

UNIVERSIDAD DE GRANADA

Facultad de Medicina

Máster en Avances en Radiología Diagnóstica y Terapéutica y
Medicina Física

Trabajo Fin de Máster

Empleo de fotodiodos y fotorresistores como dosímetros en Radioterapia

Autor: Juan Román Raya

Tutores: Damián Guirado Llorente y Miguel Ángel Carvajal Rodríguez

Curso 2018/2019



**UNIVERSIDAD
DE GRANADA**

Granada, 11 de julio de 2019

Índice general

Índice general	1
Resumen. Palabras clave	3
Abstract. Keywords	4
1. Introducción	5
2. Materiales y métodos	7
2.1. Unidad de irradiación.	7
2.2. Empleo de fotorresistores con electrómetros clínicos.	8
2.3. Módulo de adaptación para sistema dosimétrico basado en MOSFET.	10
3. Resultados	13
3.1. Empleo de fotorresistores con electrómetros clínicos.	13
3.2. Módulo de adaptación para sistema dosimétrico basado en MOSFET.	17
Conclusiones	19
Perspectivas	21
Agradecimientos	23
Bibliografía	25

Resumen

En este trabajo se estudian nuevos sistemas dosimétricos fabricados a partir de dispositivos electrónicos comerciales, de manera que su coste se reduzca notablemente al no haber sido fabricados *ex profeso* para su uso en radioterapia. Por una parte, se estudian diferentes modelos de fotorresistores como detectores asociados a electrómetros clínicos. Por otra, se desarrolla un módulo lector para adaptar un sistema dosimétrico diseñado previamente por nuestro grupo de investigación para transistores MOSFET, y se emplea para la caracterización de fotodiodos y fototransistores.

Palabras clave: fotodiodo; fotorresistor; fototransistor; radioterapia

Abstract

In this work, dosimetric systems manufactured from commercial electronic devices are studied, so that their cost is reduced significantly because they are not manufactured *ex profeso* for its use in radiotherapy. On the one hand, different photoresistor models are studied as detectors associated with clinical electrometers. On the other hand, a reader module has been developed in order to adapt a dosimetric system designed previously for MOSFET transistors by our research group, and it has been used for the characterization of photodiodes and phototransistors.

Keywords: photodiode; photoresistor; phototransistor; radiotherapy

Introducción

La proporción óptima de pacientes con cáncer para los que está indicada la radioterapia es del 50 % [1], lo que refleja la enorme importancia de esta forma de tratamiento en el manejo de este conjunto de enfermedades. En un programa de radioterapia debe garantizarse la irradiación suficiente de los tejidos tumorales, para alcanzar el propósito establecido al inicio del tratamiento, y deben limitarse los daños que se producen en los tejidos sanos irradiados. La determinación de las dosis administradas es, por tanto, crucial. Por ello, cada centro que emplee radioterapia debe disponer de protocolos de monitorización mediante dosimetría *in vivo*.

La dosimetría *in vivo* no solo posee la capacidad de detectar errores dosimétricos, también, cuando se aplica en las primeras etapas de los tratamientos, permite impulsar acciones correctoras que los mejoren. Por tanto, se trata de un método efectivo para reducir el daño potencial que puede hacerse a los pacientes, aumentando su seguridad, tal y como ha recomendado la *International Commission on Radiological Protection*[2].

Muchos de los sistemas de dosimetría *in vivo* empleados en la actualidad son costosos económicamente y exigen mucho tiempo de trabajo. Esto supone, por una parte, que no estén siendo utilizados en muchos centros y, por otra, que aquellos centros que los utilizan no lo hagan en la medida en que sería necesario. Por eso, es importante seguir investigando en el desarrollo de nuevos sistemas más baratos y sencillos de manejar. Por otra parte, es preciso extender su uso a modalidades de radioterapia externa que utilizan haces de rayos X de baja energía y a la braquiterapia, en las que existen más dificultades en su utilización práctica.

En la actualidad, los sistemas dosimétricos más utilizados en dosimetría física son las cámaras de ionización. Una cámara de ionización es, básicamente, una cavidad con un gas en su interior, recubierta por una pared conductora externa y con un electrodo colector. La pared y el electrodo colector están separados con un aislante de alta calidad para reducir la corriente de fugas, cuando se aplica una tensión de colección entre ambos elementos, normalmente mediante un electrómetro, de modo que cuando la radiación ionizante alcanza el espacio entre los electrodos, el campo eléctrico aplicado da lugar a que las cargas eléctricas generadas por la interacción de la radiación se muevan hacia los electrodos de signo contrario. De esta forma se origina en el circuito de detección una corriente eléctrica que puede ser medida con el electrómetro. Las cámaras de ionización trabajan a voltajes de varios cientos de voltios, lo cual las hace poco aconsejables para su uso en pacientes.

Otros dispositivos también ampliamente utilizados en radioterapia son los dosímetros de semiconductor. Su principio de funcionamiento puede asemejarse al de la cámara de ionización, donde el medio ionizable consiste en un semiconductor en lugar de un gas. Estos dispositivos presentan la ventaja de que tienen una sensibilidad mucho mayor que las cámaras de ionización.

El empleo de dispositivos electrónicos semiconductores en dosimetría *in vivo* tiene una larga tradición en el campo de la radioterapia [3]; sin embargo, no han sido utilizados de manera generalizada en la práctica clínica debido a su alto coste. En la mayoría de los casos, los dispositivos específicamente diseñados para dosimetría suelen estar fabricados mediante procedimientos que les confieren una elevada sensibilidad a la radiación. Tal es el caso de los diodos PIN o de los transistores RADFET. Un diodo PIN es un diodo que presenta una región tipo P fuertemente dopada y otra región tipo N también fuertemente dopada, separadas por una región de material intrínseco. Cuando se aplica una polarización inversa al diodo, los electrones y los huecos del material P son barridos. Un transistor RADFET es básicamente un transistor MOSFET que ha sido optimizado para aumentar la sensibilidad a la radiación mediante un óxido de puerta de mayor espesor y fabricado con un proceso oxidativo que le confiere mayor sensibilidad. Si bien estos dos tipos de dispositivos son muy distintos, la mejora de la sensibilidad se consigue incrementando el volumen de la zona sensible. Así, en el caso de los diodos, la zona de carga espacial se aumenta introduciendo una zona de silicio intrínseco, mientras que en los transistores RADFET se incrementa el volumen del óxido de puerta. El coste de estos sistemas se reduciría sensiblemente si fuera posible utilizar dispositivos comerciales que no hayan sido fabricados *ex profeso* para dosimetría, lo cual ya se ha realizado con transistores MOSFET [4, 5].

Recientemente se ha comenzado a estudiar el uso de fotodiodos y fototransistores como posibles sensores de radiación [6, 7], y en algunos casos se ha llegado al registro de las dosis absorbidas en pruebas de radiodiagnóstico [8]. Los fotodiodos son diodos que producen una corriente inversa cuando reciben radiación, generalmente radiación visible o infrarroja. Si esta corriente es amplificada mediante un transistor bipolar se habla de fototransistores. En ausencia de luz los fotodiodos y, por tanto, también los fototransistores, generan una pequeña corriente conocida como “corriente de oscuridad”; algunos autores han demostrado que se producen variaciones de esta corriente en ciertos fotodiodos y fototransistores sometidos a un campo de radiación ionizante, y que esas variaciones son proporcionales a la tasa de dosis absorbida [9, 10]. Además, el coeficiente de proporcionalidad entre la tasa de dosis y la corriente de oscuridad depende, entre otros factores, de la energía del haz incidente [8]. Por otro lado, los fototransistores presentan mayor incremento de la corriente de oscuridad que los fotodiodos, pero muestran también una mayor deriva térmica [11]. El desarrollo de un sistema dosimétrico basado en este tipo de dispositivos resultaría de coste notablemente inferior al de un sistema basado en diodos PIN. Por otra parte, las medidas dosimétricas realizadas con los fotodiodos pueden llevarse a cabo en tiempo real (durante la irradiación del paciente), lo que supone una ventaja adicional con respecto a los sistemas basados en dispositivos MOSFET o RADFET, que almacenan la carga recibida.

En este trabajo fin de máster se caracteriza un módulo lector desarrollado en el seno de nuestro grupo de investigación, adaptado a un sistema dosimétrico previo, para las medidas de radiación ionizante con fotodiodos y fototransistores comerciales.

Además, se estudia el empleo de fotorresistores comerciales, en adelante LDR por sus siglas en inglés (*light-dependent resistor*), como detectores asociados a los electrómetros clínicos disponibles en los hospitales, de manera que tengamos dosímetros de bajo coste para los que no haya que diseñar un sistema de lectura específico.

Materiales y métodos

2.1. UNIDAD DE IRRADIACIÓN.

Para realizar la irradiación de los dispositivos estudiados en este trabajo utilizamos el acelerador lineal de electrones Siemens Artiste disponible en el Hospital Universitario San Cecilio de Granada (Figura 2.1). Se empleó un haz de rayos X de 6 MV y se irradió bajo condiciones de equilibrio electrónico. Para ello se colocaron dos láminas de agua sólida (RW3) de 1 cm de espesor sobre los dispositivos bajo estudio y cinco debajo. Los dispositivos se situaron en el isocentro de radiación y se irradió con un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm con tasas de dosis absorbida entre 50 y 300 cGy/min.



Figura 2.1: Acelerador lineal de electrones Siemens Artiste del Hospital Universitario San Cecilio de Granada.

2.2. EMPLEO DE FOTORRESISTORES CON ELECTRÓMETROS CLÍNICOS.

Los fotorresistores o LDR (Figura 2.2) son dispositivos electrónicos que presentan la propiedad de que su resistencia depende de la intensidad de la luz incidente.

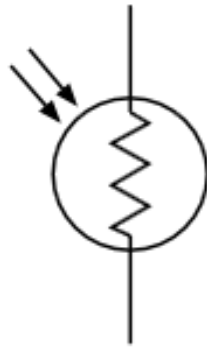


Figura 2.2: Símbolo electrónico de la LDR.

Así, si aplicamos una diferencia de potencial entre los extremos del fotorresistor, circulará una corriente (corriente de oscuridad) cuyo valor aumentará al incidir radiación sobre él. Por tanto, midiendo dicha corriente de oscuridad podremos establecer una relación corriente-tasa de dosis absorbida.

Para realizar esa medición se utilizó un electrómetro PC Electrometer (Sun Nuclear), que se escogió entre los disponibles en el hospital debido a que proporciona tensiones desde -400 V hasta +400 V en pasos de 1 V, y admite una corriente máxima de 50 nA (Figura 2.3). Para minimizar el efecto de la luz ambiental, las LDR fueron recubiertas con esmalte de uñas negro y se introdujeron en una caja de cartón.

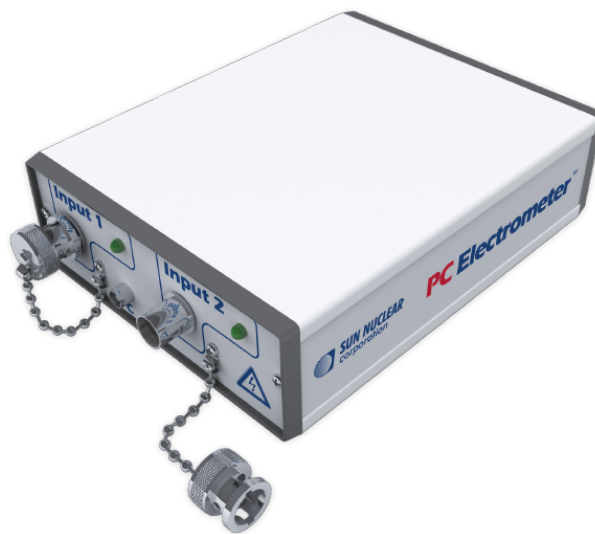


Figura 2.3: Electrómetro PC Electrometer (Sun Nuclear).



(a) NSL-19M51 (Silonex)



(b) VT43N2 (Excelitas Technologies)



(c) NORPS-12 (Silonex)

Figura 2.4: Modelos de LDR estudiados.

En primer lugar realizamos una selección de los modelos más adecuados para posteriormente proceder a su caracterización dosimétrica. Para ello, seleccionamos entre los modelos comerciales disponibles aquellos que presentaban mayor corriente de oscuridad.

Se seleccionaron los modelos NSL-19M51 (Silonex), VT43N2 (Excelitas Technologies) y NORPS-12 (Silonex) (Figura 2.4). Las LDR se conectaron mediante un conector TNC al electrómetro PC Electrometer (Sun Nuclear). En la Figura 2.5 se muestra el montaje experimental de estos dispositivos.

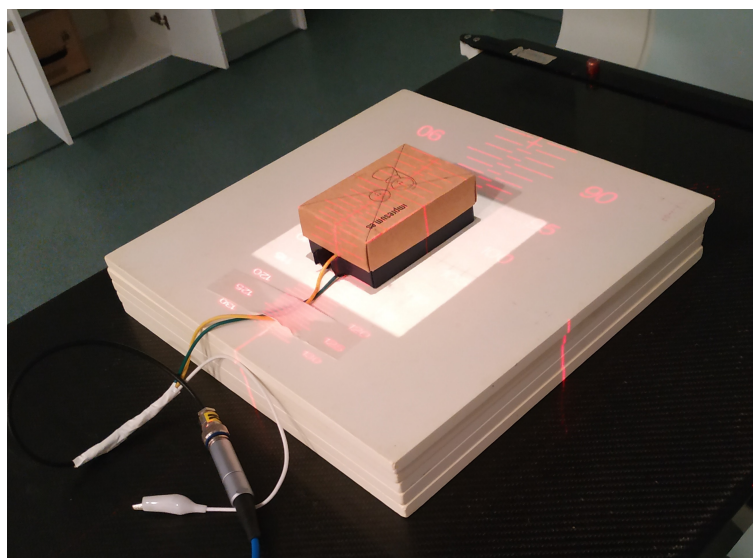


Figura 2.5: Montaje experimental de las LDR. Sobre la caja de cartón que contiene las LDR se colocaron dos láminas de agua sólida para alcanzar el equilibrio electrónico.

Cada modelo se polarizó a diferentes tensiones y se irradió con diferentes tasas de dosis absorbida. Para cada una de ellas, se exportó la corriente medida en función del tiempo a un archivo Excel. En el intervalo de tiempo que dura la irradiación se obtuvo el valor medio de la corriente, descartando los puntos iniciales y finales debido al régimen transitorio (Figura 2.6). A estas mediciones se les sustrajo la línea base, esto es, la corriente medida en ausencia de radiación. La incertidumbre de tipo A, u_A , se ha estimado como la desviación estándar del conjunto de mediciones, y la incertidumbre de tipo B, u_B , corresponde a la sensibilidad del electrómetro (10^{-11} pA). La incertidumbre total, U , se ha calculado mediante propagación de errores:

$$U = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}$$

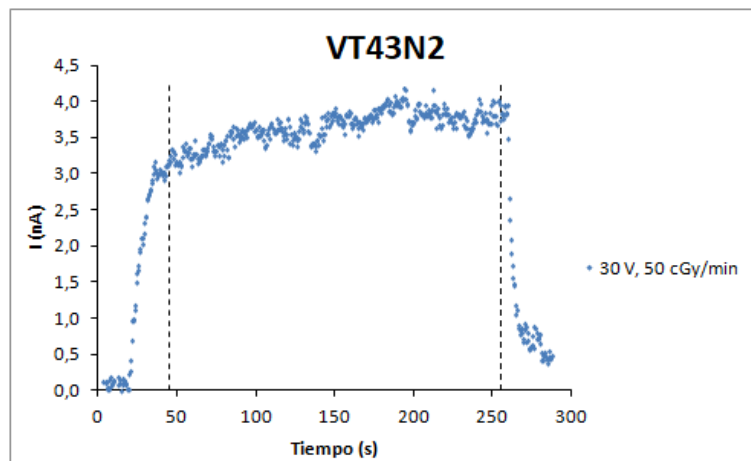


Figura 2.6: Corriente medida frente al tiempo con el modelo VT43N2 a una tasa de dosis absorbida de 50 cGy/min, al aplicar una tensión de 30 V. Entre las líneas discontinuas, que marcan los transitorios, se encuentran las medidas que se emplean para hacer la media.

Una vez obtenida la corriente para cada valor de la tasa de dosis absorbida, se procedió a representar dicha corriente en función de la tasa. De este modo, realizando un ajuste lineal, se obtuvo la sensibilidad de cada dispositivo (carga recolectada por unidad de dosis absorbida) aplicando diferentes tensiones de polarización.

2.3. MÓDULO DE ADAPTACIÓN PARA SISTEMA DOSIMÉTRICO BASADO EN MOSFET.

Los fotodiodos son diodos que producen una corriente inversa cuando sobre ellos incide radiación. Si se coloca un transistor bipolar para amplificar esta corriente nos encontramos ante un fototransistor.

Para el estudio de estos dispositivos seleccionamos aquellos que presentaban mayor corriente de oscuridad, lo que generalmente implica (a iguales dopados) mayor superficie de unión. Para ello adquirimos dispositivos tanto de infrarrojos como de luz visible.

Como unidad lectora se utilizó el sistema desarrollado por nuestro grupo para transistores MOSFET [12], al que se añadió un nuevo módulo lector para dispositivos optoelectrónicos. Este módulo consiste en un convertidor I-V, basado en un amplificador operacional TL072 (Texas Instruments, USA), con un filtro paso bajo para eliminar los ruidos provenientes de la red eléctrica (Figura 2.7), y un módulo de polarización que utiliza el DCDC conmutado MC34063 (Texas Instruments, USA). Los dispositivos comerciales bajo estudio fueron el fotodiodo BPW34S y el fototransistor BPW85B, ambos de Vishay Siliconix (USA) (Figura 2.8). En la Figura 2.9 se muestra el montaje experimental.

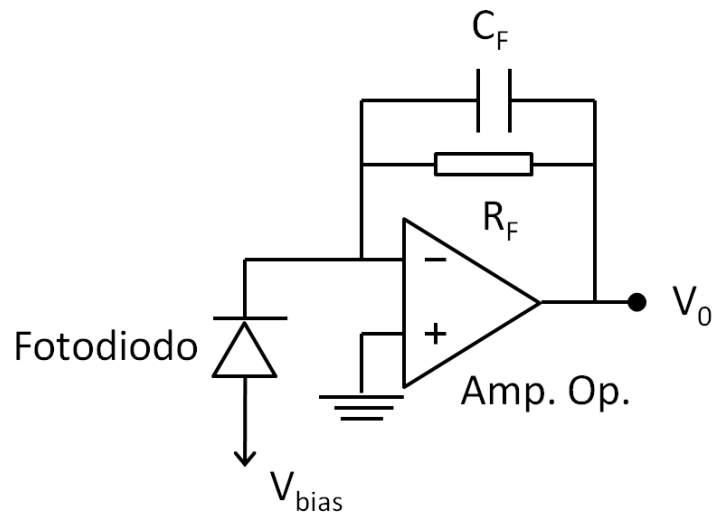


Figura 2.7: Esquema del circuito del módulo para adaptar el sistema lector previamente desarrollado para MOSFET.



Figura 2.8: Fotodiodo y fototransistor estudiados.

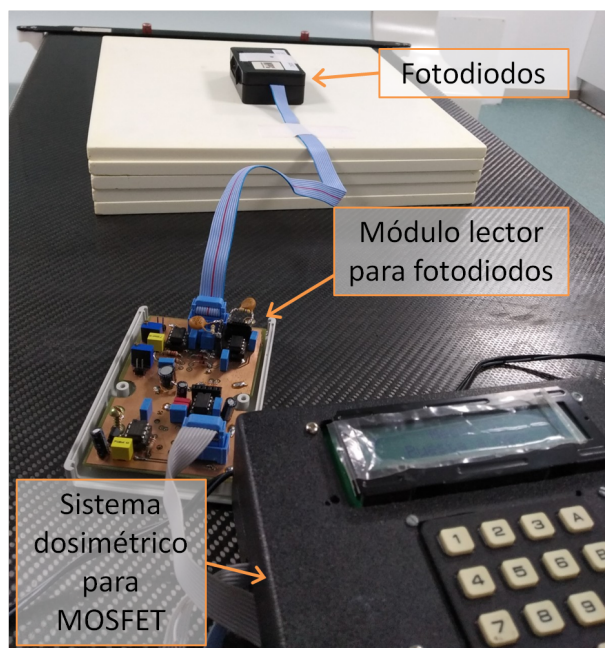


Figura 2.9: Montaje experimental de los fotodiodos y fototransistores. Sobre la caja que contiene los dispositivos se colocaron dos láminas de agua sólida para alcanzar el equilibrio electrónico.

Para su caracterización eléctrica se utilizó un analizador de semiconductores B-1500 (Agilent Technologies) disponible en los laboratorios de la ETSIIT de la Universidad de Granada. Posteriormente, se llevaron a cabo diferentes irradiaciones a una tensión de polarización de -10 V, donde se comprobó que la corriente de oscuridad no era excesiva.

Los métodos matemáticos y estadísticos empleados para el estudio de estos dispositivos son análogos a los descritos anteriormente para las LDR.

Resultados

3.1. EMPLEO DE FOTORRESISTORES CON ELECTRÓMETROS CLÍNICOS.

Tras unas irradiaciones de prueba con los tres modelos de LDR, se observó que el modelo NORPS-12 presentaba una respuesta más lenta, por lo que se descartó.

Para el modelo VT43N2, dado el reducido rango dinámico del electrómetro (hasta 50 nA), se produjo la saturación del electrómetro, por lo que se decidió colocar pares de LDR en serie, de modo que se incrementase al doble la resistencia, reduciéndose así a la mitad la corriente producida al ser polarizados a una determinada tensión.

Con el modelo NSL-19M51 no se alcanzó la saturación dado que la señal era menor, por lo que se irradiaron de forma individual.

En la Figura 3.1 se encuentra representada la corriente medida frente al tiempo con el modelo VT43N2 al aplicar una tensión de 30 V e irradiar con tasas de dosis absorbida desde 50 cGy/min hasta 300 cGy/min.

Como se ha indicado en el apartado anterior, para cada valor de la tasa de dosis absorbida se obtuvo el valor medio de la corriente medida durante la irradiación y se le sustrajo la línea base (corriente producida en ausencia de radiación). Las incertidumbres se determinaron mediante propagación de errores.

Una vez determinado el valor de la corriente para cada valor de la tasa de dosis absorbida, se procedió a representar la corriente medida en función de dicha tasa. En la Figura 3.2(a) se encuentran representados dichos datos al aplicar una tensión de 30 V.

Procediendo del mismo modo para el resto de tensiones aplicadas, obtenemos las gráficas representadas en la Figura 3.2. Como vemos, a 30 y 50 V la relación es lineal, mientras que a tensiones mayores se pierde dicha linealidad a altas tasas puesto que se produce un efecto de saturación.

En la Figura 3.3 se presentan las medidas obtenidas con el modelo NSL-19M51 para los mismos valores de tensión. En este caso, a bajas tensiones se observa que la relación no es lineal a tasas bajas, lo cual es debido a que la señal es muy débil. Sin embargo, a tensiones mayores de 80 V la relación se vuelve lineal dado el aumento de la señal. En la Tabla 3.1 se muestran los ajustes lineales obtenidos para los dos modelos estudiados.

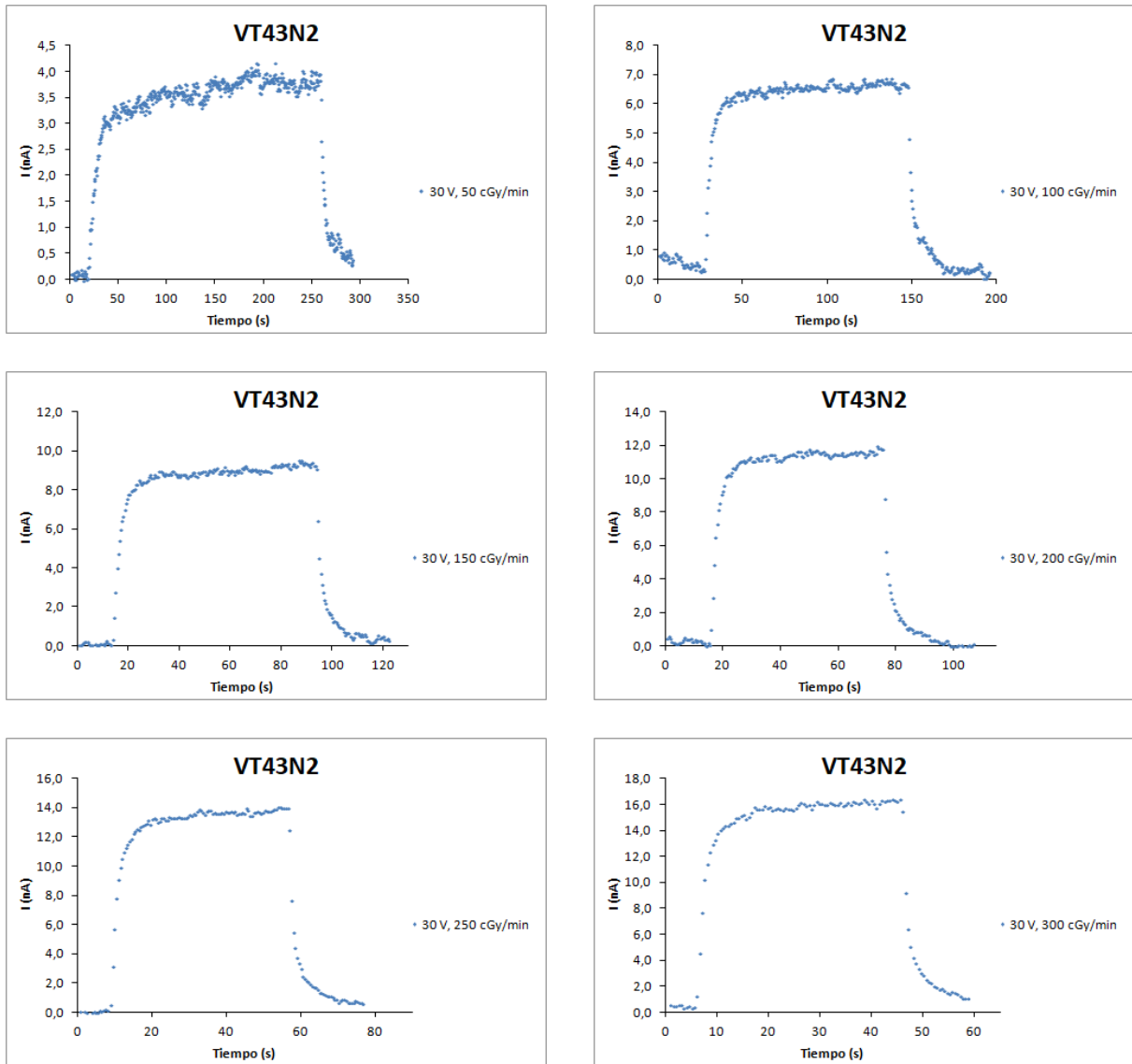


Figura 3.1: Corriente medida frente al tiempo con el modelo VT43N2 (2 dispositivos en serie) para diferentes tasas de dosis absorbida, al aplicar una tensión de 30 V.

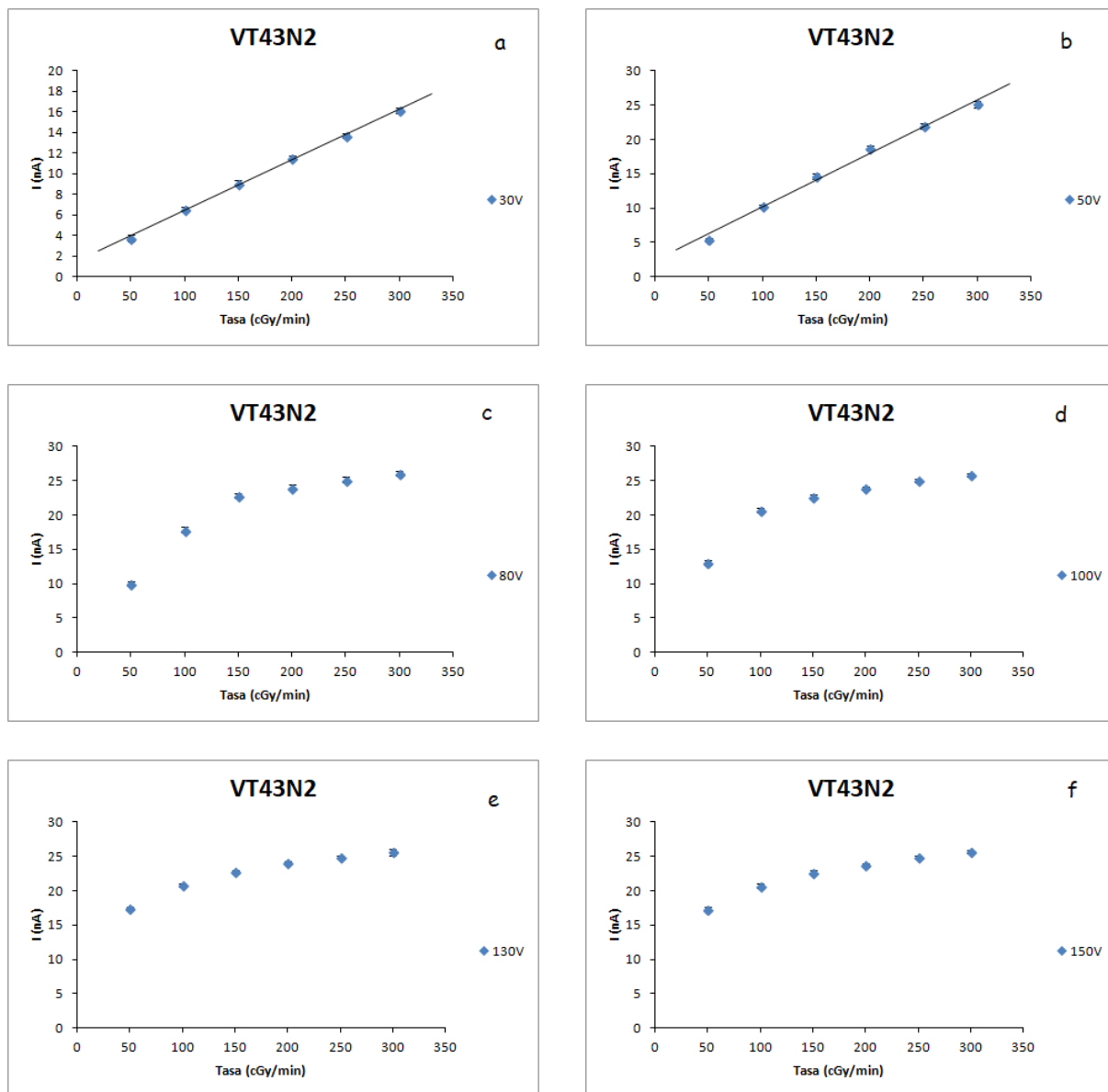


Figura 3.2: Corriente medida frente a tasa de dosis absorbida con el modelo VT43N2 (2 dispositivos en serie) al polarizarlo a diferentes tensiones. En (a) y (b) se muestra en línea continua los ajustes lineales.

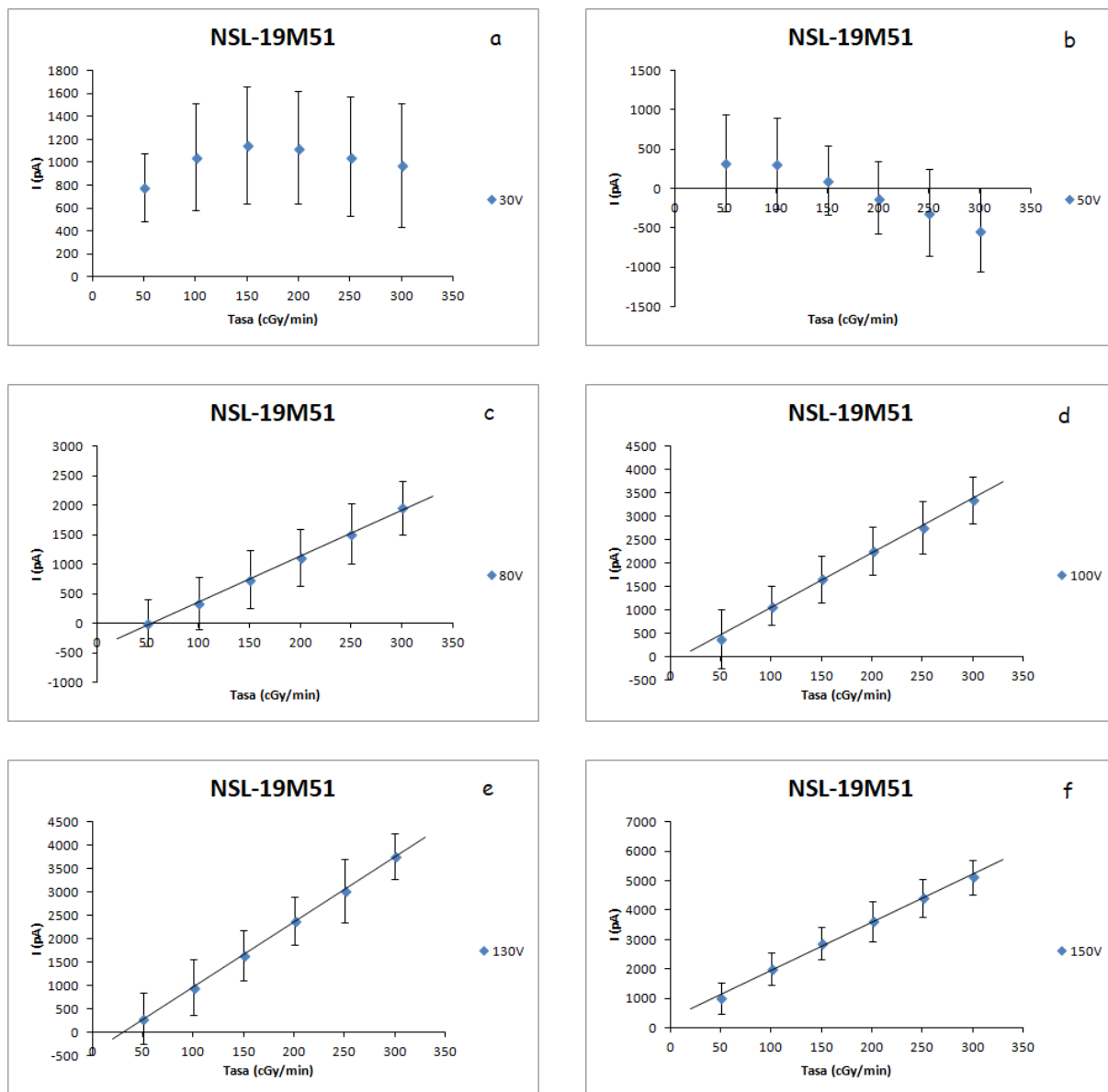


Figura 3.3: Corriente medida frente a tasa de dosis absorbida con el modelo NSL-19M51 al polarizarlo a diferentes tensiones. En (c), (d,) (e) y (f) se muestra en línea continua los ajustes lineales.

$I = a \cdot R + b$		a (nC/cGy)	b (nA)	R^2
VT43N2	30 V	$2,94 \pm 0,12$	$1,6 \pm 0,4$	0,998
	50 V	$4,7 \pm 0,4$	$2,3 \pm 1,3$	0,992
	80 V	$3,5 \pm 1,7$	11 ± 5	0,818
	100 V	$2,7 \pm 1,4$	14 ± 4	0,795
	130 V	$1,9 \pm 0,6$	$17,1 \pm 1,9$	0,907
	150 V	$1,9 \pm 0,5$	$17,0 \pm 1,8$	0,925
NSL-19M51	30 V	$0,03 \pm 0,08$	$0,9 \pm 0,3$	0,148
	50 V	$-0,22 \pm 0,04$	$0,61 \pm 0,13$	0,968
	80 V	$0,468 \pm 0,017$	$-0,42 \pm 0,05$	0,998
	100 V	$0,70 \pm 0,03$	$-0,13 \pm 0,11$	0,997
	130 V	$0,833 \pm 0,024$	$-0,42 \pm 0,06$	0,999
	150 V	$0,98 \pm 0,06$	$0,32 \pm 0,18$	0,996

Tabla 3.1: Ajustes lineales de la respuesta de las LDR frente a la variación de la tasa de dosis absorbida. Para el modelo VT43N2 se colocaron 2 dispositivos en serie, y para el modelo NSL-19M51 se irradió individualmente. Las incertidumbres corresponden a una factor de cobertura $k=2$.

A la vista de los resultados, debemos probar el modelo NSL-19M51 en paralelo de modo que se incremente la corriente producida y mejore así la sensibilidad.

3.2. MÓDULO DE ADAPTACIÓN PARA SISTEMA DOSIMÉTRICO BASADO EN MOSFET.

Para el estudio de los fotodiodos y fototransistores se diseñaron y probaron diferentes redes de realimentación y filtrado para el convertidor I-V, resultando la más adecuada la de $4,7 \text{ M}\Omega$, con un condensador de filtrado de 220 pF . Con esta configuración, gracias al convertidor analógico-digital de 16 bits ADS8320 (Texas Instruments, USA), se consiguió una resolución de $0,2 \text{ nA}$, que resultó suficiente para las fotocorrientes producidas bajo las condiciones de irradiación descritas anteriormente. La tensión aplicada a ambos dispositivos fue de -10 V .

Para evaluar si los dispositivos sufrían degradación, se realizó primero la caracterización en orden decreciente de tasas de dosis absorbida, y posteriormente en orden creciente. Los resultados se muestran en la Figura 3.4 y los ajustes en la Tabla 3.2, las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k=2$. Puede apreciarse que se produce una significativa degradación de la sensibilidad para el caso del fototransistor BPW85B debida,

posiblemente, a los defectos producidos por la radiación en el transistor de amplificación de corriente. Esta degradación no se observa en el fotodiodo BPW34S, que muestra una sensibilidad media de 10,4 nC/cGy. Podemos observar que ambos dispositivos presentan una muy buena linealidad.

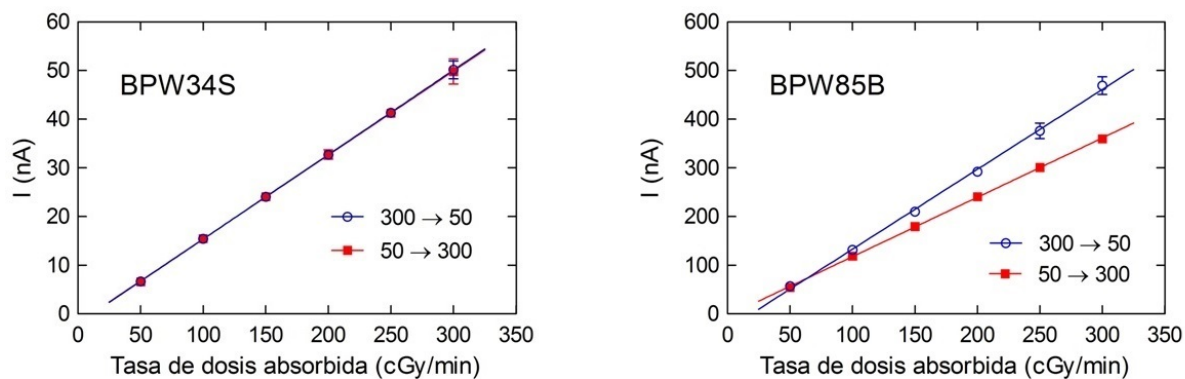


Figura 3.4: Corriente medida frente a tasa de dosis absorbida para el fotodiodo BPW34S (a) y el fototransistor BPW85B (b) y ajustes lineales en línea continua. En azul se muestran los valores obtenidos al realizar las medidas en orden decreciente de tasa de dosis absorbida, y en rojo en orden creciente.

$I = a \cdot R + b$		a (nC/cGy)	b (nA)	R^2
BPW34S	decreciente	$10,41 \pm 0,04$	$-1,96 \pm 0,12$	1,000
	creciente	$10,38 \pm 0,06$	$1,84 \pm 0,22$	1,000
BPW85B	decreciente	$98,4 \pm 0,4$	-31 ± 12	0,9986
	creciente	$73,2 \pm 0,1$	-4 ± 3	0,9998

Tabla 3.2: Ajustes lineales de la respuesta del fotodiodo y del fototransistor frente a la variación de la tasa de dosis absorbida en orden creciente y decreciente de la misma. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k=2$.

Conclusiones

En este trabajo se ha realizado un estudio de sensores dosimétricos no fabricados específicamente para medir radiación ionizante en el campo de la radioterapia, cuyo coste es notablemente inferior a los utilizados en la actualidad. Por una parte, se ha estudiado el uso de LDR junto con electrómetros clínicos y, por otra, se ha caracterizado y validado experimentalmente un sistema lector no clínico asociado a fotodiodos y fototransistores, obteniendo las siguientes conclusiones:

- Es posible emplear electrómetros de uso común en radioterapia asociados a LDR como sistemas dosimétricos.
- Las LDR conectadas en serie son buenas candidatas para su caracterización como dosímetros debido a su respuesta lineal y, en particular, el modelo VT43N2 por su buena relación señal-ruido.
- El módulo diseñado para adaptar el sistema lector desarrollado para MOSFET por nuestro grupo ha resultado adecuado para la caracterización de los modelos de fotodiodo y fototransistor estudiados.
- El modelo BPW85B presenta una respuesta lineal, pero sufre degradación, por lo que no son reproducibles sus medidas.
- El modelo BPW34S no sufre degradación, además de presentar una respuesta lineal, lo cual lo convierte en un prometedor candidato para ser sometido a una caracterización más profunda.

Fruto de este trabajo se ha enviado una comunicación oral y un póster al *Seventh International Conference on Radiation in Various Fields of Research* celebrado en Montenegro y dos pósteres al *6º Congreso Conjunto SEFM-SEPR* celebrado en Burgos.

Perspectivas

Una vez validado el primer candidato de LDR como sensor dosimétrico, se establecerán los rangos de uso, resolución y otros parámetros de interés. Si se llegase a discernir las dosis típicas en radiodiagnóstico, se procederá a realizar un estudio similar para estas condiciones empleando la cabina de irradiación de rayos X instalada en el Hospital Universitario San Cecilio. Este último paso requiere una caracterización dosimétrica adecuada de esta cabina, que supone resolver problemas dosimétricos particulares en el rango de energías que produce (50-200 kVp). Finalmente se obtendrán las especificaciones del sistema. Además, se estudiarán otras configuraciones con fotorresistencias como dos o más del modelo NSL-19M51 colocadas en paralelo para incrementar la sensibilidad.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el proyecto PI-0505-2017 de la Consejería de Salud de la Junta de Andalucía, y su realización ha sido posible gracias al Hospital Universitario San Cecilio por haberme cedido sus equipos de irradiación y sus instalaciones para realizar los experimentos.

Bibliografía

- [1] Delaney G, Jacob S, Featherstone C, Barton M. The role of radiotherapy in cancer treatment: estimating optimal utilization from a review of evidence-based clinical guidelines. *Cancer*. 2005;104:1129-1137.
- [2] ICRP. Prevention of accidents to patients undergoing radiation therapy. Publication 86. London: Elsevier; 2001.
- [3] Rosenfeld A. Electronic dosimetry in radiation therapy. *Radiat Meas*. 2007;41:134-153.
- [4] Carvajal M, Martínez-García M, Guirado D, Banqueri J, Palma A. Dose verification system based on MOS transistor for real-time measurement. *Sens Actuators A Phys*. 2016;247:269-276.
- [5] Martínez-García M, Carvajal M, Torres del Río J, Jaksic A. Response to ionizing radiation of different biased and stacked pMOS structures. *Sens Actuators A Phys*. 2016;252:67-75.
- [6] Santos L, Silva E, Vilela E. Filtered X ray beam dosimetry from 10^{-3} to 10^2 Gy dose range by using phototransistors. *Radiat Prot Dosimetry*. 2002;101:145-148.
- [7] Romei C, Di Fulvio A, Traino C, Ciolini R, Errico F. Characterization of a low-cost PIN photodiode for dosimetry in diagnostic radiology. *Phys Med*. 2015;31:112-116.
- [8] Santos L, Magalhães C, Silva J, Filho J, Silva E, Santos W. A feasibility study of a phototransistor for the dosimetry of computerized tomography and stereotactic radiosurgery beams. *Radiat Meas*. 2008;43:904-907.
- [9] Aoyama L, Koyama S, Kawaura C. An in-phantom dosimetry system using pin silicon photodiode radiation sensors for measuring organ doses in X-ray CT and other diagnostic radiology. *Med Phys*. 2002;29:1504-1510.
- [10] Paschoal C, Souza D, Santos L. Characterization of three photodetector types for computed tomography dosimetry. *World Acad Sci Eng Technol*. 2011;5:86-89.
- [11] Sze S. *Physics of semiconductor devices*, 3rd ed. New York: Wiley; 2006.
- [12] Carvajal M, Simancas F, Guirado D, Vilches M, Lallena A, Palma A. A compact and low dosimetry system based on MOSFET for in vivo radiotherapy. *Sens Actuators A Phys*. 2012;182:146-152.