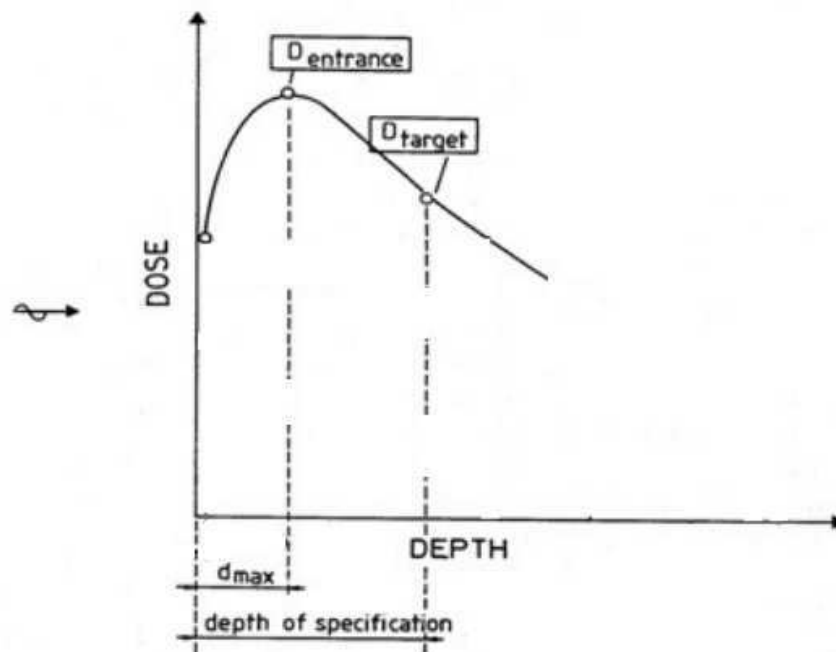


Imagen 14. Se observa las dosis típicas de interés en dosimetría in vivo.

Luego de realizar la cuantificación de la dosis denominada como dosis de entrada, se podrá calcular la dosis en cualquier

profundidad dentro del paciente multiplicando la dosis de entrada por el porcentaje de dosis a la profundidad a la cual se encuentra el punto de interés y haciendo las correcciones respectivas, en este caso en particular, realizando una corrección por el tamaño de campo.

Dosis de interés

$$= \text{Dosis de entrada} \times \text{PDD (profundidad de interés)}$$

Es de notar que los sensores MOSFET deberán ser calibrados para cada energía de interés según el tipo de equipos que se utilice en cada centro de radioterapia y se deben tener en cuenta, como es usual, las condiciones de referencia.

Los centros de radioterapia podrán optar por posicionar los sensores MOSFET sobre el eje del haz de radiación para realizar las calibraciones según sea el caso haciendo algunas variaciones al proceso de calibración descrito anteriormente.

3.5 FUNCIONAMIENTO DE SENSORES MOSFET.

Los sensores MOSFET son dispositivos semiconductores que pueden utilizarse para realizar mediciones de haces de radiación ionizante y cuantificar la dosis que reciben con el fin de analizar diversas variables implicadas durante los tratamientos de radioterapia. [8]

En la siguiente imagen puede observarse esquemáticamente un sensor MOSFET de canal p con cada uno de sus componentes.

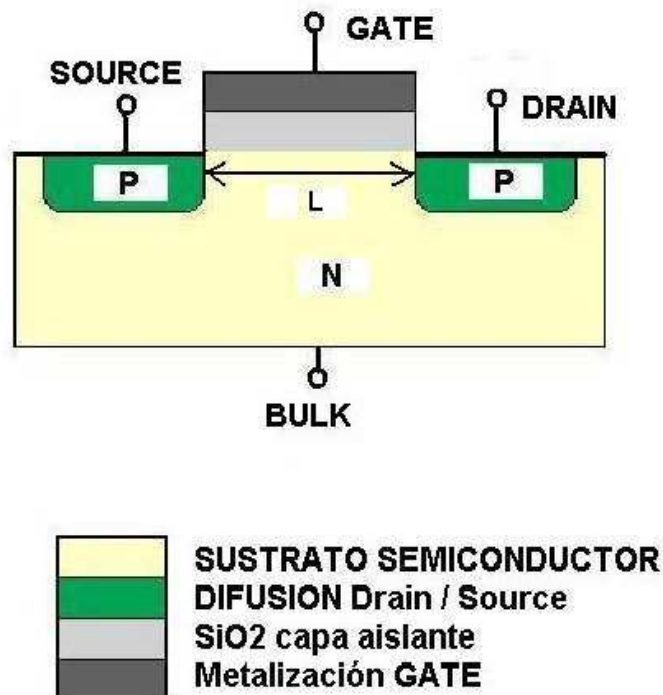


Imagen 15. Diagrama esquemático de un sensor MOSFET con sus componentes internos.

3.5.1 PROCESO DE DETECCIÓN.

El proceso de detección de la radiación ionizante por medio de los sensores MOSFET puede describirse en los pasos que se detallan a continuación y se esquematizan en la imagen 14.

PASO 1: Generación pares electrón-hueco.

Cuando las partículas de radiación ionizante atraviesan la capa de óxido de silicio se generan pares electrón-hueco en el dispositivo.

En la compuerta y en el sustrato, los pares electrón-hueco generados se recombinan rápidamente debido a que son materiales con una resistencia muy baja debido a sus propiedades conductoras. En el óxido de silicio, el comportamiento de los pares generados es muy diferente debido a su naturaleza aislante. Su desplazamiento puede diferir típicamente varios órdenes de magnitud a favor de los electrones. [21] [22]

Debido a lo anterior, una fracción de los pares electrón-hueco generados por la interacción con la radiación ionizante se recombinan, dicha recombinación está directamente relacionada con el LET (Linear energy transfer, por sus siglas en inglés) de la radiación que incide en el detector y con el voltaje aplicado en el dispositivo. [8] [16] [21]

La probabilidad de recombinación es proporcional a la densidad de pares creados por la partícula incidente en su trayectoria, por lo cual la radiación con mayor LET generará pares electrón-hueco que presenten mayor recombinación. [8] [20]

Los pares electrón-hueco que no se recombinan son separados en direcciones opuestas el oxido debido al potencial eléctrico que es aplicado al sensor MOSFET para realizar la detección. Típicamente, un par electrón-hueco es producido con una energía promedio de 17 +/- 1 eV de energía absorbida. [8] [20]

PASO 2. Transporte de pares electrón-hueco.

Al aplicar un potencial eléctrico positivo al dispositivo, los electrones viajarán en dirección de la compuerta y los huecos comenzarán a migrar hacia la interface entre el óxido y el silicio. [22]

El tiempo que tarda el transporte de los huecos en el óxido se encuentra modelado matemáticamente por la siguiente expresión numérica, siguiendo el modelo CTRW (Continuous-time random walk, por sus siglas en inglés) [20]:

$$t_s = t_s^0 \left(\frac{t_{ox}}{a} \right)^{1/\alpha} \exp\left(\frac{\Delta_0 - qaE_{ox}/2}{kT} \right)$$

Donde se puede identificar:

t_s^0, a y Δ_0 corresponden a constantes típicas de cada sistema

k corresponde a la constante de Boltzmann

t_{ox} corresponde al grosor del óxido

q corresponde a la carga electrónica

E_{ox} corresponde al campo aplicado

T corresponde a la temperatura

$\alpha = 0.25$ para el óxido de silicio

Es importante destacar que el tiempo característico del proceso de transporte de huecos en el óxido varía con la cuarta potencia del grosor del óxido y decrece exponencialmente con el campo voltaje y la temperatura.

PASO 3. ATRAPAMIENTO de HUECOS cerca de la Interfaz SiO_2/Si .

La mayoría de los huecos generados por la interacción de la radiación que completan su viaje a través del óxido escapan recombinándose con electrones que vienen del sustrato, por el contrario, cuando estos huecos se aproximan a la interface SiO_2/Si , hay una posibilidad de que sean atrapados por las trampas presentes en el óxido, en el caso de un voltaje positivo aplicado al dispositivo. [20]

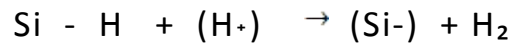
Los huecos que son atrapados cerca de la interface producen un corrimiento del voltaje que corresponde a una pequeña fracción del voltaje inicial. [21]

La probabilidad de captura de los huecos es proporcional al número total de trampas existentes y a la sección eficaz de captura, por lo cual el proceso de fabricación de los dispositivos es de vital importancia en su desempeño durante irradiaciones. [20]

PASO 4. Trampas inducidas por la radiación.

La radiación que interactúa con el dispositivo, induce la creación de trampas en él. Se han descrito varios modelos para la explicación del proceso, en este trabajo se mostrará el modelo más aceptado. [20] [22]

Un posible modelo para explicar este proceso se explica con la siguiente reacción química, en la cual se libera un átomo de Hidrogeno y electrón desapareado en el átomo de Silicio [20]:



Los pasos detallados anteriormente se esquematizan en la siguiente imagen ilustrativa.

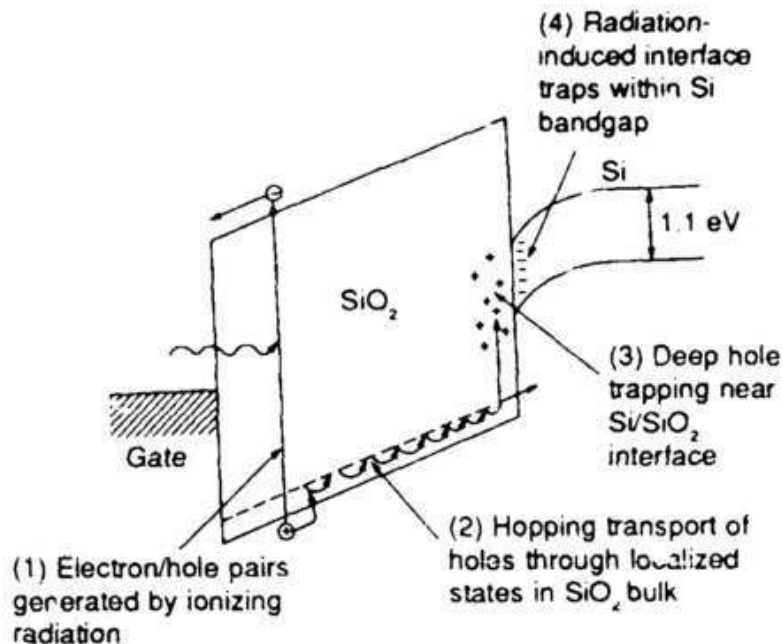


Imagen 16. Ilustración esquemática de los efectos inducidos por la radiación ionizando un sensor MOSFET al aplicar un voltaje positivo.

3.5.2 CALCULO DE LA DOSIS

Durante la exposición a la radiación de los dispositivos se aplica un voltaje positivo al Gate denominado V_{BIAS} . Esto favorece la captura de huecos cerca de la interface SiO_2 / Si , aumentando la sensibilidad. La configuración de polarización se muestra esquemáticamente a continuación. [20] [21]

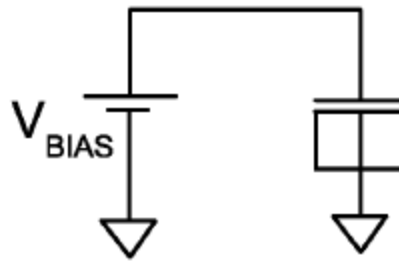


Imagen 17. Esquema del circuito de polarización MOSFET. [21]

Durante la irradiación el dispositivo sensor se mantiene polarizado durante 5 segundos, y luego se cambia a la configuración de medición (imagen 18). La lectura del voltaje umbral (V_T) se realiza para una corriente de referencia I_{ON} durante aproximadamente 50 ms [21].

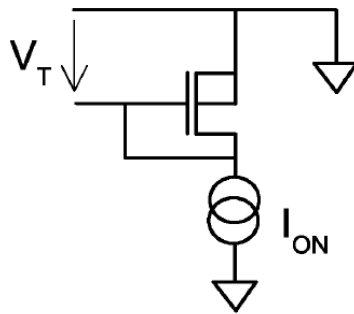


Imagen 18. Esquema del circuito para la obtención de V_T . [21]

Como resultado de la irradiación del sensor MOSFET, el voltaje umbral (V_T) varía con la irradiación y su variación es utilizada como parámetro dosimétrico para la cuantificación de la dosis [20]. La imagen 19 muestra el corrimiento de la curva característica corriente de canal I_{DS} vs tensión de puerta V_G . [21]

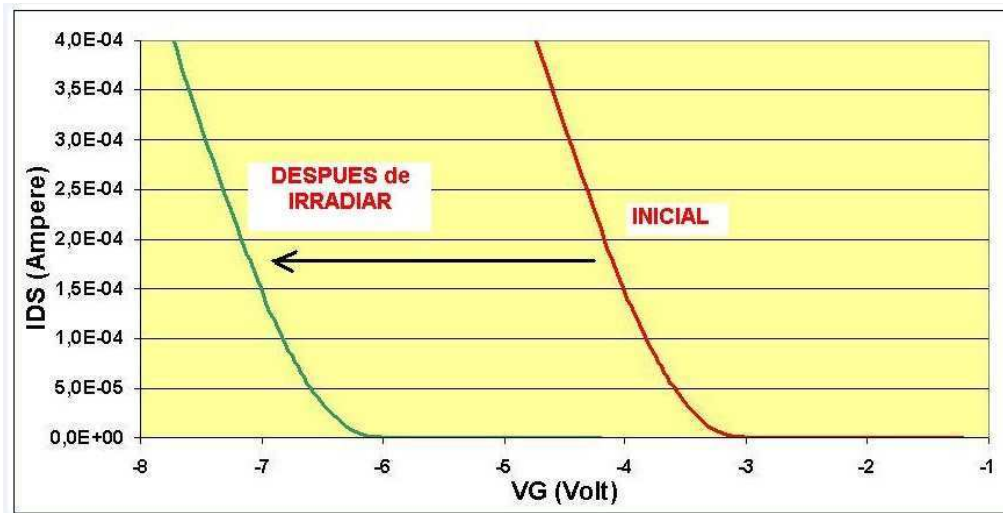


Imagen 19. Efecto de la radiación en la curva característica corriente de canal vs tensión de puerta para un sensor MOSFET.

Este corrimiento de la tensión umbral en función de la dosis recibida por el sensor depende del campo aplicado, o sea con la tensión de polarización. El siguiente gráfico muestra el monitoreo de dicha tensión para diferentes polarizaciones en función de la dosis recibida por el sensor.

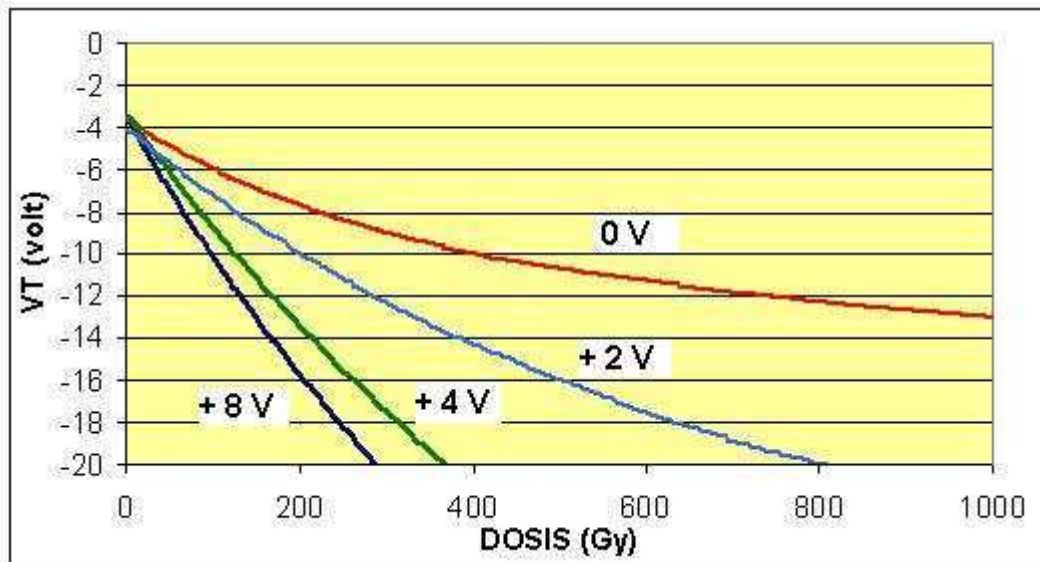


Imagen 20. Se muestra el monitoreo de la tensión para diferentes polarizaciones en función de la dosis recibida por el sensor.

Es interesante observar también que al cambiar la polarización de positiva a negativa la tensión umbral realiza corrimientos en sentido inverso, como muestra el siguiente gráfico. Este efecto dio la idea de una nueva técnica de medición denominada BCCM, patentada por el laboratorio de Física de Dispositivos - Microelectrónica de FIUBA.

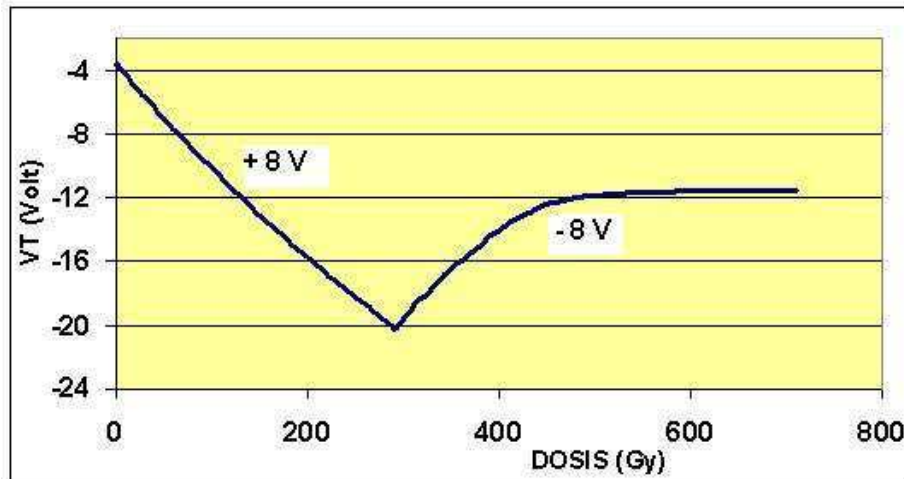


Imagen 21. Se observa que al cambiar la polarización de positiva a negativa la tensión umbral realiza corrimientos en sentido inverso.

BCCM: Bias controlled cycled measurement

La técnica utilizada en el prototipo de dosimetría in vivo utilizada en esta tesis es llamada BCCM (Bias Controlled Cycled measurement, por sus siglas en inglés) y consiste en intercalar momentos de V_{BIAS} positivo con momentos de V_{BIAS} negativo, para mantener el voltaje V_T dentro de una ventana predeterminada con el fin de evitar la disminución de la sensibilidad relacionada con la dosis acumulada en el tiempo, de manera que los sensores MOSFET puedan ser usados de forma casi ilimitada realizando las mediciones en la zona en zig zag que se observa a continuación. [20] [21] [22]

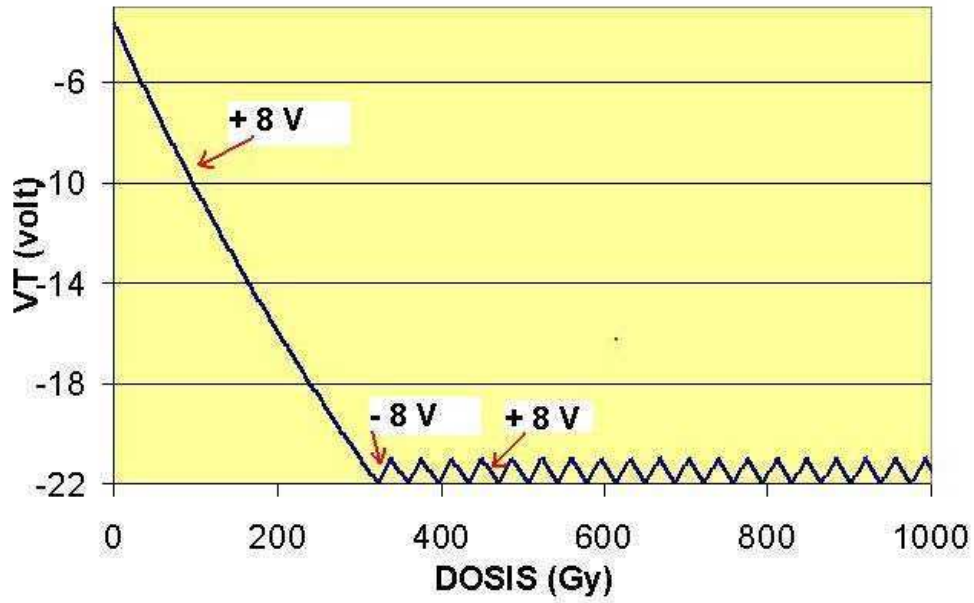


Imagen 22. Ilustración esquemática del efecto inducido al irradiar un sensor MOSFET.

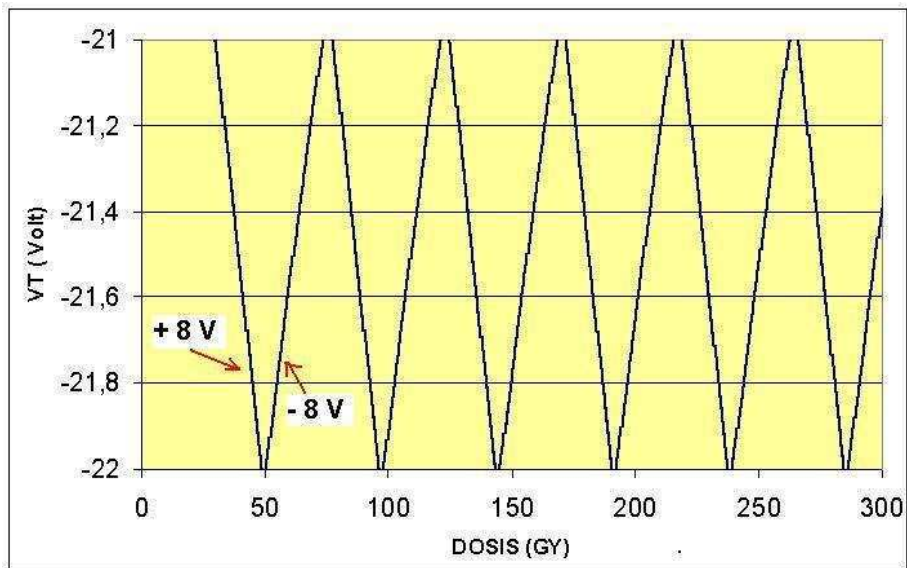


Imagen 23. Monitoreo de la tensión umbral variando la tensión de polarización entre 8v y -8 volt en función de la dosis recibida por el sensor.

En cuanto a la repetitibilidad del comportamiento del sensor, en la siguiente imagen se muestran 3 subidas para una tensión de polarización de -8v. La primera corresponde a la calibración con 500 Gy acumulados, la segunda después de haber acumulado una irradiación de 1.100 Gy y la tercera corresponde a 1.700 Gy. Es importante notar que las dosis de irradiación en pacientes son del orden de 2 Gy por fracción en fraccionamientos convencionales, esto permite reusar el sensor una gran cantidad de veces sin realizar nuevas calibraciones.

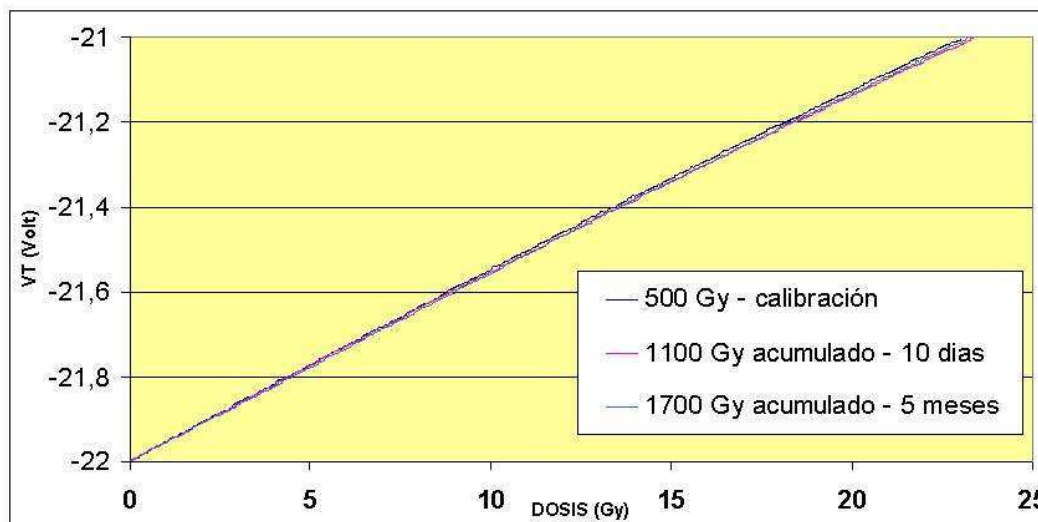


Imagen 24. Comportamiento del dispositivo MOSFET con la acumulación de dosis recibida en el tiempo.

4. MEDICIONES Y RESULTADOS.

Durante este trabajo se hicieron múltiples mediciones con los equipos de radioterapia de algunos de los centros públicos de radioterapia más representativos de Buenos Aires, utilizándose en todos los casos el prototipo de sistema dosimétrico para dosimetría in vivo en tiempo real del grupo de investigación de la facultad de ingeniería de la UBA, el cual es dirigido por el Dr Adrián Faigón, quién es uno de los directores de este trabajo de grado.

Se realizaron mediciones con el equipo de Cobalto del Hospital Municipal de Oncología Marie Curie para analizar y documentar la respuesta del prototipo dosimétrico, en algunos casos también realizándose comparación con mediciones realizadas con la cámara de ionización realizando las mismas irradiaciones.

Adicional a esto, se realizaron también mediciones con el acelerador lineal del Hospital Oncológico Ángel Roffo para analizar la respuesta del prototipo de dosimetría in vivo con sensores MOSFET en tratamientos de radioterapia.

También se realizaron mediciones en el Hospital de Pediatría Garrahan, con el acelerador lineal. Estas actividades incluyeron mediciones y comparaciones de los datos obtenidos con cámara de ionización, con el prototipo de dosimetría in vivo con sensores MOSFET y con el sistema de dosimetría in vivo que posee dicho hospital, el cual utiliza diodos para realizar las mediciones.

4.1 RESPUESTA DE LOS SENSORES A LA VARIACIÓN DE TEMPERATURA.

Para analizar la respuesta del prototipo dosimétrico a las variaciones de temperatura, se realizaron mediciones con el equipo de Cobalto del Hospital Municipal de Oncología Marie Curie utilizando el prototipo de dosimetría in vivo en tiempo real con sensores MOSFET del grupo de investigación de la facultad de ingeniería de la UBA.

Las mediciones correspondieron a 3 minutos de irradiación cada una, con un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm y a una distancia fuente superficie de 80 cm.

Para controlar la variación de la temperatura se utilizó una CELDA de PELTIER, provisto por el grupo de investigación de la facultad de ingeniería de la UBA, realizando un calentamiento por 2 minutos y verificando la temperatura inmediatamente antes de hacer la irradiación con un termómetro digital.

Los resultados obtenidos se observan en la siguiente tabla, los cuales como se puede observar, se normalizaron a la temperatura igual a 21°C.

Temperatura	DOSIS NORMALIZADA MOSFET 1	Idem MOSFET 2
21 °C	1,00	1,00
24 °C	1,003	1,018
25 °C	0,987	1,019
30 °C	1,001	0,982
36 °C	0,996	1,004

Tabla 1. Datos obtenidos con los sensores MOSFET al variar la temperatura de los mismos.

En la siguiente imagen se observa el comportamiento de los 2 sensores MOSFET usados para este análisis en particular dentro del rango de temperatura de interés de radioterapia, observándose que todas las mediciones están en un rango de +/- 2 % de variación respecto al valor de normalización, sin seguir un patrón distinguible en ninguno de los casos.

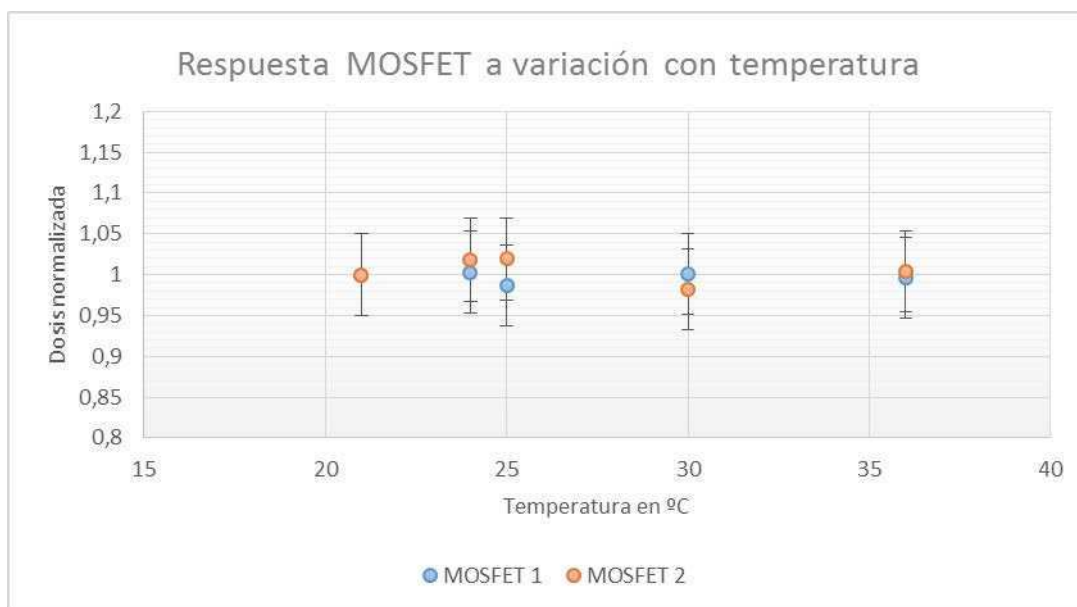


Imagen 25. Se observa la respuesta de los 2 sensores MOSFET ante una variación de temperatura controlada.

4.2 RESPUESTA DE LOS SENSORES CON EL TAMAÑO DE CAMPO.

Se realizaron mediciones en el del Hospital Municipal de Oncología Marie Curie con el equipo de cobalto para analizar la respuesta del prototipo dosimétrico de dosimetría in vivo en tiempo real utilizando dosímetros MOSFET a diferentes tamaños de campo y para realizar su comparación con las mediciones obtenidas con cámara de ionización.

En la siguiente tabla se observan los datos obtenidos al realizar mediciones correspondientes a un tamaño de campo de 10 x 10 cm y una distancia fuente superficie 80 cm con 3 sensores MOSFET diferentes al ser irradiados al mismo tiempo.

Mediciones	Idem MOSFET 1	MOSFET 2	MOSFET 3
1	1,00	1,00	1,00
2	0,9964	1,0048	0,9889
3	1,0088	0,9887	0,9857
4	0,9806	0,9983	1,0158
5	0,9823	0,9871	0,9841

Tabla 2. Datos obtenidos con los sensores MOSFET para irradiaciones con las mismas características.

En la siguiente imagen se grafican los datos de la tabla anterior. Puede observarse que las mediciones están dentro de un rango +/- 2% de la normalización realizada con la primera medición.

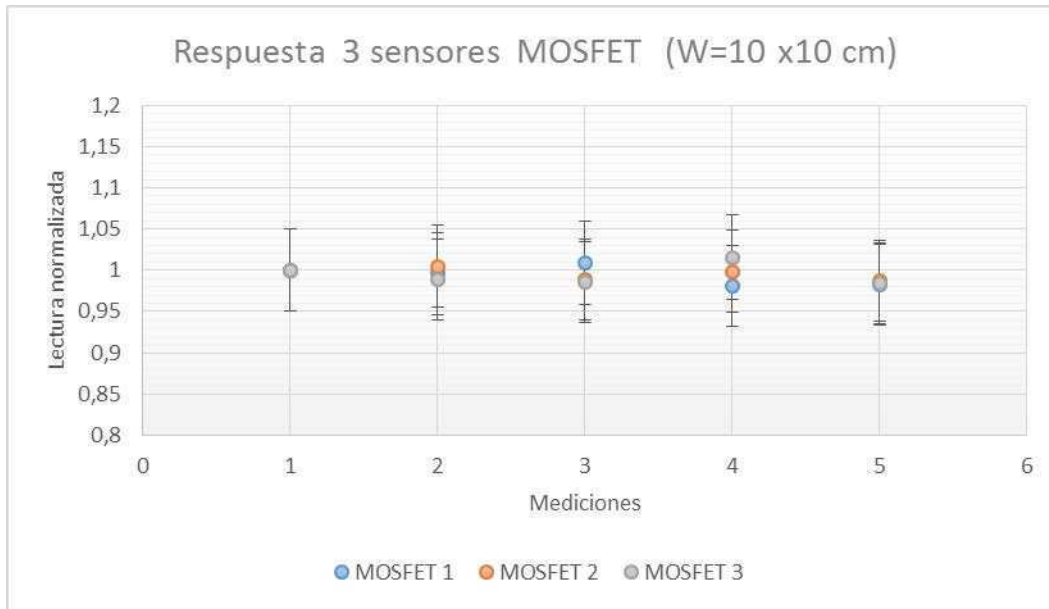


Imagen 26. Se observa la respuesta los 3 sensores MOSFET a mismas irradiaciones con un tamaño de 10 x 10 cm.

VARIACIONES EN EL TAMAÑO DE CAMPO.

A continuación se muestra la comparación de las mediciones realizadas con la cámara de ionización para los 3 tamaños de campo diferentes (5x5 cm, 7x7 cm y 10x10 cm) y sus correspondientes mediciones con sensores MOSFET. Las irradiaciones correspondieron a 3 minutos y a una distancia fuente superficie de 80 cm en el equipo de Cobalto.

Las lecturas obtenidas con el sensor MOSFET y con la cámara de ionización se pueden observar en la siguiente tabla:

Tamaños de campo	MOSFET	Cámara de ionización
5 x 5	0,938	0,950
7 x 7	0,960	0,971
10 x 10	1	1

Tabla 3. Datos obtenidos con el MOSFET y con la cámara de ionización para diferentes tamaños de campo.

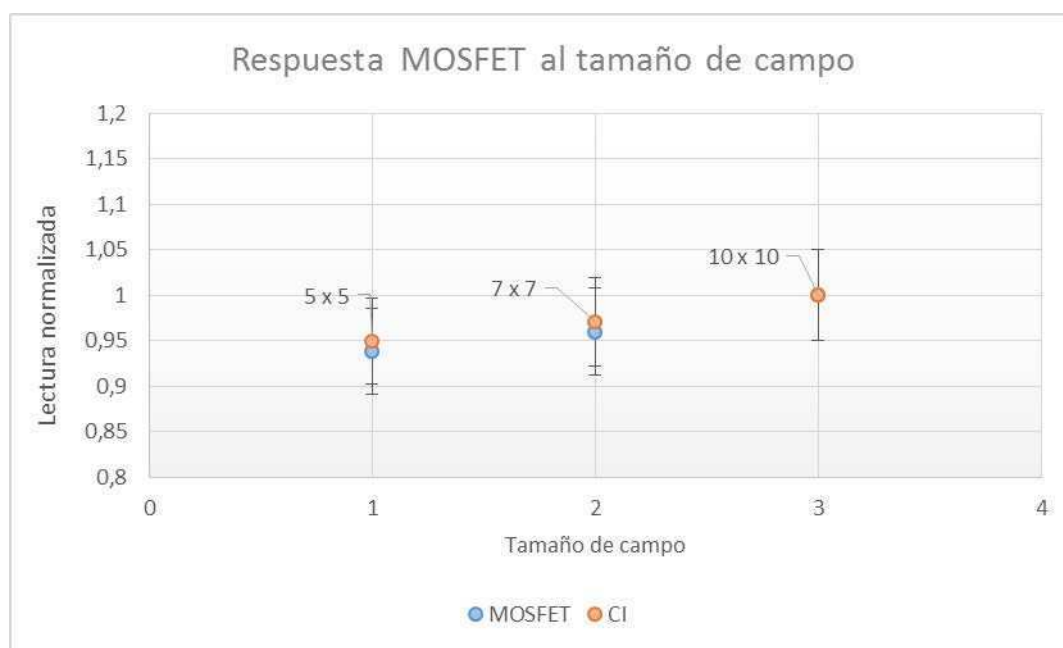


Imagen 27. Comparación en mediciones realizadas con sensor MOSFET y con la cámara de ionización para 3 tamaños de campo diferentes.

Los datos obtenidos con los sensores MOSFET siempre estuvieron dentro de un rango del +/- 2% respecto a los valores obtenidos con la cámara de ionización.

4.3 RESPUESTA DE LOS SENSORES MOSFET AL ÁNGULO DE INCIDENCIA DEL HAZ DE RADIACIÓN.

Se realizaron mediciones utilizando el equipo de Cobalto cambiando el ángulo de incidencia del haz de radiación respecto a los sensores MOSFET y se encontraron los siguientes resultados. Los ángulos fueron medidos respecto a la vertical.

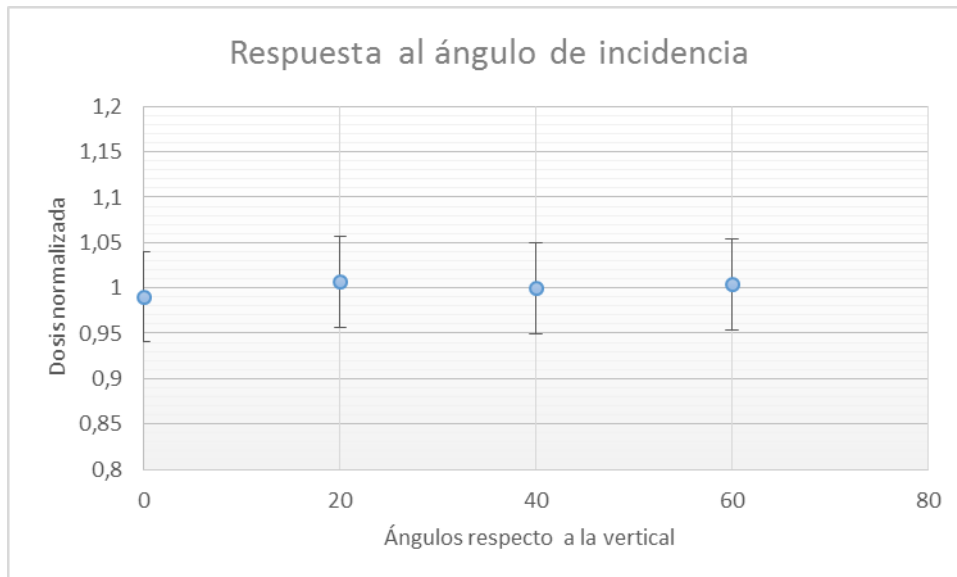


Imagen 28. Mediciones realizadas variando el ángulo de incidencia del haz de radiación normalizadas al promedio de las mediciones.

Se Observa que en todas las irradiaciones, la variación en las mediciones es menor al 2% respecto al promedio de las mediciones.

4.4 PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD.

Se realizaron mediciones para analizar el porcentaje de dosis en profundidad del equipo de Cobaltoterapia utilizando fantoma sólido.

Los resultados obtenidos con dos sensores MOSFET diferentes se encuentran en la siguiente imagen, al igual que las tablas con los valores publicados en el British Journal.

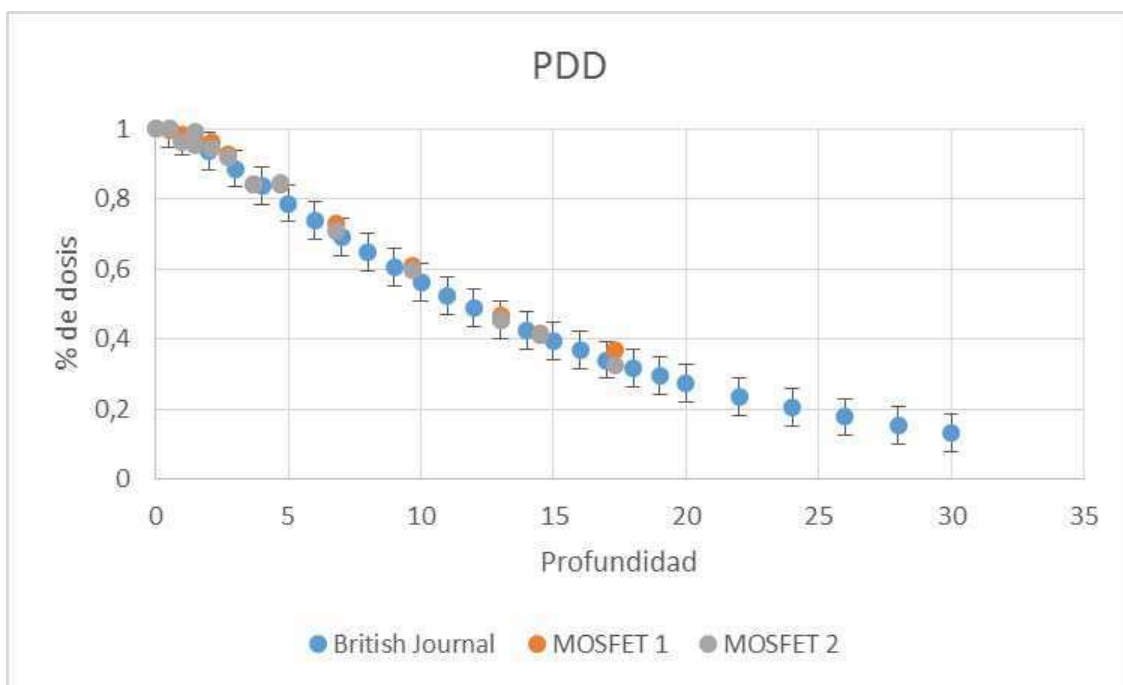


Imagen 29. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para el equipo de Cobalto 60 del Hospital Marie Curie.

4.5. ANALISIS DE LAS MEDICIONES CON CAMARA DE PROFUNDIAD AL TENER SENSOR MOSFET EN LA SUPERFICIE.

Se realizó un análisis durante las mediciones con el fin de estudiar si el sensor MOSFET perturba el haz de radiación cuando es ubicado en la superficie del paciente dentro del haz de radiación.

Para esto se realizó la siguiente irradiación. Se irradió un fantoma con la cámara de ionización ubicada a una profundidad de 1.5 cm y se realizaron dos mediciones con la cámara posicionando el MOSFET en la superficie del fantoma y comparándola con la misma irradiación sin estar presente el MOSFET manteniendo el fantoma siempre a la misma distancia de la fuente de radiación. Se encontraron diferencias muy pequeñas en las mediciones, menores a 2%.

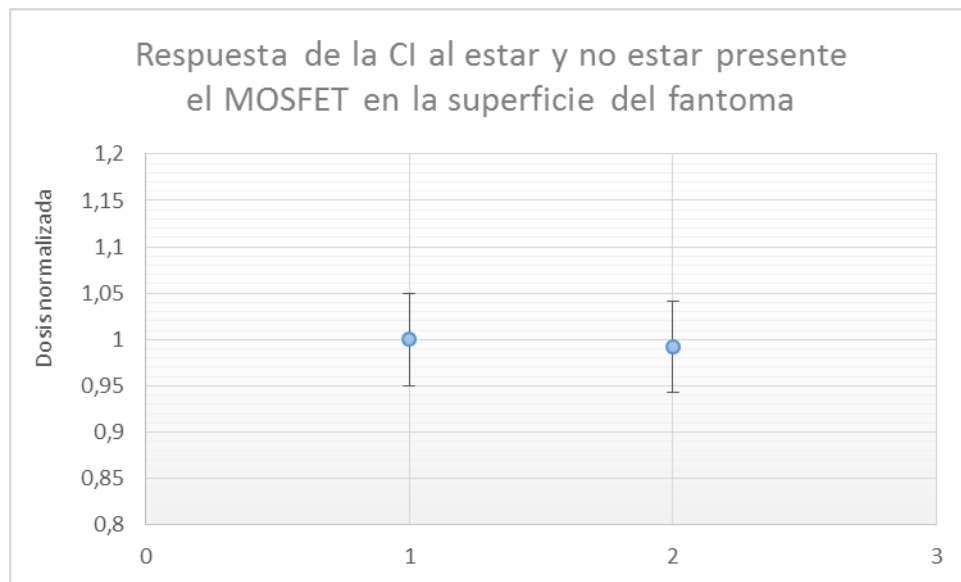


Imagen 30. Comparación de las lecturas de la cámara de ionización en profundidad al tener un sensor MOSFET dentro del haz de radiación en la superficie y al no tenerlo.

4.6. ANALISIS DE LA RESPUESTA DE LOS SENSORES AL VARIAR LA TASA DE DOSIS.

Se realizaron mediciones para analizar la respuesta de los sensores MOSFET a diferentes tasas de dosis utilizando un acelerador lineal para las irradiaciones y comparándolas con los valores obtenidos en las mismas irradiaciones con la cámara de ionización.

Se realizaron varias mediciones, las cuales se observan a continuación.

En todos los casos se encontraron diferencias menores a 4% comparando las mediciones de los sensores MOSFET con las mediciones obtenidas con la cámara de ionización. En las gráficas se observa en rojo el valor obtenido con la cámara de ionización.

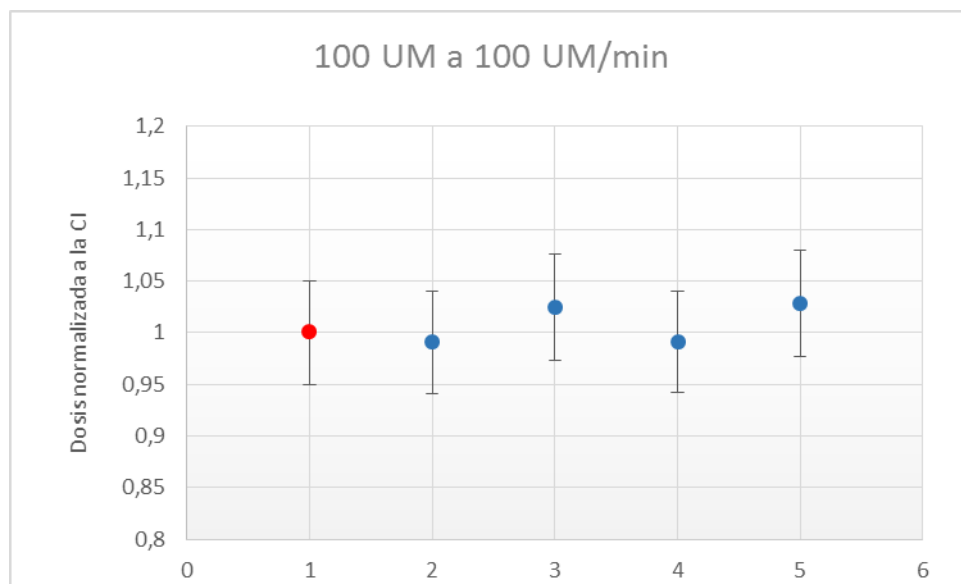


Imagen 31. Dosis obtenidas de la cámara de ionización (en rojo) y con 4 sensores MOSFET con la irradiación indicada.

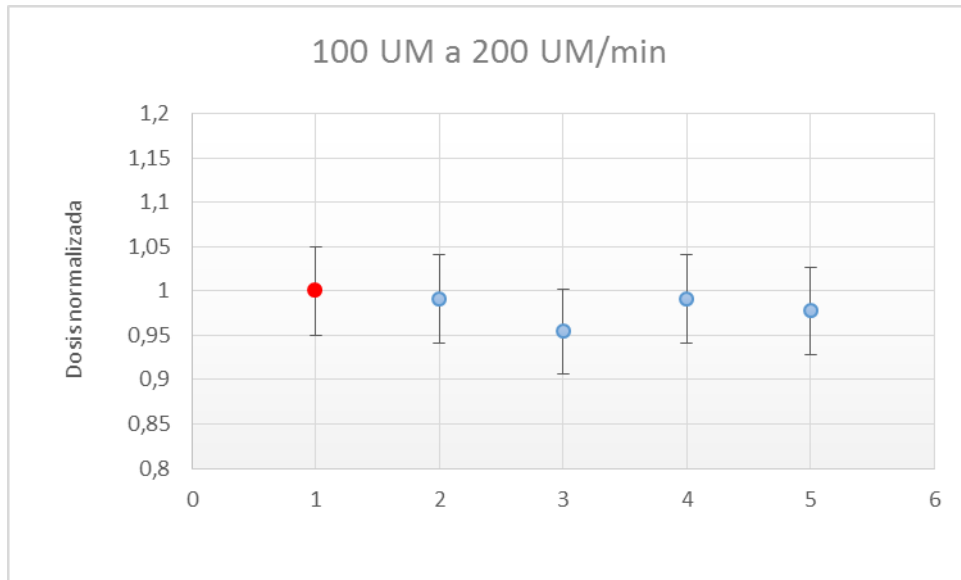


Imagen 32. Dosis obtenidas de la cámara de ionización (en rojo) y con 4 sensores MOSFET con la irradiación indicada.

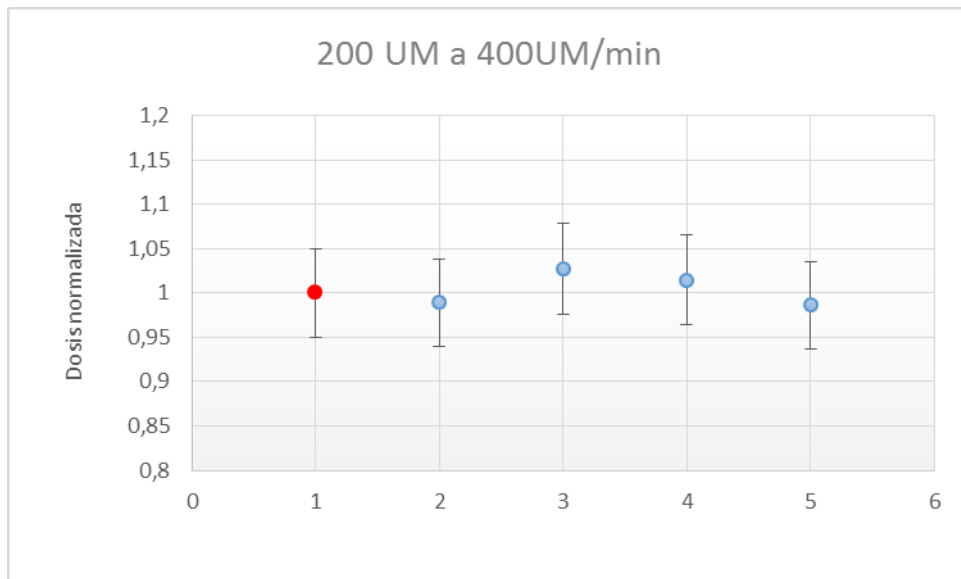


Imagen 33. Dosis obtenidas de la cámara de ionización (en rojo) y con 4 sensores MOSFET con la irradiación indicada.

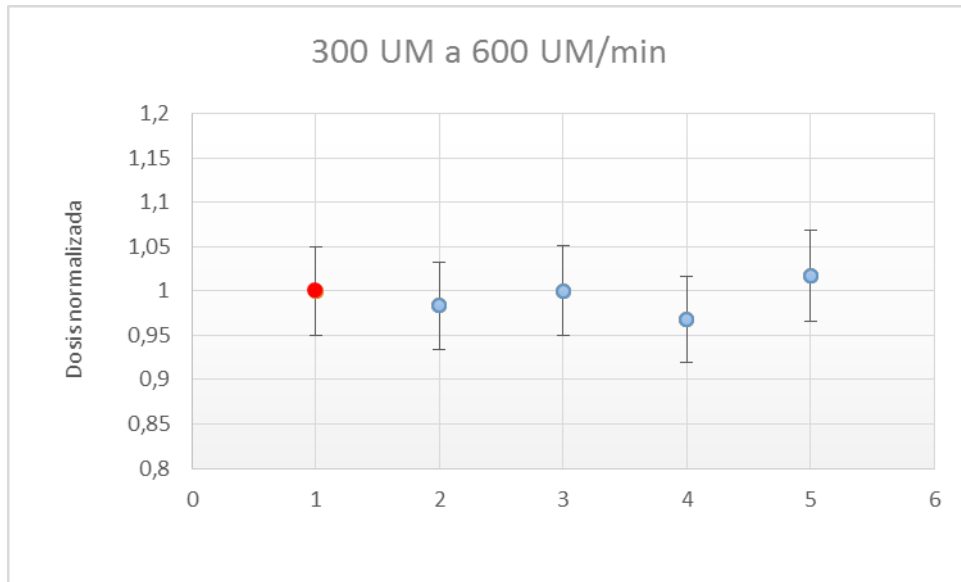


Imagen 34. Dosis obtenidas de la cámara de ionización (en rojo) y con 4 sensores MOSFET con la irradiación indicada.

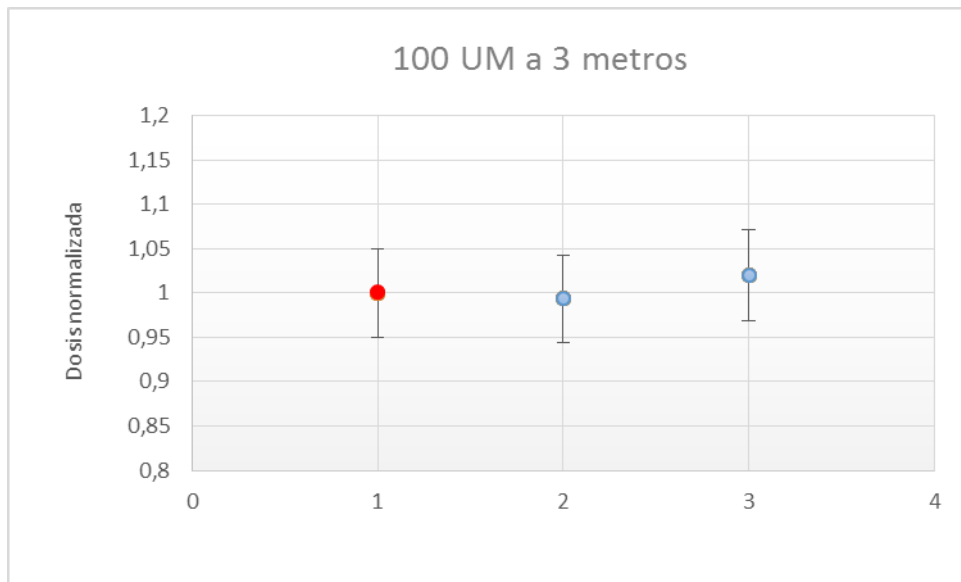


Imagen 35. Dosis obtenidas de la cámara de ionización y con 2 sensores MOSFET en irradiación a 3 metros.

4.7. MEDICIONES CON PACIENTES.

Se realizaron las siguientes mediciones utilizando el sistema de dosimetría in vivo en tiempo real con pacientes.

Para la dosis en profundidad, se utilizó la tabla en profundidad que se construyó cuando se realizaron las mediciones.

Paciente 1: Irradiación pélvica

Equipo de Cobalto.

Distancia fuente superficie: 80 cm.

Diámetro AP: 23 cm.

Diámetro lateral: 37 cm.

Para esta medición, al parecer el sensor posterior o el paciente se movió durante la irradiación, por lo cual se obtuvo un error mayor.

	Dosis TPS	Dosis medida 1	Dosis medida 2	Error 1	Error 2
Anterior	60 cGy	56,7	56,2	5.33%	6.26%
Posterior	60 cGy	54,6	56.5	8,9%	5,8%

Tabla 4. Valores obtenidos en las mediciones durante el tratamiento.

Paciente 2: Irradiación de cabeza y cuello

Equipo de Cobalto

Distancia fuente superficie: 80 cm

Profundidad tumor: 4 cms

	Dosis TPS	Dosis medida	Error
Anterior	120 cGy	114,7	4.3%
Posterior	80 cGy	83,5	4,4 %

Tabla 5. Valores obtenidos en las mediciones durante el tratamiento.

Paciente 3: Hemipelvis derecha

Equipo de Cobalto

Distancia fuente superficie: 80 cm

Profundidad tumor: 9 cms.

	Dosis TPS	Dosis medida	Error
Posterior	100 cGy	99.4	0.5%

Tabla 6. Valores obtenidos en las mediciones durante el tratamiento.

5. CONCLUSIONES.

Analizando los datos preliminares obtenidos durante la realización de esta tesis de maestría se puede concluir que:

- Los sensores MOSFET mostraron muy baja variabilidad frente a cambios de temperatura. La variación observada en las mediciones está siempre en el rango de $\pm 2\%$ para las temperaturas de interés en radioterapia.
- Los datos obtenidos variando el ángulo de incidencia del haz respecto al sensor mostraron una variación menor $\pm 2\%$, por lo cual se puede concluir que no existe dependencia de la incidencia del haz de radiación con los sensores MOSFET usados.
- Los datos obtenidos con los sensores MOSFET variando el tamaño de campo se compararon con los datos obtenidos con la cámara de ionización arrojando una variación menor al $\pm 2\%$ entre las mediciones.
- El Porcentaje de dosis en profundidad obtenido experimentalmente tiene un porcentaje muy pequeño de error respecto a los valores publicados en el British Journal. Los valores experimentales están dentro de un rango que corresponde a $\pm 2\%$ respecto a los valores del British Journal.
- Los errores encontrados en las mediciones con pacientes se considera que son debidos al posicionamiento de los sensores en

cada caso, deben crearse unas reglas guías para posicionamiento de los sensores.

- Por sus características, los sensores MOSFET constituyen un sistema dosimétrico portable que facilita su transporte y movilidad para realizar fácilmente las mediciones.
- Una de las aplicaciones potenciales de este tipo de sensores es la dosimetría in vivo intracavitaria debido al pequeño tamaño de los sensores.
- Podría construirse en el futuro un dispositivo de procedimientos de QA diarios con los sensores MOSFET.
- Podría analizarse la viabilidad de usar este tipo de procedimientos dosimétricos en radioterapia intraoperatoria (IORT) y braquiterapia.
- Puede desarrollarse en el futuro un dispositivo dosimétrico con estos sensores que tenga una mayor sensibilidad y una electrónica mejorada. Debe analizarse un dispositivo que sea útil para mediciones con tiempos más cortos.
- Los resultados obtenidos en este trabajo sugieren que este tipo de detectores pueden utilizarse para hacer dosimetría in vivo en cualquiera de las técnicas usadas para radioterapia externa, tales como: IMRT, IGRT, VMAT, Tomotherapy, SRS y SBRT, lo cual es acorde a la bibliografía revisada.
- Puede analizarse posteriormente un análisis para la aplicación de este tipo de detectores en tiempo real para su aplicación en imágenes médicas y procedimientos intervencionistas, tanto para protección del paciente como de los operadores de los sistemas.

- Podría analizarse la posterior implementación de tecnología inalámbrica para la transmisión de datos entre el sistema dosimétrico si se considera conveniente y útil.
- Para la correcta implementación de estos procedimientos de dosimetría in vivo en un servicio de radioterapia, debe crearse un protocolo de uso clínico para definir tolerancias, niveles de acción y las sesiones del tratamiento en las cuales van ser realizados los procedimientos de dosimetría in vivo, entre otros detalles inherentes a dichos procedimientos.
- Debe analizarse una posible mejora en el sistema electrónico para aumentar sensibilidad del sistema sin aumentar el ruido del sistema.
- Pueden construirse dispositivos para el posicionamiento de los sensores durante los tratamientos para mejorar los valores obtenidos en las mediciones, como los mostrados anteriormente en este trabajo.

6. BIBLIOGRAFÍA.

[1] Why is a high accuracy needed in dosimetry?. Universidad de Chicago, Estados Unidos de América. Lanzl, L.H.

[2] When and how can we improve precision in radiotherapy?. Radiother Oncol 2, 275-292.1984. Dutreix, A.

[3] ICRU report 24.

[4] AAPM report No. 87. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. Report of task group 62 of the radiation therapy committee.

[5] In vivo dosimetry using radiochromic films during intraoperative electron beam radiation therapy in early-stage breast cancer. Instituto Europeo de oncología. 2002. [Veronesi](#), Umberto; [Orecchia](#), Roberto.

[6] Real-time in vivo dosimetry using micro-MOSFET detectors during intraoperative electron beam radiation therapy in early-stage breast cancer. Instituto Europeo de oncología. 2005. [Veronesi](#), Umberto; [Orecchia](#), Roberto.

[7] In vivo dosimetry using a single diode for megavoltage photon beam radiotherapy: Implementation and response characterization.

Journal of applied clinical medical physics, 2001. Colussi, valdir; Sam Beddar, A.

[8] Electronic dosimetry in radiation therapy. Centre for medical radiation physics, University of Wollongong. Rosenfeld, Anatoly.

[9] Characteristics of in vivo radiotherapy dosimetry, British Journal of radiology 82 (2009), 881–883. C R EDWARDS, PhD

[10] Prevention of Accidents to Patients Undergoing Radiation Therapy. ICRP Publication 86. Ann. ICRP.

[11] Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external beam radiotherapy with photon beams. European society for therapeutic radiology and oncology. Physics for clinical radiotherapy, booklet 5.

[12] Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM radiation therapy committee Task group 55. American association of physicists in medicine 1998.

[13] Peripheral dose measurement with MOSFET detector. Applied radiation and isotopes 62. Butson, Martin, Cheung, Tsang. 2005.

[14] Skin dose measurement using MOSFET and TLD for head and neck patients treated with tomotherapy. PubMed, Tata Memorial Centre. RA, Kinhikar RA, Murthy V. 2009.

[15] Investigation of the use of MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification. Med. Physics. 29, 1109-1115. Chuang C.F

[16] Dosimetry Investigation of MOSFET for Clinical IMRT Dose Verification Technol Cancer Res Treat. Deshpande, S., Kumar, R., Ghadi, Y., Neharu, R.M., Kannan, V. 2013

[17] Characterization of metal oxide field-effect transistors for first helical tomotherapy Hi-Art II unit in India. Journal of Cancer Research and Therapeutics. Kinhikar Rajesh, Pai Rajeshree, Master Zubin, Deshpande DeepakD. 2009

[18] MOSFET dosimetry in HDR brachytherapy and IMRT for nasopharyngeal carcinoma. Universidad de Wollongong. Zhen, Yu Qi. 2010

[19] Evaluation of clinical use of OneDose metal oxide semiconductor field-effect transistor detectors compared to thermoluminescent dosimeters to measure skin dose for adult patients with acute lymphoblastic leukemia. North Am J Med Sci. Al-Mohammed HI. 2011

[20] Adrián Faigón, José Lipovetzky, E. Redin, and Gonzalo Krusczenski "Extension of the Measurement Range of MOS Dosimeters Using Radiation Induced Charge Neutralization" . IEEE

TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, VOL. 55, NO. 4, Pag 2141-2147,
AUGUST 2008

[21] S. Carbonetto, M. Garcia-Inza, J. Lipovetzky, M.J. Carra, E. Redin, L. Sambuco Salomone, A. Faigon, "CMOS differential and amplified dosimeter with Field Oxide n-channel MOSFETs", IEEE Transactions on Nuclear Science. Vol 61, 6, 3466 – 3471, 2014

[22] Tesis de Doctorado en
Ingeniería de la Universidad de Buenos Aires.

"Sensores MOS de Radiación Ionizante. Fenómenos Fundamentales, Estructuras y Circuitos" 2013