

# **II Jornadas RSEF / IFIMED de Física Médica**

Thursday 14 June 2018 - Friday 15 June 2018

Universidad Complutense de Madrid

## **Book of Abstracts**



# Contents

A new approach to radiochromic film dosimetry based on non-local means . . . . .	1
A new approach to radiochromic film dosimetry based on non-local means . . . . .	1
A vueltas con la capa hemireductora. . . . .	1
Análisis de la fiabilidad del registro térmico mediante video con cámara termográfica . .	2
Calculation and impact of the sensitivity matrix for a two-plane Compton camera . . . .	3
Compton X-ray microscopy . . . . .	4
Del modelo animal a la Imagen por RM de alto campo . . . . .	4
Del modelo animal a la Imagen por RM de alto campo . . . . .	4
Design and performance study of a quasi-spherical PET scanner and hexagonal SiPM . .	4
Design and performance study of a quasi-spherical PET scanner and hexagonal SiPM . .	5
Detectability Limit in Ultra-Low Activity Acquisitions in LSO/LYSO versus LYSO/GSO based Preclinical PET Scanners . . . . .	5
Development of dedicated MRI coil . . . . .	6
Development of dedicated MRI coils . . . . .	6
Diagnóstico por imagen de patologías oculares . . . . .	7
Dose variability with breast tissue assignation for the INTRABEAM device . . . . .	7
Dosimetría Acuros vs. AAA . . . . .	8
Dosis al paciente en una sala de radiología intervencionista . . . . .	9
Dosis efectiva en función de la edad del paciente en tomografía computarizada . . . . .	10
Dynamic PET Imaging Based on the Method of Moments . . . . .	10
Dynamic PET Imaging Based on the Method of Moments . . . . .	10
EVOLUCIÓN Y EXPERIENCIA EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DE CANCER DE MAMA EN EL COMPLEJO HOSPITALARIO UNIVERSITARIO INSULAR-MATENO INFANTIL . . . . .	11
Effect of Incomplete Acquisitions on the Image of High Resolution Preclinical Scanners .	16

Effect of Incomplete Acquisitions on the Image of High Resolution Preclinical Scanners . . .	16
Estudio de la calidad de imagen de un sistema esterotáxico por tomosíntesis de mama . . .	17
Evaluación de la detectabilidad de microcalcificaciones en imágenes de mamografía y sintéticas utilizando maniqués físicos . . . . .	18
Evaluación de la detectabilidad de microcalcificaciones en imágenes de mamografía y sintéticas utilizando maniqués físicos . . . . .	18
Evaluation and Validation of a Sensitivity Model for a Three-layer LaBr <sub>3</sub> Compton Telescope . . . . .	19
Evaluation and Validation of a Sensitivity Model for a Three-layer LaBr <sub>3</sub> Compton Telescope . . . . .	19
Evaluation of LFS continuous scintillation crystals for PET . . . . .	20
Evolución y experiencia en radioterapia intraoperatoria de cancer de mama en el C.H.U.I.-MATERNO INFANTIL . . . . .	21
Implementation of monolithic crystals in developments for brain PET imaging . . . . .	21
Implementation of monolithic crystals in developments for brain PET imaging . . . . .	21
La Física Médica en la realidad hospitalaria: una historia de 40 años en la UCM . . . . .	22
La tecnología HighResFlexToT y su aplicación a imagen médica . . . . .	22
La tecnología HighResFlexToT y su aplicación a imagen médica . . . . .	22
Laseres en cirugía oftalmológica . . . . .	23
MCGPU-PET: A REAL-TIME MONTE CARLO PET SIMULATOR . . . . .	23
MCGPU-PET: A REAL-TIME MONTE CARLO PET SIMULATOR . . . . .	23
Medidas de atenuación en haces de fotones de Radioterapia . . . . .	24
Modelling the interaction of ion and electron beams with biomaterials for application in ion beam cancer therapy . . . . .	25
Modelling the interaction of ion and electron beams with biomaterials for application in ion beam cancer therapy . . . . .	25
MultiRBE: Optimización radiobiológica para protones con modelado selectivo de RBE . . .	26
MultiRBE: Optimización radiobiológica para protones con modelado selectivo de RBE . . .	26
NEUROMODULATION FOR MOTOR RECOVERY IN STROKE PATIENTS . . . . .	27
Neuromodulation for motor recovery in stroke patient . . . . .	27
New facilities for hadrontherapy – the linac solution . . . . .	28
Nuevos procedimientos en seguridad, dosimetría y protección radiológica para las ciencias de la salud . . . . .	28

Optimización de suministro de fuentes radiactivas de $^{125}\text{I}$ para tratamiento de carcinoma de próstata con braquiterapia de baja tasa . . . . .	28
PRONTO: Técnicas nucleares y simulaciones avanzadas para verificación de rango en protonterapia . . . . .	29
PRONTO: Técnicas nucleares y simulaciones avanzadas para verificación de rango en protonterapia . . . . .	30
Photoacoustic dose monitoring in clinical photon beams . . . . .	30
Photoacoustic dose monitoring in clinical photon beams . . . . .	30
Physical dose enhancement by Au nanoparticles under ion beam irradiation . . . . .	31
Physical dose enhancement by Au nanoparticles under ion beam irradiation . . . . .	31
Production yields of positron emitters for range verification in proton therapy . . . . .	32
Production yields of positron emitters for range verification in proton therapy . . . . .	32
Protocolo termográfico de estrés térmico para la evaluación de la vascularización periférica en pacientes con Diabetes Melitus . . . . .	33
Proton RBE at low energies: preparation of a new radiobiology beam line at the 18 MeV proton cyclotron facility at CNA . . . . .	33
Proton RBE at low energies: preparation of a new radiobiology beam line at the 18 MeV proton cyclotron facility at CNA . . . . .	34
RADIA system for radiotherapy treatment verification: dose calibration and Bayesian reconstruction of axial dose maps . . . . .	35
RADIA system for radiotherapy treatment verification: dose calibration and Bayesian reconstruction of axial dose maps . . . . .	35
Radiomics in lung cancer: lesion heterogeneity quantification by PET images features. . . . .	35
Radiomics in lung cancer: lesion heterogeneity quantification by PET images features. . . . .	36
Real-time dose computation algorithm for the INTRABEAM system . . . . .	36
Real-time dose computation algorithm for the INTRABEAM system . . . . .	37
Reducción de ruido en la imagen PET mediante análisis multiescala con wavelets: estudio en maniquí . . . . .	37
Reducción de ruido en la imagen PET mediante análisis multiescala con wavelets: estudio en maniquí . . . . .	38
Scatter Estimation from PET-CT Sinograms . . . . .	38
Simulación de Imagen por Contraste de Fase de Rayos X . . . . .	39
Simulación de imágenes por contraste de fase de rayos X . . . . .	40

TRAX-CHEM: a pre-chemical and chemical stage extension of the particle track structure code TRAX . . . . .	40
Tratamiento de señales ópticas para diagnóstico no invasivo . . . . .	41
Uso de la dosimetría en vivo en la verificación de dosis de los tratamientos de braquiterapia . . . . .	41
Verificación de planes de arcoterapia multiisocentro . . . . .	42
Óptica oftálmica para corrección de la visión . . . . .	43

57

## A new approach to radiochromic film dosimetry based on non-local means

Corresponding Author(s):

29

## A new approach to radiochromic film dosimetry based on non-local means

César Rodríguez Rodríguez<sup>1</sup> ; Diego García Pinto<sup>2</sup> ; Alfonso López Fernández<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Hospital de Fuenlabrada

<sup>2</sup> Universidad Complutense de Madrid

<sup>3</sup> Hospital de Fuenlabrada y Universidad Complutense de Madrid

Corresponding Author(s): cesar.rodriguez@salud.madrid.org

**Introduction:** Radiochromic films in conjunction with a flatbed document scanner are frequently employed as dosimeters for advanced techniques in radiotherapy. Their main advantages are: light element composition, low energy dependence, near biological tissue equivalence and high spatial resolution. However, they have some weaknesses as well: non-uniformities, read out noise and scanning artifacts. Several processing protocols have been proposed in order to overcome those weaknesses. The more recent ones are those derived from the work of Micke et al. in which a multichannel approach is introduced. These protocols assume a common perturbation map for the three color channels and usually employ additional corrections. This fact, to some extent, makes the radiochromic film use more complicated. The aim of this paper is to present a new protocol based on a non-local (NL) mean denoising algorithm.

**Methods:** The NL-means algorithm, as it is described by Buades et al., replaces the color of a pixel with the average of the colors of other pixels that resemble its color, except fluctuations due to noise. These other pixels do not have reason to be close to the first one. The main advantage of using these pixels is that it is possible to mitigate noise without relying on multiple images. Radiochromic film provides a different response in each of the three color channels, so in principle, it would be possible to mitigate electronic noise and other lack of uniformity, applying the NL-means algorithm to the images. In this work an implementation of the Buades algorithm has been used. The steps of the processing protocol we propose are: read out the film as a 48-bit color image with just one scan, apply the NL-means algorithm to the image, split the denoised image into its color channels and apply the corresponding color response vs dose response curve to each splitted denoised image. To validate the protocol, three open square fields absorbed dose distributions were measured with an ionization chamber and with radiochromic film. One percentage depth dose and three off-axis ratio profiles at different depths for each field have been compared using the gamma index. No independent renormalization was allowed for different curves belonging to the same field.

**Results:** Using the same raw data coming from just one scan it has been found that the proposed protocol improves the standard multichannel protocol according to the gamma index results.

**Conclusions:** The new protocol based in the NL-means algorithm could help radiochromic films become a handy dosimeter for quality control purpose, avoiding cumbersome and time consuming corrections.

strong text

20

## A vueltas con la capa hemirreductora.

Víctor Delgado Martínez<sup>1</sup> ; Javier de Areba Iglesias<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense

**Corresponding Author(s):** vdelgado@ucm.es

En un fiable libro «Sponsored by the IAEA and endorsed by the COMP/CCPM, EFOMP, ESTRO, IOMP, PAHO and WHO» se presenta la siguiente definición, en geometría de haz delgado: *The half-value layer (HVL or  $x_{1/2}$ ) is defined as that thickness of the attenuator that attenuates the photon beam intensity to 50% of its original value.* En el mismo libro, más adelante dice: *...with HVL representing the thickness of an attenuator that decreases the measured air kerma rate in air to half of its original value.*

La segunda definición es la introducida originalmente por Christen en 1912 (Utilizando exposure en vez de kerma) y recogida en el I.C.R.U. Report 10b, de 1962.

Ambas definiciones coinciden para haces monoenergéticos, pero arrojan valores distintos cuando de haces polienergéticos se trata, hecho ya señalado en 1969 por D. E. Charlton en una carta al director de Physics in Medicine and Biology.

La capa hemirreductora para kerma se puede determinar experimentalmente con relativa facilidad y se encuentran numerosísimos protocolos para la medida de esa capa hemirreductora, mientras que, si se trata de intensidad, la medida experimental de la intensidad de un haz es difícil, hacen falta métodos calorimétricos y, hasta donde los autores conocen, no hay protocolos para determinarla experimentalmente, ni hemos visto ninguna medida de esa capa hemirreductora, profusamente usada en sesudos libros.

Cuando se conoce la distribución espectral del haz es fácil calcular la curva de atenuación para el kerma y para la intensidad. Si se obtiene la distribución espectral del haz de fotones a partir de la curva de atenuación de kerma en aire medida experimentalmente (problema inverso difícil y muy inestable, equivalente a la inversión numérica de la Transformada de Laplace), puede calcularse a partir de esa distribución espectral la curva de atenuación para la intensidad y, consecuentemente, el HVL para intensidades.

La pregunta que nos hacemos es: ¿Es posible obtener de forma estable la curva de atenuación para intensidades a partir de la medida de la curva de atenuación para kerma en aire, sin necesidad de obtener explícitamente, y de forma inestable, la distribución espectral?

33

## Análisis de la fiabilidad del registro térmico mediante video con cámara termográfica

Jose Ignacio Priego<sup>1</sup> ; Carlos Galindo<sup>1</sup> ; Rolando Gonzalez-Peña<sup>1</sup> ; Rosario Salvador<sup>1</sup> ; Rosa M Cibrian<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Investigación en Física Médica (GIFIME). Departamento de Fisiología. Universitat de València.

**Corresponding Author(s):** rosa.m.cibrian@uv.es

**Introducción.** La termografía infrarroja (TI) presenta numerosas aplicaciones en medicina, teniendo como ejemplos la detección del cáncer de mama o la prevención de úlceras en el pie diabético. La mayoría de los estudios de TI se han realizado mediante imágenes estáticas, procedimiento cuya reproducibilidad ha sido validada. Sin embargo, se ha ido implementando la grabación de video TI, cuya fiabilidad no está determinada y éste es el objetivo de este trabajo.

**Método.** 5 cámaras termográficas FLIR E60 fueron evaluadas. Se fijó un cuerpo negro a dos temperatura objetivo (37°C y 60°C) y, tras estabilizarse, se encendió la cámara y se realizaron videos



al cuerpo negro durante 30 min (distancia 15 cm y frecuencia 7 Hz). Dicho protocolo se repitió durante tres días. Siguiendo las especificaciones del fabricante se asumió una emisividad de 0,95 para el cuerpo negro.

**Resultados.** La figura 1 muestra el comportamiento de las cámaras en la mayoría de medidas realizadas. En los primeros 460 segundos de video la medida no fue estable, presentando una mayor variabilidad. Esto se puede deber a que el estabilizador electrónico de la cámara aún no funcionaba correctamente, justificando el hecho de que los fabricantes recomienden encender las cámaras entre 5 y 10 minutos antes de la medida. Tras este tiempo, se puede observar un patrón repetido de aumentos y descensos ligeros de la temperatura. Esto se debe a la cámara y no al cuerpo negro, ya que se comprobó que dicho perfil térmico también sucedía durante la grabación continua de un material inerte como es una pared. Una hipótesis que explique este comportamiento es que la cámara funciona a una frecuencia mayor de lo que el estabilizador puede trabajar de manera eficiente. Sin tener en cuenta los 10 min iniciales de la cámara, se calculó el rango entre el que se mueven los valores (diferencia entre el valor máx y mín en todo el tiempo de la medida) y fue para el cuerpo de negro a 37 y 60 °C, de  $0,4\pm 0,1$  °C y  $0,5\pm 0,2$  °C, respectivamente. Por último, en la figura 2 se muestra el comportamiento de cada una de las cámaras en la condición de 37 °C. Se puede observar que cada cámara tiene un comportamiento similar en las tres medidas, y que las cámaras 3 y 5 tienen un funcionamiento más irregular que las otras.

**Conclusión.** De los resultados del presente estudio se pueden obtener las siguientes conclusiones principales: 1) A la hora de realizar una evaluación TI mediante video, sólo se deben considerar como significativas las diferencias mayores de 0,5 °C entre condiciones estudiadas. 2) En un estudio de investigación se debe utilizar siempre la misma cámara para no aumentar la variabilidad de los resultados. 3) En los estudios TI médicos mediante video es aconsejable el estudio de asimetrías en las que ambas regiones están dentro de la misma imagen o la evolución de una región respecto a una control, para reducir el efecto del error de medida.

AGRADECIMIENTOS: Proyecto AICO/2017/122 Conselleria de Educación, Investigación, Cultura y Deporte. Generalitat Valenciana

19

## Calculation and impact of the sensitivity matrix for a two-plane Compton camera

Enrique Muñoz Albaladejo<sup>1</sup> ; Luis Barrientos<sup>2</sup> ; John Barrio<sup>3</sup> ; Ane Etxebeste<sup>1</sup> ; Leticia Gabarda<sup>2</sup> ; Carlos Lacasta<sup>4</sup> ; Gabriela Llosa<sup>5</sup> ; Marina Borja<sup>6</sup> ; Ana Ros Garcia<sup>7</sup> ; Jorge Roser<sup>6</sup> ; Jose Bernabeu<sup>8</sup> ; Josep F. Oliver<sup>9</sup> ; Carles Solaz<sup>10</sup>

<sup>1</sup> IFIC

<sup>2</sup> (Instituto de Física Corpuscular (IFIC/CSIC-UVEG))

<sup>3</sup> Instituto Instrumentacion para Imagen Molecular, i3M-CISC

<sup>4</sup> IFIC-Valencia

<sup>5</sup> IFIC-CSIC

<sup>6</sup> (Instituto de Física Corpuscular (IFIC/CSIC-UVEG))

<sup>7</sup> IFIC (IFIMED)

<sup>8</sup> IFIC - Valencia

<sup>9</sup> IFIC ( CSIC-UV )

<sup>10</sup> IFIC (Valencia)

**Corresponding Author(s):** emunoz@ific.uv.es

The IRIS group at IFIC (CSIC/UV) is developing a multilayer, reconfigurable Compton camera for dose monitoring in hadron therapy. As part of that development, several studies related to the image reconstruction process have been carried out. An important aspect in Compton imaging is sensitivity compensation, which is evaluated in this work.

Given the strong variations in the sensitivity of Compton cameras for the detection of events originating from different points in the field of view (FoV), sensitivity correction plays an important role in Compton image reconstruction. Several approaches for the calculation of the sensitivity matrix have been previously proposed in the literature. While most of these models are easily implemented

and can be useful in many cases, they usually assume high angular coverage over the scattered photon, which is not necessarily the case for our prototype. In this work, we propose an analytical model that allows us to calculate a detailed sensitivity matrix, and compare it to other sensitivity models in the literature. The sensitivity model has been validated taking Monte Carlo simulations as a reference. In order to study the impact of the sensitivity, images reconstructed with our sensitivity model and with other models have been compared. Images have been reconstructed from several simulated sources, including extended distributions of activity, and also from experimental data measured with Na-22 sources.

Results show that our model allows to effectively recover the intensity of point-like sources at different positions in the FoV and to reconstruct regions of homogeneous activity with minimal variance. Moreover, it can be employed for all Compton camera configurations, including those with low angular coverage over the scatterer.

47

## **Compton X-ray microscopy**

**Corresponding Author(s):** pablo.villanueva-perez@cfel.de

65

## **Del modelo animal a la Imagen por RM de alto campo**

**Corresponding Author(s):**

82

## **Del modelo animal a la Imagen por RM de alto campo**

Marina Benito Vicente<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo*

**Corresponding Author(s):** mbenitov@sescam.jccm.es

La imagen de alto campo por Resonancia Magnética ha supuesto en los últimos años una importante herramienta para el estudio de las enfermedades en modelos animales de experimentación evitando en muchos casos el punto final y permitiendo de este modo, seguir el desarrollo de la enfermedad y/o tratamiento de manera longitudinal. Son muchos los grupos de investigación que ven en la imagen y espectroscopía por Resonancia magnética una potencial técnica diagnóstica para sus investigaciones. El laboratorio de Resonancia Magnética de Investigación del Hospital Nacional de Paraplégicos está destinado a realizar estudios tanto en rata como en ratón principalmente, aunque también podrían realizarse estudios en gatos pequeños y/o conejos. El disponer de la criosonda para cerebro de ratón, le confiere a este laboratorio una ventaja bastante importante con respecto a otros equipos a nivel nacional ya que no hay muchas instalaciones con similares características. Esta antena permite obtener imágenes de una resolución 2.3 veces mayor que con las antenas convencionales. En esta presentación mostraré como a partir de la generación de un modelo animal se puede diagnosticar o seguir su evolución mediante imagen y/o espectroscopía de RM con o sin la administración de agentes de contraste desarrollados por grupos de investigación especializados.

79

## Design and performance study of a quasi-spherical PET scanner and hexagonal SiPM

Corresponding Author(s): daperezb@pa.uc3m.es

41

## Design and performance study of a quasi-spherical PET scanner and hexagonal SiPM

Author(s): Perez-Benito David<sup>1</sup>

Co-author(s): Chil Rigoberto <sup>1</sup> ; Herraiz Joaquín L. <sup>2</sup> ; Udías José Manuel <sup>3</sup> ; Desco Manuel <sup>4</sup> ; Vaquero López Juan José <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad Carlos III de Madrid

<sup>2</sup> Universidad Complutense

<sup>3</sup> Universidad Complutense de Madrid

<sup>4</sup> Universidad Carlos III

Corresponding Author(s): daperezb@pa.uc3m.es

Current challenges on new Positron Emission Tomography (PET) scanner design are high sensitivity, spatial and temporal resolution, all aiming to accurately quantify dynamic biological processes. The optimal scanner geometry that maximizes the sensitivity and spatial resolution is a sphere. However, state of the art of scintillators crystals and position-sensitive photodetectors for  $\gamma$ -rays are not easy to arrange in this configuration. In this work we present a proof-of-concept of a preclinical imaging scanner shaped as an icosahedron based on a new hexagonal Multi Pixel Photon Counter (MPPC) Silicon Photomultiplier (SiPM). Each triangular facet (155 mm of side;

234mm diameter of inscribed sphere) has 10 hexagonal 10 mm thick monolithic LYSO laser-engraved scintillator crystals with the Sub-Surface Laser Engraving (SSLE) technique. The SiPM

hexagonal matrix consists of 61 individual hexagonal cells of 2.25 mm of edge. Higher spatial resolution is achieved due to the ratio 1:3 of the area of the engraved pixels with respect to the size of the single SiPM cells. The honeycomb arrangement can be argued as the geometry that maximizes the packing fraction. Depth of Interaction information is obtained by engraving different patterns in the scintillator crystal. This setup results in a geometrical efficiency of 73% with respect to a full  $4\pi$  coverage. Simulated results for Noise Equivalent Count rate (NEC), sensitivity and a first approach to the study of the spatial resolution based on Fully Bayesian Image Estimation (FBI3D) method are presented. This design shows favorable characteristics for fast, dynamic high-resolution total body PET imaging in mice or low-dose brain studies. Anger-like schemes for sectorial readout of the facets are being tested as a first step to increase the system granularity and to reduce dead time.

15

## Detectability Limit in Ultra-Low Activity Acquisitions in LSO/LYSO versus LYSO/GSO based Preclinical PET Scanners

Alejandro López Montes<sup>1</sup> ; JOAQUIN LOPEZ HERRAIZ<sup>2</sup> ; Pablo Galve Lahoz<sup>3</sup> ; Cesar Gutierrez Fernandez<sup>4</sup> ; Jose Udias<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Física Nuclear , Facultad de Ciencias Físicas , C.E.I. Moncloa , E.28040 , Madrid , Spain

<sup>2</sup> Universidad Complutense de Madrid. Grupo de Física Nuclear. UPARCO

<sup>3</sup> Universidad Complutense de Madrid

<sup>4</sup> SEDECAL Preclinical division, Madrid, Spain

**Corresponding Author(s):** alelopez@ucm.es

The ability of a PET scanner to measure extremely low activities is a performance figure that has received little attention in view of the current trend on looking for high rate capable scanners, yet it is a crucial property of the scanner when, for instance, slow tracers such as radiolabeled monoclonal antibodies are scanned days after injection, or when late acquisitions are measured to improve the contrast, or when scanning plants or individual cells. Former BGO based scanners had no limit on the lowest detectable activity other than the one given by sensitivity, scan time and the ability of the reconstruction method to deal with extremely low statistics images. But modern scanners are based on LYSO or LSO scintillators, with an important contribution of internal radioactivity, that is, background counts even if there is no activity in the scanner. Indeed, the intrinsic activity of natural Lu-176 yields several prompt gamma rays in cascade, with energies of 88, 202 and 307 keV, in coincidence with a beta electron. With narrow energy windows tightly bound to the annihilation peak, this background can be reduced. In this work, we present a study of the limit of activity detection for a Lutetium-based scanner for preclinical animals, the 4R (four rings) variant of the Super-Argus (Sedecal, Madrid) preclinical scanner. This scanner may be especially suited for low activity acquisitions because it employs a phoswich configuration of LYSO and GSO, scintillators, where GSO has no significant internal radioactivity. Thus, under similar sensitivity and/or scanner size conditions, internal background counts for the Super-Argus would be about half the ones of a pure LYSO or LSO scanner. We employed both simulated and real acquisitions of the NEMA IQ phantom, and determined the best energy window (425 keV threshold). Based on these results, assuming one-hour long scans, useable images of the IQ could be obtained for the Super-Argus scanner with just 0.06  $\mu\text{Ci}$ .

66

## Development of dedicated MRI coil

**Corresponding Author(s):**

2

## Development of dedicated MRI coils

Manuel Freire<sup>1</sup>

<sup>1</sup> University of Seville

**Corresponding Author(s):** freire@us.es

Magnetic Resonance Imaging (MRI) has become the gold standard for modern medicine. Vascular diseases, degenerative processes or autoimmune pathologies are diagnosed by MRI.

Although the magnetic field of the gantry has been increased in the scanners from 1.5T up to 7T and the brands have developed new sequences to characterize different tissues, reduce patient movement, etc. no such effort has been done with the development of the primary detector for the MRI: the coils.

Following a program to seek the appropriate coil for each pathology we have developed some new coils eg. for skin diseases, ocular tumors, ictus and cervical whiplash.

Small but dedicated coils can be very useful for diagnostics. As an example we will show how a small 4 channel coil can detect ocular tumors that commercial coils can not detect.

In a real scenario, severe claustrophobic patient present huge problems into a MR gantry and in most cases, MR studies can not be performed on them. To overcome this problem a high resolution orientable-32 channel coil for a 3T scanner was designed and characterized for MR-spectroscopic studies.

A complete analysis of the state of carotides is crucial to evaluate and prescribe the treatment for ictus patients. Developed under a joint project with vascular surgeons and neuro-radiologists a vascular 18-channel to characterized carotid-wall high resolution will be presented.

Biopsy is a prerequisite to evaluate skin tumors as melanoma before surgery. Although skin-ecography has been included as a new modality to evaluate skin, MRI and IV-contrast MRI can offer new insights to plan the therapeutic route. A disposable 7-channel skin coil and signal to noise ratio maps will be shown.

73

## Diagnóstico por imagen de patologías oculares

Corresponding Author(s):

14

## Dose variability with breast tissue assignation for the INTRABEAM device

Paula Ibáñez<sup>1</sup> ; Nuria Pérez<sup>1</sup> ; Pauline Hinault<sup>1</sup> ; Amaia Villa-Abaunza<sup>1</sup> ; José Manuel Udías<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Grupo de Física Nuclear, Dpto Estructura de la Materia, Física Térmica y Electrónica, Universidad Complutense de Madrid*

Corresponding Author(s): pbibanez@ucm.es

Low-energy X-rays intraoperative radiation therapy is often employed for partial breast irradiation after conserving surgery [1]. Breast is composed of glandular and adipose tissues, which are poorly disentangled by means of the CT number, because they have overlapping ranges. However, the variation on chemical compositions of these different tissue types introduces significant differences in the dose received by low-energy photons, due to the dominance of photoelectric effect, highly sensitive to the composition of the tissue at these energies [2]. Given the difficulty of extracting accurate soft tissue composition from CT data, the aim of this work was to study the effect on the estimations of dose deposited in breast with the INTRABEAM device with different soft tissue assignation models.

### Material/Methods

Three tissue assignation models were designed and compared to an accurately segmented tissue model following TG-186 recommendations [3] and obtained with the CT stoichiometric calibration model described in [4]. The first model was water-based, following the TG-43 approach [5], with CT-derived electronic densities. The other two models were generated with a majority of breast assigned as adipose tissue or as glandular tissue and densities derived from the CT number. These models have been applied to CT from several patients. Dose was calculated for a 3 cm spherical INTRABEAM applicator with the Monte Carlo (MC) code penEasy [6,7].

### Results

Different degrees of variability among models were obtained, with dose differences from about 10% in case of the adipose model up to 45% in the water-based model, with respect to the more accurate soft tissue assignations. In Figure 1 it can be seen a comparison of transverse dose profiles measured in a breast CT with the different tissue assignation models.

### Conclusions

Dose planning in water, that is, using water stoichiometry and assigning density from CT numbers to all soft tissues, has been proved inaccurate for breast treatment planning with the INTRABEAM device, as it overestimates the prescribed dose within the planning treatment volume (PTV), and thus treatment plans would yield a dose up to 40% lower than intended. If correct soft tissue assignations

in the breast cannot be safely done, adipose tissue should be chosen as main tissue composition of the PTV to avoid under-prescription of dose. Instead, this would overprescribe the intended dose, but only in a few percent.

[1] Vaidya J et al 2002 EJSO 28 447-54

[2] White S et al 2014 Med Phys 41 (6) 061701

[3] Beaulieu L et al 2012 Med Phys 39 6208-36

[4] Schneider W et al 2000 PMB 45 459-78

[5] Rivard M J et al 2004 Med Phys 31 633-74

[6] Sempau J et al 2011 Med. Phys. 38(11), 5887

[7] Ibáñez P 2017 Implementation and Validation of Ultra-Fast Dosimetric tools for IORT, PhD Thesis

40

## Dosimetría Acuros vs. AAA

Daniel Martínez Rodríguez<sup>1</sup> ; David Miguel Pérez<sup>1</sup> ; Víctor De La Llana Granja<sup>1</sup> ; Ángel Del Castillo Belmonte<sup>1</sup> ; Delfín Alonso Hernández<sup>1</sup> ; Jesús María De Frutos Baraja<sup>1</sup> ; Manuel Agulla Otero<sup>1</sup> ; Carlos Andrés Rodríguez<sup>1</sup> ; Ricardo Torres Cabrera<sup>1</sup> ; María Ruiz Aznar<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hospital Clínico Universitario de Valladolid

**Corresponding Author(s):** damartinez43@gmail.com

### Objetivo

El objetivo de este trabajo es comparar los algoritmos de cálculo Acuros y Algoritmo Analítico Anisótropo (AAA), haciendo énfasis en las diferencias que se producen en los cambios de tejido.

### Material y métodos.

Se han calculado con ambos algoritmos 20 planes de tratamiento de patología de cabeza y cuello. El análisis se centró en las heterogeneidades que se producen en los cambios de tejido (y de densidad de éste) en la cavidad oral y en los pulmones. El programa de cálculo utilizado ha sido el sistema de planificación de tratamientos (RTP) Eclipse de Varian Medical Systems, versión 13.7. El tamaño de rejilla utilizado fue de 0,25cm.

Las matrices de dosis fueron exportadas desde el RTP y comparadas con el criterio gamma 3d con diferentes parámetros de dosis y distancia utilizando el software Verisoft versión 5.1 de PTW.

En cada plan de tratamiento se realizó la comparación gamma 3D en dos planos (uno en cabeza y otro en pulmón). Se excluyeron de este análisis los puntos con valores de dosis inferiores al 20% del máximo. También se compararon gamma(3/1) y gamma(1/3) en estos planos para comprobar la dependencia en la dosis y en la distancia.

### Resultados

En el 80% de los casos gamma(2/2) entre ambas distribuciones de dosis fue superior al 95%. Gamma(3/3) fue superior al 95% para todos los casos que se analizaron de cabeza.

En el caso del pulmón, en el 90% de los casos gamma(2/2) entre ambas distribuciones de dosis tuvo un valor superior a 95%. Gamma(3/3) fue superior al 95% para todos los casos que fueron analizados.

Los promedios de gamma(3/1) Vs. gamma(1/3) fueron 97.60% Vs. 92.05% para los planos utilizados en cabeza y 97.75% Vs. 91.30% para los planos analizados de pulmón.

Resultados en cabeza para gamma 3d:

Media: (5/3): 99,46; (3/3): 99,02; (2/2): 96,70; (1/1): 75,69; (3/1): 97,60; (1/3): 92,05  
 Mediana: (5/3): 99,70; (3/3): 99,40; (2/2): 97,75; (1/1): 77,65; (3/1): 98,40; (1/3): 92,65  
 Desv. Típica: (5/3): 0,56; (3/3): 0,93; (2/2): 3,21; (1/1): 9,16; (3/1): 2,45; (1/3)

Resultados en pulmón:

Media: (5/3): 99,72; (3/3): 99,32; (2/2): 96,72; (1/1): 75,54; (3/1): 97,75; (1/3): 91,30  
 Mediana: (5/3): 99,85; (3/3): 99,45; (2/2): 97,90; (1/1): 76,60; (3/1): 98,30; (1/3): 93,60  
 Desv. Típica: (5/3): 0,24; (3/3): 0,82; (2/2): 3,64; (1/1): 12,73; (3/1): 1,83; (1/3): 9,16

### Conclusiones

La diferencia de dosis es mucho más dependiente de la distancia de los puntos en el criterio gamma que de la diferencia de dosis. Las principales disparidades se obtuvieron en la piel, resultando la dosis calculada con el algoritmo Acuros mayor que el valor de dosis calculado con el algoritmo AAA. Las mayores dosis máximas calculadas fueron superiores con el algoritmo AAA que con Acuros. En el pulmón no se encontró una diferencia de dosis significativa.

38

## Dosis al paciente en una sala de radiología intervencionista

Daniel Martínez Rodríguez<sup>1</sup>; Víctor De La llana Granja<sup>1</sup>; Manuel Agulla Otero<sup>1</sup>; Carlos Andrés Rodríguez<sup>1</sup>; Ricardo Torres Cabrera<sup>1</sup>; David Miguel Pérez<sup>1</sup>; Ángel Del Castillo Belmonte<sup>1</sup>; Delfín Alonso Hernández<sup>1</sup>; Jesús María De Frutos Baraja<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hospital Clínico Universitario de Valladolid

**Corresponding Author(s):** damartinez43@gmail.com

**Objetivo:** Se desea evaluar las dosis de radiación que reciben los pacientes sometidos a procedimientos intervencionistas guiados por rayos X mediante la información extraída del informe estructurado de dosis de radiación (RDSR, por sus siglas en inglés) que genera el equipo al finalizar cada exploración radiológica.

**Material y Método:** La sala de radiología intervencionista cuenta con un equipo de rayos X Philips Allura Xper FD20, dotada de un arco quirúrgico y un panel plano digital. El sistema fue configurado para poder generar y enviar el RDSR junto a las imágenes adquiridas en cada estudio. Durante seis meses de uso se analizaron un total de 170 intervenciones que requirieron el uso de rayos X según los siguientes parámetros dosimétricos extraídos del RDSR: dosis en el punto de referencia intervencionista (DPERP, por sus siglas en inglés), producto dosis-área (PKA, por sus siglas en inglés) y tiempo de irradiación. Se obtuvieron los valores promedio, la mediana y el máximo de cada serie de datos. Asimismo, los resultados se analizaron de acuerdo al modo de irradiación (fluoroscopia o adquisición).

**Resultados y discusión:** Los resultados mostraron una gran variación en los valores de exposición al paciente, debido principalmente a la gran variedad de procedimientos llevados a cabo. El promedio de DPERP alcanzó los 0.53 Gy y el PKA promedio fue de 108.0 Gy $\cdot$ cm<sup>2</sup>, con valores máximos de 4.7 Gy y 970.9 Gy $\cdot$ cm<sup>2</sup>, respectivamente. En lo que se refiere al tiempo de irradiación, en promedio, cada intervención duró 08:41 minutos, con un valor máximo de 1:26:19 horas. En promedio, el modo fluoroscópico representó el 91% del tiempo de irradiación, mientras que el modo de adquisición representó solo el 9%. No obstante, el modo de adquisición contribuyó de una manera significativamente mayor a la dosis al paciente, pues representó el 70% tanto del DPERP como del PKA, mientras que la fluoroscopia solo lo hizo en un 30%.

**Conclusiones:** Se han evaluado las dosis de radiación recibidas por los pacientes en una sala de radiología intervencionista. La heterogeneidad de las intervenciones que se realizan conduce a una gran variabilidad en los resultados dosimétricos obtenidos. En promedio, más de dos tercios de la dosis al paciente se debió al modo de adquisición, a pesar de que representa solamente el 9% del tiempo de irradiación total. Algunas intervenciones suponen largos tiempos de irradiación y dosis en el punto de referencia intervencionista elevadas, por lo que se debe tener cuidado para evitar la posibilidad de efectos deterministas en la piel del paciente.

**Agradecimientos:** Al equipo de profesionales del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid.

39

## Dosis efectiva en función de la edad del paciente en tomografía computarizada

Daniel Martínez Rodríguez<sup>1</sup> ; Víctor De La Llana Granja<sup>1</sup> ; Manuel Agulla Otero<sup>1</sup> ; Carlos Andrés Rodríguez<sup>1</sup> ; David Miguel Pérez<sup>1</sup> ; Delfín Alonso Hernández<sup>1</sup> ; Ricardo Torres Cabrera<sup>1</sup> ; Ángel Del Castillo Belmonte<sup>1</sup> ; Jesús María De Frutos Baraja<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hospital Clínico Universitario de Valladolid

**Corresponding Author(s):** damartinez43@gmail.com

**Objetivo:** Se desea evaluar la dosis efectiva (DE) acumulada por los pacientes sometidos a exploraciones de tomografía computarizada (TC) y analizar su distribución en función de su edad.

**Material y Método:** Los equipos analizados han sido dos TC multicorte, Siemens Somatom Sensation 64 y Siemens Somatom Emotion 16. Ambos equipos fueron configurados para que generasen y enviaran el informe estructurado de dosis de radiación (RDSR, por sus siglas en inglés) junto a las series de imagen adquiridas. Durante dieciocho meses de uso se analizaron un total de 17440 exámenes realizados en ambos equipos, correspondientes a 13256 pacientes. El RDSR de cada examen se recuperó utilizando el programa Care Analytics, una herramienta proporcionada por Siemens que recopila el informe de dosis de los procedimientos y muestra los principales parámetros de radiación asociados, como el índice de dosis en TC volumétrico (CTDIvol) o el producto dosis-longitud (DLP). Todos los datos se transfirieron a una hoja de cálculo para llevar a cabo el análisis estadístico. La DE a los pacientes se calculó a partir de los valores de DLP teniendo en cuenta los factores-k derivados de los factores de ponderación tisular propuestos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Se obtuvieron varios indicadores globales, como la DE por edad del paciente y el número total de exámenes por paciente.

**Resultados y discusión:** Los resultados muestran una gran variación en la exposición al paciente, debido principalmente a la amplia variedad de exámenes de TC y regiones anatómicas escaneadas. En promedio, los pacientes menores de 15 años recibieron una DE acumulada menor de 3.0 mSv y, en general, los pacientes de mayor edad recibieron dosis más altas. La DE máxima acumulada fue de 214.8 mSv en un paciente individual de 53 años que recibió un total de 7 exploraciones durante el periodo de estudio. No obstante, el número máximo de exámenes de TC en un mismo paciente fue de 8.

**Conclusiones:** Se han evaluado las dosis a los pacientes en términos de dosis efectiva en dos dispositivos de TC multicorte, donde se ha visto que las dosis acumuladas más altas generalmente son aquellas en adultos y pacientes mayores. Es posible que se lleven a cabo muchos exámenes a un paciente individual en un período de tiempo relativamente corto, por lo que se debe tener cuidado para evitar una cantidad considerable de dosis de radiación en cada uno de estos pacientes. Por ello, la justificación de los exámenes de TC debe mejorarse para reducir la exposición a la radiación a la población tanto como sea posible.

**Agradecimientos:** Al equipo de profesionales del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid.

75

## Dynamic PET Imaging Based on the Method of Moments

**Corresponding Author(s):** herraiz@nuclear.fis.ucm.es

8



## Dynamic PET Imaging Based on the Method of Moments

Joaquin L. Herraiz<sup>1</sup> ; Miguel Angel Morcillo<sup>2</sup> ; Jose Manuel Udias<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *University Complutense of Madrid*

<sup>2</sup> *CIEMAT*

<sup>3</sup> *Universidad Complutense de Madrid*

**Corresponding Author(s):** herraiz@nuclear.fis.ucm.es

Dynamic PET studies provide useful information of the evolution of the biodistribution of selected tracers in the body. Standard dynamic PET analysis is performed dividing the acquired data into several time frames which are reconstructed independently. The relevant parameters of a region-of-interest (ROI) are obtained fitting the activity concentration in each frame to a specific function. Nevertheless, this approach requires many image reconstructions, and the use of short frames usually produces noisy images and with significant positive bias. In this work, we propose to adapt the method of moments (MoM), already in use in other fields such as fluorescence decay studies, to address these problems. In the proposed method, instead of dividing the acquired data into frames, each event of the list-mode data is weighted based on the time  $t$  they were detected and stored in sinograms. These sinograms can be reconstructed normally, and the dynamic parameters of interest are derived from the resulting images using algebraic relations, which depend on the specific dynamic model and the weights used. The method was evaluated with data from several preclinical and clinical scanners with different dynamical acquisitions. We first applied it to a decaying <sup>13</sup>N phantom acquired with the Biograph TP scanner, obtaining the expected decay factor ( $t_{1/2}=9.96\text{min}$ ) with just two reconstructed images (the zero and first-order moment of the acquired data). We also used it to perform a PatLak analysis in the myocardium region of a mouse injected with <sup>18</sup>F-FDG and acquired with the Argus PET/CT scanner. We obtained a similar result ( $K_i=0.093\text{ min}^{-1}$ ) to the one obtained with the standard PatLak plot analysis ( $K_i=0.091\text{ min}^{-1}$ ). The method is being tested with more complex dynamic models with simulated data (dPETSTEP) and animal data. In summary, the MoM applied to dynamic PET has the potential to be a very effective way to reduce the computational cost and bias in many different studies.

11

## EVOLUCIÓN Y EXPERIENCIA EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DE CÁNCER DE MAMA EN EL COMPLEJO HOSPITALARIO UNIVERSITARIO INSULAR-MATENO INFANTIL

**Author(s):** Juan José García-Granados Alayón<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Neith Ortega Pérez<sup>2</sup> ; Víctor Vega Benitez<sup>1</sup> ; Antonio Ojeda López<sup>2</sup> ; Pedro Pérez Correa<sup>2</sup> ; María Isabel Reyes<sup>2</sup> ; Purificación Jiménez<sup>2</sup> ; Manuel Cazorla<sup>2</sup> ; Beatriz Pinar<sup>2</sup> ; Nieves Ibarria<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Servicio Canario de la Salud*

<sup>2</sup> *SCS*

**Corresponding Author(s):** juangranadosa@gmail.com

TÍTULO: EVOLUCIÓN Y EXPERIENCIA EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DE CÁNCER DE MAMA EN EL COMPLEJO HOSPITALARIO UNIVERSITARIO INSULAR-MATENO INFANTIL  
GARCIA-GRANADOS, JJ; ORTEGA, N; VEGA, V; OJEDA, A.; PÉREZ, P.; REYES, MI; JIMÉNEZ, P; CAZORLA, M; PINAR, B; IBARRIA, N

INTRODUCCIÓN:

Desde el año 2015 y con motivo de dar una mayor cobertura sanitaria a los pacientes del Servicio Canario de la Salud afectos de Carcinoma de Mama se consideró importante emplear el equipamiento de radioterapia denominado "intraoperatoria" adquirido por el SCS para el Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín (HUGCDN) en otros Hospitales. Así pues, se ha diseñado como estrategia sanitaria, al tratarse de un equipo portátil, utilizarlo en el Complejo Hospitalario Universitario Insular-Materno Infantil (CHUIMI). Esta actuación que fue innovadora permitía la optimización de

la inversión realizada, al emplear el equipo en más de un hospital.

Tras tres años de empleo de la técnica de la radioterapia intraoperatoria en CA de mama, ha permitido el desarrollo de una gran experiencia basada en los aproximadamente 200 pacientes tratados en la que ha sido necesario un número muy similar de traslado del equipamiento entre los hospitales, debiendo destacar que nunca se ha tenido incidentes por accidentes o desajuste del equipamiento.

En estos tres años, se han realizado diferentes publicaciones en Congresos Nacionales de Cirugía de la Mama, y en el de Oncología Radioterápica. Así como, la concesión y publicación de una patente en el ámbito de las Ciencias Médicas, en la sección de radioterapia.

#### ELEMENTOS DE LA IORT EN LA INSTALACIÓN

El uso del equipo emisor de radiaciones conocido como "Intrabeam" de la empresa Carl Zeiss, ubicado y autorizado en la instalación radiactiva, es un equipo emisor de rayos X de 50 keV, que requiere para su instalación y funcionamiento de un soporte en quirófano (brazo articulado) que sustenta el emisor de Rayos X, y de una consola de control de la radiación.

Así pues, la parte emisora de radiación o cabezal puede ser desmontado del soporte y trasladado de ubicación fácilmente, siendo así considerado como un equipo portátil, de tan solo unos kilos de peso. Por otro lado, la consola de control requiere de un carro trasladable con pantalla de presentación de la información y programa de control del tratamiento.

Conectándose equipo emisor y consola de control mediante un cableado eléctrico, que permite la actuación a una distancia de seguridad.

Así mismo, en este carro se ubica el equipamiento dosimétrico para la cuantificación de la calibración de la dosis de tratamiento.

Al ser un equipamiento de características técnicas reducidas y ligeras, sólo requiere de unos pocos elementos añadidos para poder ser empleado en el quirófano, pues sólo se requerirá disponer igualmente de un brazo articulado, de un carro para soporte de la consola de control, y del cableado para su conexión.

Así, al encontrarse preparado el quirófano con el soporte del cabezal y el carro sólo precisa trasladar entre instalaciones: el cabezal acelerador de Rayos X, los aplicadores esterilizados, la consola de control de dosis, los cables de conexión, y el equipamiento dosimétrico de medida y control de calidad.

Habiéndose diseñado un procedimiento de manipulación y seguridad que evite la avería o deterio

El uso del equipo de IORT durante la intervención quirúrgica emitirá radiaciones ionizantes de baja energía (50 keV) requerirá de una planificación del trabajo a nivel de protección radiológica que evite la irradiación del personal, por pequeña que pueda ser.

Por lo que se desarrolló mediante un proyecto técnico de protección radiológica la caracterización del Quirófano donde se desarrolla la técnica IORT.

En el citado proyecto, se evaluó las características constructivas del quirófano como el plomado, la carga de trabajo, y las medidas de protección tanto estructurales como administrativas necesarias para realizar la actividad en condiciones de seguridad.

#### LA DOSIS DE TRATAMIENTO.

El uso de esta técnica requiere de impartir 20 Gy en superficie del volumen extirpado al paciente durante la intervención quirúrgica. Debido a que el equipo emite una tasa constante de dosis en la punta emisora de radiación, la dosis en cualquier punto externo dependerá del aplicador empleado, y este estará en función del volumen de vaciamiento tumoral. Por lo que finalmente hay una tasa de dosis dependiente de la calibración diaria del equipo, así como del aplicador empleado.

Al ser un equipo electrónico, tipo acelerador lineal, no existirán residuos radiactivos, y debido a la baja energía tampoco existirá activación de material, ni funcionamientos indeseados si permanece desconectado de la red eléctrica.

#### SEGURIDADES EN LA APLICACIÓN DEL TRATAMIENTO

El equipo "Intrabeam" tiene como característica principal la emisión de rayos x, generados a partir de un dispositivo electrónico (acelerador de electrones de baja energía 50keV,) emitiendo un haz fino y centrado de electrones, que son acelerados mediante cavidades resonantes de frecuencias del orden de microondas, y que son colisionados en un objetivo donde se produce la radiación x, por frenado, emitiéndose un campo de radiación x homogéneo e isotrópico alrededor del cabezal, de una energía no superior a 50 KeV.

Al ser un dispositivo emisor de radiación baja energía, tiene un alto LET, y por tanto una at

☒ Como el tiempo de emisión de radiaciones viene establecido por el tratamiento, y no es modificable, sólo puede optimizarse desde el punto de vista del empleo del aplicador más adecuado, ya que de

este dependerá la tasa de dosis.

☒ El Blindaje del quirófano permite mantenerse protegido tras la pared y puerta de acceso al quirófano, en la zona de preparación.

A todas estas medidas se les añade las seguridades que por mecanismos “Interlock” dispone el equipo, como son:

☒ Interlock para evitar la emisión accidental de la radiación.

☒ Boqueo óptico de colocación correcta del equipo emisor.

☒ Software de autorización de tratamiento, con autorizaciones redundantes, de Radiofísico y el oncólogo radioterápico.

☒ Indicadores luminosos y acústicos, que informan del funcionamiento del equipo.

☒ Monitorización continua de la dosis de radiación, y control de posibles desviaciones.

#### INFORME DE TRATAMIENTO Y DIARIO DE OPERACIONES

El equipo dispone de un programa de la empresa Carl Zeiss, diseñado bajo Windows, para su correcto funcionamiento, y tratamiento del paciente, que requiere de realizar las pruebas de seguridad física y de autorización, introducción de datos del paciente, y datos del tratamiento, por lo que al finalizar emite un informe final con todos estos datos, tanto de calibración como de planificación y dosificación como garantía del tratamiento realizado, y anotación en la historia clínica del paciente. En donde se incluye datos del Radiofísico responsable, como del facultativo supervisor autorizado, garantizando las de seguridad y responsabilidad.

Al mismo tiempo, el equipo dispone de un Diario de Operaciones en la que se anota funcionamiento e incidencias relevantes de tratamiento realizado. Este Diario de Operaciones se cumplimenta de cara al control que del mismo realiza el Consejo de Seguridad Nuclear.

#### EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LA ACTIVIDAD IORT EN EL CHUIMI

La actividad de la Radioterapia Intraoperatoria que se bien se inició en el CHUMI en el año 2015, realizándose las operaciones de una forma gradual, permitió ganar la experiencia suficiente que motivó un incremento importante de tratamientos en el año 2016, y una menor evolución en el 2017 debido a las limitaciones de días de quirófano. No poder seguir aumentando el número de tratamiento es debido a la disponibilidad del equipo de tratamiento, ya que es compartido con el Hospital Dr. Negrín, pero también se debe tener presente que afecta el número de averías, y el tiempo que se tarda en solucionarlas ya que el Servicio Técnico depende del suministro de piezas de la sede en Alemania.

Por lo que se ha desarrollado un convenio para resolver los tiempos de parada, por Avería, con la empresa fabricante “Carl-Zeiss”, que desde Junio de 2017 ha dispuesto en el almacén del Hospital de un cabezal acelerador de repuesto para una poder realizar una inmediata sustitución.

#### COORDINACIÓN ENTRE LOS DISTINTOS SERVICIOS

Se han organizado procedimientos de coordinación con un conjunto importante de los Servicios implicados con cada paciente tratado pues requiere de coordinación entre Cirugía General y Digestiva, Ginecología, Oncología Radioterápica, Anestesia, Medicina Nuclear, Física Médica y Protección Radiológica, Anatomía Patológica, Radiodiagnóstico, Electromedicina, Mantenimiento y Coordinación Quirúrgica. Se realiza semanalmente, la presentación de los casos candidatos a la aplicación del In-trabeam en la comisión de tumores mama, que posteriormente traslada a la coordinación Quirúrgica, para la planificación de los traslados, calibración, y disponibilidad de quirófanos y del personal de los servicios hospitalarios implicados.

#### DESARROLLO DE PROCEDIMIENTOS Y SISTEMAS DE VERIFICACIÓN

Siendo una actividad que requiere de precisión y meticulosidad en el montaje y comprobación de cada uno de los aspectos funcionales del equipo, tanto del emisor como del sistema de planificación y tratamiento.

Para lo que se ha desarrollado distintas lista de comprobación obligatoria, que evite olvidos o situaciones no conformes.

Hoja de control de calidad traslado Hoja de Control de Dosimetría y tratamiento

Hoja de control de radiación ambiental Hoja de Check List Quirúrgico

#### DESARROLLO DE PROGRAMAS DE ANÁLISIS Y REGISTRO DE TRATAMIENTOS

Como los tratamientos realizados requieren de numerosos trabajos pues la planificación se realiza conforme a las indicaciones del Radioterapeuta quien previamente dispone de una dosimetría previa,

que aporta información del aplicador que le permitirá planificar la intervención y el tratamiento con el tamaño de aplicador más adecuado.

Da lugar a un conjunto de datos tanto anatómicos, dosimétricos, y propios de la actividad quirúrgica, que pueden ser analizados si se realizan un adecuado registro y seguimiento. Por este motivo se mantiene y actualiza una programación de la base de datos recogida que permite hacer las siguientes conclusiones cada año:

1. Número de pacientes realizados:

Se han programado para esta técnica RIO 71 pacientes durante el año 2017, de los cuales 63 pacientes (89%), han tenido tratamiento considerándose exitosa la aplicación de la radioterapia durante el acto quirúrgico. Por consiguiente 8 pacientes, el 11% del total, fueron descartados durante el acto quirúrgico aplicarles la Radioterapia Intraoperatoria debido principalmente a que el volumen de tratamiento era incompatible con aplicar una dosis homogénea en los márgenes quirúrgicos.

Número de tratamientos RIO programados 2017

Tratamientos Exitosos 63 89%

Tratamientos Fallidos 8 11%

Total Tratamientos programados 71 100%

1. Análisis de la actividad de programación de los Servicios Médicos implicados en 2017

En el Complejo Hospitalario se realiza la programación de la cirugía de mama tanto por el Servicio de Cirugía General y Digestiva como por el Servicio de Ginecología y Obstetricia, coordinadamente con el resto de Servicios implicados en el Comité de Cáncer de Mama.

2. ANÁLISIS DE EVOLUCIÓN MENSUAL DE LA ACTIVIDAD ASISTENCIAL RIO EN EL CHUIMI

Con la finalidad de establecer recursos interesa analizar los pacientes programados para la RIO conforme los criterios de inclusión del Comité de CA de Mama. Del análisis de los datos se observa que 75% de los meses de año tiene una programación estabilizada en 5 o 6 pacientes. Un 15% de los meses se supera en 200% el valor anterior, realizando 11 o 12 pacientes. Y en 10% del total del año se produce avería que ocasiona la paralización de la actividad.

Mes 2017 Porcentaje

Enero 5 8%

Febrero 0 0%

Marzo 11 17%

Abril 6 10%

Mayo 6 10%

Junio 2 3%

Julio 5 8%

Agosto 3 5%

Septiembre 11 17%

Octubre 4 6%

Noviembre 6 10%

Diciembre 4 6%

Total Anual 63

Lo que implica que durante los meses con actividad asistencial, el promedio resulta un valor de 6 tratamientos al mes. Programados con una antelación de 3 a 7 días hábiles.

Que debe hacerse un control de incidencias, averías y motivos de diferencias en número de pacientes programados en cada mes.

ANÁLISIS DE LOS DATOS DE LA EDAD DE LAS PACIENTES TRATADAS DURANTE EL 2017

Si bien los criterios de inclusión establecen la referencia, el gráfico que muestra el intervalo de variación es el siguiente:

Donde se observa que todo el conjunto de datos se encuentra incluido en la horquilla entre 49 y 76 años, siendo la edad promedio del conjunto de las pacientes en 61 años. Donde la más joven ha sido con 36 años, y la mayor con 87 años.

Los pacientes con más edad también condicionan el tipo de tejido mamario, y por tanto condiciones de la técnica quirúrgica.

ANÁLISIS LATERALIDAD DEL TRATAMIENTO

El análisis de la lateralidad requeriría un amplio análisis de tratamiento por sí mismo, este análisis anual permite identificar entre otras cosas la ubicación, y la complejidad del acceso, ya que al tener una ubicación fija del equipo por el lateral izquierdo de la paciente los accesos por el lateral derecho suponen un estiramiento del equipo, que podría resultar más incómodo:

Lateralidad 2017

Mama Derecha 38 60%

Mama Izquierda 25 40%

Total: 63

Lo primero que se observa es que prácticamente está compensadas ambas lateralizaciones, pero durante el año 2017 ha tenido una mayor predominancia la mama derecha.

#### ANÁLISIS DEL CUADRANTE DEL TRATAMIENTO

Habiéndose tomado como dato de análisis la ubicación de la pieza desde un punto de vista anatómico, según la información obtenida de la imagen del TAC diagnóstico realizado previo a la cirugía y con objeto de planificación, se ha obtenido el siguiente gráfico.

Destacándose en una proporción que resulta ser prácticamente igual a la suma del resto de ubicaciones, el cuadrante superior externo derecho.

#### TAMAÑO DEL VOLUMEN DE TRATAMIENTO.

El tamaño de la pieza dependerá del tamaño de la lesión, pero también de la capacidad para poder ubicarla espacialmente en el acto quirúrgico, así como de la exactitud para poder retirar un tejido con los márgenes quirúrgicos establecidos.

#### TAMAÑO DE LA LESIÓN

El tamaño de la lesión se cuantifica previamente a la intervención quirúrgica a nivel macroscópico mediante la imagen radiográfica, que posteriormente es enviada la pieza a anatomía patológica para su informe. Desde el punto de vista macroscópico el tamaño de las lesiones tratadas ha sido:

Donde se observa que la mayoría de los pacientes está comprendida entre 1 y 2 cm, donde la más grande ha sido de 3,40 cm, y la más pequeña de 0,5 cm.

#### DIÁMETRO DEL VOLUMEN DE TRATAMIENTO PLANIFICADO

El volumen de tratamiento planificado consiste en incrementar al tamaño de la lesión, el margen de seguridad para la enfermedad subclínica relativa a incrementar 1 cm del borde más alejado la lesión visible. Por ejemplo, convirtiéndose una lesión de 1,5 cm en un volumen cuyo diámetro planificado para el tratamiento es de 3,5 cm, que corresponde a 179,6 cm<sup>3</sup>.

Observándose que la mayoría de los tratamientos tendría una planificación del volumen de tratamiento entre 3 y 4 cm, con un valor promedio de 3,5 cm. Lo que implicaría un volumen corresponde a 179,6 cm<sup>3</sup>.

#### DIÁMETRO DEL VOLUMEN DE TRATAMIENTO

Así pues, la lesión una vez enviada a Anatomía Patológica y asegurado que los márgenes quirúrgicos están libres de células tumorales, se revisa el tamaño real del volumen que mejor se ajusta al volumen retirado, y se obtiene el diámetro del volumen real de tratamiento, que puede coincidir o no con el planificado.

Aplicadores Código N usos % Uso

1,5 A61009 0 0,0%

2 B62011 0 0,0%

2,5 C63050 2 3,2%

3 D64126 5 7,9%

3,5 E65133 18 28,6%

4 F66168 21 33,3%

4,5 G67226 16 25,4%

5 H68133 1 1,6%

Total 63

Quedando reflejado que el diámetro de 4 cm fue el volumen de tratamiento más aplicado, pero observándose una dispersión entre los valores de tratamiento y planificado que han dado lugar a un estudio más exhaustivo.

#### PROFUNDIDAD DE LA LESIÓN TRATADA CON IORT

A la hora de realizar la planificación quirúrgica, se debe contar con la ubicación espacial, por lo que debemos definir tanto la posición en un plano frontal craneocaudal x,y – Laterolateral, como la profundidad definida en el plano sagital como z, en un plano Dorsoventral

En donde se obtiene una profundidad de la lesión mayoritariamente entre 1,5 cm y 3,5 cm, siendo su MARGEN DE SEGURIDAD DEL TRATAMIENTO.

Los tratamientos de radioterapia intraoperatoria persiguen una finalidad de tratamiento de dosis única, aun cuando en ocasiones por motivos de la aparición de nódulos ganglionares o complicaciones diagnósticas en el propio acto quirúrgico puede establecerse que sólo sea un tratamiento complementario de radioterapia externa. Sin entrar en este tema de criterios, se debe tener en cuenta que la dosis aplicada no sólo se suministra al borde quirúrgico, sino que puede tomarse como referencia dosimétrica que desde el borde quirúrgico al punto de profundidad donde se libera el 50% de la dosis prescrita está a una profundidad de 5 mm del borde, y a 14 mm podría considerarse que no hay dosis terapéutica pues sólo se alcanzaría el 20%

Haciendo un análisis de los volúmenes de tratamiento empleando conceptos de radioterapia podemos distinguir:

Referenciado así los resultados de una lesión promedio de GTV=1,40 cm, resulta un Volumen Planificado promedio PTV=3,5 cm. y un Volumen tratado que puede diferir pues se ha de ajustar finalmente, tras la mejor decisión del volumen que se ajusta al volumen quirúrgico que por lo general es siempre mayor al volumen planificado.

Que al mismo tiempo permite realizar un estudio comparativo para conocer si el volumen de tratamiento, tras el volumen quirúrgico se ajustaba al volumen planificado previamente como PTV.

Para ello se tomaron como referencias los datos para cada paciente de GTV, PTV, y se comparó con el Diámetro del Volumen de tratamiento, identificando a cada cirujano que interviene en la técnica.

1.- Se concluye que del conjunto de datos obtenidos se debe analizar empleando un gráfico apilado normalizado, el volumen de tratamiento en su mayoría resultó mayor que el planificado 60% de los casos, y para todos los cirujanos. Por lo que, desde el punto de vista de la planificación del tratamiento radioterápico, se evitan errores de tratamiento que puedan generar futuras recidivas.

2.- Que el 86% de los pacientes del TARGIT-A presentan una mama grasa, siendo con 30% la tumorectomía con biopsia de ganglio centinela la técnica quirúrgica más empleada.

3.- Que del análisis realizado en el año 2017, 40% de los casos la lesión se localizó en el cuadrante supero externo de la mama derecha con una profundidad entre 1,5 y 3,5 cm.

4.- Que el 73% de los pacientes presentaron márgenes libres en anatomía patológica definitiva, no obstante el 33% recibió radioterapia externa adyuvante.

5.- Que realizar el ajuste final del volumen quirúrgico al aplicador mediante técnica de bolsa de tabaco permite asegurar un tratamiento homogéneo de los bordes quirúrgicos, pudiendo justificar también el incremento en el volumen final, en 0,5 cm con el volumen planificado

Bibliografía:

- 1.- Fernández-Carrión, MJ et Al; Radioterapia intraoperatoria con Intrabeam: experiencia inicial en nuestro centro; Rev. Senol Patol Mamar. 2016;29 (4): 163-169
- 2.- Tejera Hernández, A. et Al; ESTUDIO DE LOS RESULTADOS INICIALES EN LA APLICACIÓN DE LA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA EN PACIENTES INTERVENIDAS POR CANCER DE MAMA: 2017 Poster publicado en la RNC 18 a 20 Octubre 2017.

## Effect of Incomplete Acquisitions on the Image of High Resolution Preclinical Scanners

Corresponding Author(s): pgalve@nuclear.fis.ucm.es

16

## Effect of Incomplete Acquisitions on the Image of High Resolution Preclinical Scanners

Pablo Galve Lahoz<sup>1</sup> ; Joaquin L. Herraiz<sup>2</sup> ; Alejandro López Montes<sup>3</sup> ; Cesar Gutierrez Fernandez<sup>4</sup> ; Jose Udias<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Universidad Complutense de Madrid*

<sup>2</sup> *University Complutense of Madrid*

<sup>3</sup> *Grupo de Física Nuclear , Facultad de Ciencias Físicas , C.E.I. Moncloa , E.28040 , Madrid , Spain*

<sup>4</sup> *SEDECAL Preclinical division, Madrid, Spain*

**Corresponding Author(s):** pgalve@nuclear.fis.ucm.es

Positron Emission Tomography (PET) scanners are commonly made of many detector blocks that sample the field-of-view (FOV) with millions of lines-of-response (LOR). Sometimes some of the detector blocks may fail, or they could be intentionally removed to provide easier access to the animal or patient (fig. 1). In these situations, images obtained with basic reconstruction methods, like Filtered Back Projection (FBP) which assumes a complete sampling, will contain important artifacts. On the other hand, iterative methods such as the Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM) are more flexible and the impact of some missing detector blocks on the image quality obtained with them will be low. We have extensively studied with phantoms in the Super Argus six-ring preclinical PET/CT scanner, the impact on the image quality of eliminating randomly up to half of its 144 detector blocks (fig. 2), or removing a whole section of the scanner, i.e. a pair of contiguous detectors in all the rings (fig. 1). Results based on the NEMA NU 4–2018 protocol show no significant negative image impact using the MLEM method when less than 10 randomly detector blocks are removed (7% of the detectors for this scanner, fig. 2 and 3). On average, only a 3% reduction in the recovery coefficient (RC) for the 1 mm rod and 1.6% noise increase was obtained. On the other hand, the removal of a section of the scanner does not significantly affect the image quality (less than 1% loss in RC for the 1 mm rod and 4% noise increase, table 1), but the images may contain artifacts depending on the location of the section removed relative to the phantom (fig. 4). Some regularization methods are being considered to improve this. In conclusion, the results show the robustness of MLEM respect to the failure or removal of detector blocks. This could be used to design new PET scanner geometries that allow interacting with the patient (inject additional radiotracer, guide a catheter, etc.) while the data are being acquired, and new real-time imaging applications.

24

## Estudio de la calidad de imagen de un sistema esterotáxico por tomosíntesis de mama

Irene Bartolome<sup>1</sup> ; Maria Castillo<sup>1</sup> ; Oliver Diaz<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Universidad Complutense de Madrid*

<sup>2</sup> *Universidad de Girona*

**Corresponding Author(s):** irenbart@ucm.es

**OBJETIVO:** Las técnicas esterotáxicas tienen como finalidad la localización y extracción de muestras de tejido (biopsia) para su posterior análisis histológico de cara a determinar su malignidad. La tasa de detección de cánceres ha aumentado con la tomografía digital de mama (TM). Muchos de estos cánceres son indetectables con las técnicas convencionales de biopsia guiada por imagen. Recientemente se ha introducido un sistema esterotáxico basado en la TM que mejora la visibilidad de las lesiones y su correcta biopsia. El objetivo de este trabajo es analizar la calidad de imagen de este sistema.

**MATERIAL Y MÉTODOS:** El sistema esterotáxico analizado es el Affirm® Prone Breast Biopsy System (Hologic Inc., Massachusetts, EEUU). El tubo de rayos X del equipo tiene ánodo de tungsteno

(W) y filtros de plata (30  $\mu\text{m}$ ) y aluminio (0.7 mm). La profundidad de la lesión se determina a partir de un barrido de tomosíntesis (BT) de 30 proyecciones en un intervalo angular de 15° a partir de las cuales se reconstruyen planos de 1 mm de espesor paralelos al detector.

Los parámetros que se han medido para determinar la calidad de imagen fueron la relación contraste-ruido (RCR) para diferentes espesores de PMMA, la función de respuesta del detector (FRD), las fuentes de ruido y el espectro del ruido (NNPS) tanto en las proyecciones del BT como en las imágenes 2D de esterotaxia. La metodología seguida para todas las medidas es la descrita en el Protocolo Español de Control de Calidad de Radiodiagnóstico.

RESULTADOS:

1) Los resultados de la RCR asociada a una lámina de Al de 0.2mm de espesor y diferentes espesores de PMMA se muestran en la Tabla 1 para la imagen estéreo 2D y las proyecciones 0° y con mayor angulación ( $\pm 7,5^\circ$ ) del BT. Las tres proyecciones del BT presentan valores de la RCR prácticamente iguales y muy inferiores a los obtenidos para la imagen 2D. Este resultado es compatible con la menor exposición con la que son adquiridas las proyecciones del BT.

2) La función de respuesta del detector es lineal con respecto al kerma en la superficie de entrada tanto en las proyecciones más extremas del BT como en la imagen 2D (Tabla 2). La pendiente de la recta es muy similar en las tres proyecciones.

3) El ruido se ha caracterizado a través de la desviación estándar ( $\sigma$ ) del valor del pixel de un ROI centrado en las imágenes obtenidas para determinar la función de respuesta. El ruido cuántico predomina frente al ruido electrónico y estructural tanto en 2D como en las proyecciones del BT. La segunda fuente de ruido más importante ha sido el ruido estructural en todos los casos.

4) El espectro del ruido (NNPS) muestra un valor aproximadamente constante para todo el intervalo de frecuencias espaciales. Esto es coherente con la mayor contribución del ruido cuántico evidenciada en el apartado anterior. Comparando el NNPS en las direcciones vertical y horizontal se observa cierta anisotropía que disminuye a medida que aumenta la exposición que llega al detector en todos los casos.

52

## Evaluación de la detectabilidad de microcalcificaciones en imágenes de mamografía y sintéticas utilizando maniqués físicos

Maria Castillo<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Universidad Complutense de Madrid*

Corresponding Author(s): m.castillo.g@ucm.es

25

## Evaluación de la detectabilidad de microcalcificaciones en imágenes de mamografía y sintéticas utilizando maniqués físicos

Leire Posilio<sup>1</sup> ; Maria Castillo<sup>1</sup> ; Alejandro Rodriguez-Ruiz<sup>2</sup> ; Margarita Chevalier<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Universidad Complutense de Madrid*

<sup>2</sup> *Radboudumc*

Corresponding Author(s): leirepos@ucm.es

OBJETIVO: El propósito de este estudio es cuantificar las diferencias en la detectabilidad de microcalcificaciones entre imágenes mamográficas digitales (MG) e imágenes sintetizadas (SI) utilizando un maniquí físico. Las microcalcificaciones se encuentran inmersas dentro de un fondo estructurado.



**MATERIAL Y MÉTODOS:** Las imágenes del maniquí se obtuvieron en 4 sistemas de tomosíntesis digital de mama (TDM) de tres fabricantes distintos (Hologic, Siemens y GE). Se utilizó en todos los casos el control automático de la exposición para adquirir 5 barridos de tomosíntesis y 5 imágenes digitales del maniquí (TORMAM). Las imágenes sintéticas son generadas de forma automática a partir de los planos reconstruidos en la modalidad de TDM. El maniquí TORMAM contiene una serie de objetos de test que simulan diferentes tipos de lesiones de mama: microcalcificaciones, fibras y nódulos circunscritos que posibilitan la evaluación de su detectabilidad. Las microcalcificaciones (MCs) se encuentran contenidas tanto en la parte del maniquí con fondo uniforme como en la que tiene un fondo estructurado simulando tejido fibroglandular. La detectabilidad en este fondo presenta una mayor dificultad al ser oscurecidas por el ruido "anatómico" simulado. Las MCs están agrupadas formando 4 grupos con tamaño diferente situados en distinta regiones del maniquí.

La detectabilidad de las microcalcificaciones se evaluó mediante un experimento de 4 alternativas forzadas (4AFC). En este experimento, el observador tiene que seleccionar la imagen en la cual se encuentra la lesión entre las 4 que le son presentadas de forma aleatoria. Para llevar a cabo el experimento, se recortaron las imágenes de cada grupo de MCs así como fondos sin MCs de las imágenes MG y SI obtenidas. Participaron tres observadores expertos en la evaluación de imágenes mamográficas y un estudiante. En la evaluación se utilizó un monitor de alta resolución (5 MP monochrome display, EIZO, Inc., Irvine, CA) calibrado de acuerdo con la norma DICOM. Cada observador hizo dos evaluaciones con el fin de obtener su reproducibilidad (variabilidad intraobservador). El experimento 4AFC proporciona el número de respuestas correctas (PC) en cada evaluación.

**RESULTADOS:**

Los resultados en la figura 1a muestran el porcentaje de PC obtenido para cada sistema y evaluador. A excepción de un observador, las MCs son mejor detectadas en la imagen mamográfica convencional que en la imagen sintética en todos los sistemas analizados. También se observa que existen diferencias importantes en la capacidad de los observadores para detectar lesiones en presencia del ruido "anatómico" simulado con el maniquí.

Los grupos de MCs de igual tamaño que están insertadas en la parte con fondo uniforme del maniquí fueron detectadas en el 100% de los casos por todos los observadores. El porcentaje de PCs

64

## Evaluation and Validation of a Sensitivity Model for a Three-layer LaBr3 Compton Telescope

Corresponding Author(s): romarjor@ific.uv.es

43

## Evaluation and Validation of a Sensitivity Model for a Three-layer LaBr3 Compton Telescope

Jorge Roser<sup>1</sup>; Enrique Muñoz Albaladejo<sup>2</sup>; Luis Barrientos<sup>3</sup>; John Barrio<sup>4</sup>; Jose Bernabeu<sup>5</sup>; Marina Borja<sup>1</sup>; Ane Etxebeste<sup>2</sup>; Leticia Gabarda<sup>3</sup>; Carlos Lacasta<sup>6</sup>; Gabriela Llosa<sup>7</sup>; Ana Ros Garcia<sup>8</sup>; Josep F. Oliver<sup>9</sup>

<sup>1</sup> (Instituto de Física Corpuscular (IFIC/CSIC-UVEG))

<sup>2</sup> IFIC

<sup>3</sup> (Instituto de Física Corpuscular (IFIC/CSIC-UVEG))

<sup>4</sup> PhD student

<sup>5</sup> IFIC - Valencia

<sup>6</sup> IFIC-Valencia

<sup>7</sup> IFIC-CSIC

<sup>8</sup> IFIC (IFIMED)

<sup>9</sup> IFIC (CSIC-UV)

**Corresponding Author(s):** jorge.roser@ific.uv.es

Compton cameras are becoming a subject of increasing interest in medical imaging due to their potential applications. Compton cameras are used to obtain an image by employing the gamma-rays which interact within the device. For the image to be accurate, knowledge of the incident energy of the gamma-ray is often required by the reconstruction algorithms. However, in a conventional two-layer Compton camera this incident energy can only be estimated, provided that the requirement of photoabsorption in the second plane may not be fulfilled for all signal events. To overcome this, a possible solution is to add a third plane to the Compton camera, in which case we refer to the device as a “three-layer Compton telescope”. Thus the incident energy can be directly obtained from the gamma-rays which interact in the three planes; but then, in the image reconstruction process associated with such device, a System Matrix which accounts for these new signal events is needed. Furthermore, Sensitivity Matrix corrections are relevant in Compton camera imaging and should be properly estimated. A common way to achieve these requirements is to compute both the Sensitivity and System Matrices by Monte Carlo methods. The slowness of this method is typically solved by precalculating both matrices once, prior to the reconstruction process.

The IRIS group (Image Reconstruction, Instrumentation and Simulations for medical imaging applications) of IFIC-Valencia is developing a three-layer Compton telescope based on continuous LaBr3 crystals coupled to SiPMs. Hence, given the high granularity of our prototype, a Monte Carlo precalculation of the Sensitivity and System Matrices would imply high computational burdens. For this reason, the group has proposed an analytical model, which allows computing the probability of detection of those events which give rise to signal in the telescope in order to estimate on the fly the Sensitivity and System Matrices. Currently, the model is in its last stage of validation for a two-layer Compton telescope. Nevertheless, such validation must be extended to characterize entirely the three-layer Compton telescope that is being developed at the group. The process is not trivial, provided the different topology of the events which give rise to signal or background, and the decrease of the efficiency.

In this work we present the first preliminary tests on the validation of the proposed model for a three-layer Compton telescope. This is achieved by comparing the analytical predictions of elements of the Sensitivity and System Matrices with the results of Monte Carlo simulations. The performance of the model is tested by obtaining images of monochromatic, point-like sources from simulated data. In addition, a preliminary study on the background/signal ratio for a three-layer Compton telescope is reported, emphasizing those events which most contribute to image degradation.

80

## Evaluation of LFS continuous scintillation crystals for PET

**Author(s):** Ana Ros Garcia<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Ane Etxebeste<sup>2</sup>; Carles Solaz<sup>3</sup>; Carlos Lacasta<sup>4</sup>; Enrique Muñoz Albaladejo<sup>2</sup>; Gabriela Llosa<sup>5</sup>; John Barrio<sup>6</sup>; Jorge Roser Martínez<sup>7</sup>; Jose Bernabeu<sup>8</sup>; Josep F. Oliver<sup>9</sup>; Leticia Gabarda<sup>10</sup>; Luis Barrientos<sup>10</sup>; Marina Borja<sup>11</sup>

<sup>1</sup> IFIC (IFIMED)

<sup>2</sup> IFIC

<sup>3</sup> IFIC (Valencia)

<sup>4</sup> IFIC-Valencia

<sup>5</sup> IFIC-CSIC

<sup>6</sup> Instituto Instrumentacion para Imagen Molecular, i3M-CISC

<sup>7</sup> Instituto de Física Corpuscular (IFIC)

<sup>8</sup> IFIC - Valencia

<sup>9</sup> IFIC (CSIC-UV)

<sup>10</sup> (Instituto de Física Corpuscular (IFIC/CSIC-UVEG))

<sup>11</sup> (Instituto de Física Corpuscular (IFIC/CSIC-UVEG))

**Corresponding Author(s):** arosgar@ific.uv.es, ane.etxebeste@ific.uv.es, csolaz@ific.uv.es, carlos.lacasta@ific.uv.es, emunoz@ific.uv.es, gabriela.llosa@ific.uv.es, jbarrio@i3m.upv.es, romarjor@ific.uv.es, jose.bernabeu@uv.es, oliver@ific.uv.es, luis.barrientos@ific.uv.es, maborllo@alumni.uv.es

The suitability of monolithic Lutetium Fine Silicate (LFS) continuous scintillation crystals coupled to 64-channel SiPM-TSV matrices for small animal PET is being evaluated by the IRIS group (<http://ific.uv.es/iris>) at IFIC. Three crystals of 25.8x25.8x15mm<sup>3</sup> size were tested: LYSO (white coating), LFS white coating (LFS-W) and LFS specular coating (LFS-S). Measurements were done to compare the performance of LYSO and LFS crystals, in coincidence with another LYSO crystal (white coating, 1x1x10mm<sup>3</sup>) coupled to a 1-channel SiPM, with a <sup>22</sup>Na source. Mean energy resolutions of 14%, 17% and 19% were measured for LYSO, LFS-S and LFS-W respectively. Similar intrinsic spatial resolutions were found for all three crystals in the central region. The position determination algorithm employed is being modified and evaluated for each type of coating. Further measurements with two head detectors of each type in coincidence are also being carried out with a moveable <sup>22</sup>Na source. A ML-MLEM image reconstruction code developed within the group is used to reconstruct the data. Final energy and position resolutions for all three configurations with the source in different positions will be shown.

50

## **Evolución y experiencia en radioterapia intraoperatoria de cancer de mama en el C.H.U.I.-MATERNÓ INFANTIL**

**Corresponding Author(s):** juangranadosa@gmail.com

74

## **Implementation of monolithic crystals in developments for brain PET imaging**

**Corresponding Author(s):** agonzalez@i3m.upv.es

7

## **Implementation of monolithic crystals in developments for brain PET imaging**

Antonio Gonzalez<sup>1</sup> ; John Barrio<sup>2</sup> ; Gabriel Cañizares<sup>2</sup> ; Marta Freire<sup>2</sup> ; Andrea Gonzalez-Montoro<sup>2</sup> ; Liczandro Hernandez<sup>2</sup> ; Victor Ilisie<sup>2</sup> ; Efthymios Lamprou<sup>2</sup> ; Alfonso Perez<sup>2</sup> ; Edwin Pincay<sup>2</sup> ; Sebastian Sanchez<sup>2</sup> ; Filomeno Sanchez<sup>2</sup> ; Luis Vidal<sup>2</sup> ; Jose Benlloch<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Instituto Instrumentacion para Imagen Molecular, i3M-CSIC

<sup>2</sup> Instituto Instrumentacion para Imagen Molecular, i3M-CISC

**Corresponding Author(s):** agonzalez@i3m.upv.es, gacale@i3m.upv.es, andrea.gm@i3m.upv.es

With spatial resolutions of about 1 mm it will be possible to answer specific questions relating to brain function in small brain regions. In contrast to current whole body PET technology, brain dedicated PET systems can achieve this goal. There is a variety of applications for both stand-alone PET or combined with MR. There are several designs worldwide for both brain PET and brain PET-MR, some even commercially available. All use crystal arrays as the scintillation base material. In this work we aim at showing the advantages of using monolithic crystals for the design of brain PET imagers.

We have developed two brain dedicated PET systems, one MR compatible within the EU grant Mind-View, and another also through EU funding for Alzheimer investigations, so-called CareMiBrain. Both PET systems use arrays of 12×12 SiPMs per block. Also both scanners use monolithic LYSO crystals with 50 mm × 50 mm side, but 20 mm in the brain PET insert and 15 mm for the stand-alone PET. The PET insert has 330 mm in diameter (20 blocks per ring), whereas the stand-alone PET has 260 mm (16 blocks per ring). Both systems cover 150 mm in the axial axis. To improve the detector block performance, a retroreflector layer has been added to the entrance crystal face. This makes it possible to bounce back the scintillation light to the emission source, preserving the light distribution.

At the detector level, we will show the possibility to use the whole scintillation volume (without edge restrictions) during the calibration and reconstruction processes. We found average spatial resolution (measured FWHM) nearing 1.5 mm, with a DOI resolution in the 3.5 mm range, and a uniform energy resolution below 13%. Concerning reconstructed images, the PET insert showed the system capability to resolve 1.6 mm rods in a mini Derenzo phantom using several reconstruction algorithms, including FBP.

We will provide a detail analysis of the detector blocks, systems performance and new developments using other approaches based on monolithic crystals.

48

## La Física Médica en la realidad hospitalaria: una historia de 40 años en la UCM

Corresponding Author(s): chevalier@med.ucm.es

76

## La tecnología HighResFlexToT y su aplicación a imagen médica

Corresponding Author(s):

12

## La tecnología HighResFlexToT y su aplicación a imagen médica

Ricardo Graciani Diaz<sup>1</sup> ; David Sanchez Gonzalo<sup>2</sup> ; Jose Maria Cela<sup>3</sup> ; J. M. Fernández-Varea<sup>None</sup> ; Lluís Freixas<sup>None</sup> ; Lluís Garrido<sup>4</sup> ; David Gascon<sup>5</sup> ; Sergio Gomez Fernandez<sup>6</sup> ; Rafel Manera<sup>2</sup> ; Jesús Marín<sup>3</sup> ; Joan Mauricio<sup>7</sup> ; J. J. Navarrete<sup>None</sup> ; J. C. Oller<sup>None</sup> ; J. M. Pérez<sup>None</sup> ; Pedro Rato Mendes<sup>3</sup> ; Anand Sanmukh<sup>8</sup> ; Iciar Sarasola<sup>None</sup> ; Oscar Vela<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *Universitat de Barcelona, Institute of Cosmo Sciences, ICCUB*

<sup>2</sup> *Universidad de Barcelona*

<sup>3</sup> *CIEMAT*

<sup>4</sup> *University of Barcelona*

<sup>5</sup> *ICC - Universitat de Barcelona*

<sup>6</sup> *Researcher at ICCUB*

<sup>7</sup> *ICCUB*

<sup>8</sup> *ICCUB*

**Corresponding Author(s):** graciani@ecm.ub.edu, dsanchez@fqa.ub.edu

La tecnología HighResFlexToT es el último resultado de la colaboración de casi diez años entre el CIEMAT y el ICCUB que tiene el objetivo de, a partir de la mutua experiencia en instrumentación en el campo de física de partículas, desarrollar nuevas soluciones aplicables a la imagen médica. Estos esfuerzos han sido financiados parcialmente a través de recursos propios de ambos grupos, como apuesta por una estrategia conjunta de transferencia; y parcialmente por proyectos del Plan Nacional de I+D+i (TEC2012-36485, TEC2015- 66002-R) y ayudas para la transferencia del Centro Nacional de Física de Partículas, Astrofísica y Nuclear, CPAN.

El gran éxito logrado por el primer resultado de esta colaboración (la tecnología FlexToT1 para una lectura compacta de matrices de foto-multiplicadores de silicio, SiPM, en dispositivos PET basados en cristales centelleadores segmentados que se encuentra patentada, PCT/EP2013/077305, y licenciada en exclusiva a una multinacional del sector de la fotónica para su uso en Tomografía de Emisión de Positrones con Tiempo de Vuelo, ToF-PET) nos empujó a continuar los esfuerzos en esta dirección con un nuevo plan de trabajo conjunto.

El proyecto HighResFlexToT incluye el desarrollo y la validación de una nueva solución microelectrónica (ASIC) y el correspondiente bloque detector PET con geometría compacta (figura 1), compatible con MRI, tiempo de vuelo (ToF), bajo consumo y bajo coste. Este bloque detector, después de ser probado en el laboratorio, será llevado a una prueba en entorno clínico relevante y se convertirá, además, en un módulo didáctico para uso en programas universitarios de formación de ingenieros, físicos y médicos que incluyan instrumentación PET avanzada.

Las prestaciones esperadas del bloque incluyen: una resolución temporal (o tiempo de coincidencia) mejor de 200 ps, una resolución espacial 3D del orden del mm, y un ahorro considerable en los costes de fabricación, integración y operación gracias al uso de cristales monolíticos, una solución de lectura altamente integrada y un diseño modular. En esta presentación se incluirán los primeros resultados obtenidos por nuestro grupo con el prototipo HRFlexToT, donde se tienen las primeras medidas de SPTR, con un valor de 60 ps en sigma, usando el modelo de sensor de HPKK S13360-50um de  $3 \times 3 \text{ mm}^2$ , mejorando así en un 30% respecto al modelo FlexToT anterior, se puede ver en la imagen adjunta. Dicho valor parece ser el mejor obtenido con una electrónica similar a nivel global, según las literaturas consultadas. Así mismo, se hará hincapié en la posibilidad de trasladar esta tecnología para implementar Cámaras Compton y de Fotón Único.

70

## Laseres en cirugía oftalmológica

**Corresponding Author(s):**

78

## MCGPU-PET: A REAL-TIME MONTE CARLO PET SIMULATOR

**Corresponding Author(s):** jdomarco@ucm.es

35

## MCGPU-PET: A REAL-TIME MONTE CARLO PET SIMULATOR

Andreu Badal<sup>1</sup> ; Julián Domarco<sup>2</sup> ; JOAQUIN LOPEZ HERRAIZ<sup>3</sup> ; Jose Udias<sup>4</sup>

<sup>1</sup> DIDS, OSEL, CDRH, US Food and Drug Administration, Silver Spring, MD, USA

<sup>2</sup> Grupo de Física Nuclear and UPARCOS, Universidad Complutense de Madrid, Madrid 28040, Spain

<sup>3</sup> Universidad Complutense de Madrid. Grupo de Física Nuclear. UPARCO

<sup>4</sup> *Universidad Complutense de Madrid*

**Corresponding Author(s):** jdomarco@ucm.es

We have developed an open-source Monte Carlo (MC) software for positron emission tomography (PET) simulations designed from scratch to fully exploit the computing capabilities of modern GPUs. Our main goal is to create a MC software fast enough to be able to generate an accurate estimation of the true and scatter coincidences during the image reconstruction.

The MCGPU-PET code is an adaptation of the MC-GPU software developed since 2010 for x-ray imaging. In this version, the libraries of the cross-sections have been adapted to the higher energy of the 511 keV gamma rays, and two new modules have been written. The photon source module models the activity of each voxel, and the detector module creates a sinogram from the pairs of events that intersect a cylindrical detector around the object.

The software allows the use of voxelized PET and CT images as input. The final output are the 3D-sinograms of the true and the scatter coincidences. The code selects the coincidences taking into account an energy resolution and energy window, but without including the effects of the transport of the gamma rays in the detector (i.e. it assumes a perfect detection).

We simulated the numerical Zubal head phantom with 256x256x128 voxels, using 8 different tissues. We assigned them a standard 18F-FDG uptake, with an activity of 6.2, 2.0, and 0.7 kBq/cc for grey matter, white matter, and soft-tissue respectively. The 3D scatter sinogram with 10 million coincidences was generated in 13 seconds in one single GPU (GeForce GTX 1080), although the code is capable of using multiple GPUs in parallel if desired. This number of coincidences was enough to reproduce the smooth scatter distribution accurately. We are currently performing a detailed comparison of the sinograms generated with this code with the ones obtained with other validated ones such as PeneloPET or GATE.

The newly developed MCGPU-PET simulator is more than 1 order of magnitude faster than other available open-source simulation tools. Therefore, we believe that it could be a very useful resource to the medical imaging community.

44

## Medidas de atenuación en haces de fotones de Radioterapia

Víctor Delgado Martínez<sup>1</sup> ; Javier de Areba Iglesias<sup>1</sup> ; Carlos Prieto Martín<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense*

<sup>2</sup> *Hospital Clínico San Carlos y Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense*

**Corresponding Author(s):** vdelgado@ucm.es

Se han realizado medidas de atenuación con agua y agua sólida y con polietileno en haces de fotones para radioterapia producidos a 6MV en un acelerador de electrones Primus y en un acelerador Varian, ambos en el Hospital Clínico San Carlos de Madrid.

En las medidas con atenuadores de agua y agua sólida se encontraban incongruencias entre los valores obtenidos con agua en garrafas y agua sólida, por lo que se ha optado por diseñar, construir y calibrar un conjunto de atenuadores de polietileno y se ha hecho un protocolo de medida con el que se mide atenuación desde 0.5 cm hasta 144 cm de polietileno interpuesto en el haz.

La intención es, a partir de esas medidas de atenuación, obtener la fluencia en energía del haz y reconstruir su distribución espectral. Para ambas tareas se extienden a altas energías métodos de obtención de la fluencia de energía y de obtención de la distribución espectral a energías de radiodiagnóstico, que es un problema inverso mal condicionado, ya validados.

Como paso previo se han buscado las fuentes de errores sistemáticos, asociadas a falta de equilibrio electrónico o malas condiciones geométricas, que puedan afectar a las medidas, encontrando unas condiciones que nos parecen suficientes.

Como primera comprobación se ha comparado la curva de atenuación medida con la calculada a partir del modelo de distribución espectral que incluyen ambos aceleradores para simular distribuciones de dosis. Se ha encontrado una discrepancia sistemática: Las curvas de atenuación calculadas a partir de los modelos de espectro de ambos aceleradores son más penetrantes que las curvas medidas.

Aunque los modelos de espectro son muy burdos, esta discrepancia nos mueve a analizar en profundidad, para poder evitarlas, la posible presencia de fuentes de errores sistemáticos.

60

## **Modelling the interaction of ion and electron beams with biomaterials for application in ion beam cancer therapy**

**Corresponding Author(s):** pablo.vera@um.es

10

## **Modelling the interaction of ion and electron beams with biomaterials for application in ion beam cancer therapy**

Pablo de Vera<sup>1</sup> ; Isabel Abril<sup>2</sup> ; Maurizio Dapor<sup>3</sup> ; Rafael Garcia-Molina<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Departamento de Física – Centro de Investigación en Óptica y Nanofísica, Universidad de Murcia, Spain*

<sup>2</sup> *Departament de Física Aplicada, Universitat d'Alacant, Alacant, Spain*

<sup>3</sup> *European Centre for Theoretical Studies in Nuclear Physics and Related Areas - ECT\*, Trento, Italy*

**Corresponding Author(s):** pablo.vera@um.es

Among the many applications of physics in medicine, ion beam cancer therapy or hadrontherapy is becoming a topic of growing interest. Indeed, this is an attractive problem from both applied and fundamental points of view. From the macroscopic perspective, ion beams present a characteristic depth-dose curve, with a sharp maximum close to the end of the ion trajectories, which allows a precise localisation of the energy deposition in the tumour while sparing healthy surrounding areas. Furthermore, ion beams present an increased relative biological effectiveness, meaning that, for the same amount of dose, the biological effects for ion beams are larger than for the photon or electron beams used in conventional therapy. This fact cannot be explained by the macroscopic depth-dose profile, but relies on physico-chemical interactions occurring at the molecular level, making of hadrontherapy a multiscale problem. These processes are, mainly, the production of low energy secondary electrons and free radicals, that can propagate on the nanoscale and produce clustered damage to DNA, which is very difficult to repair and leads to cell death [1, 2].

In this contribution we will review a series of models developed by our group, aimed at understanding the physical mechanisms of hadrontherapy. We will describe a method, based on the dielectric formalism, for calculating the electronic excitation and ionisation probabilities for any biological material in the condensed phase, both for ion and electron impact. It allows the calculation of the total number of secondary electrons produced, as well as their energy and angular distributions, an information which is crucial for electron transport modelling [3, 4]. These data are used to feed two radiation transport programs for ions and electrons developed by our group. The SEICS (Simulation of Energetic Ions and Clusters through Solids) code combines molecular dynamics and Monte Carlo techniques to model the transport of energetic ions through condensed matter, including all the relevant phenomena, such as electronic energy loss and straggling, nuclear elastic scattering, nuclear fragmentation reactions, and charge transfer between the ions and the target [5]. The SEED (Secondary Electron Energy Deposition) code is a Monte Carlo program for electron transport, which considers electronic excitations and ionisations, nuclear elastic scattering, electron-phonon interaction and polaronic effects [6]. The combination of SEICS and SEED allows the reliable prediction

of many quantities, such as macroscopic depth-dose curves or nanoscopic radial doses around ion tracks, which are important for understanding the physical mechanisms of ion beam cancer therapy.

1. J. S. Loeffler, M. Durante, Nat. Rev. Clin. Oncol. 10 (2013) 411.
2. A. V. Solov'yov (ed.), Nanoscale Insights into Ion-Beam Cancer Therapy (Springer, 2017).
3. P. de Vera, R. Garcia-Molina, I. Abril, A. V. Solov'yov, Phys. Rev. Lett. 110 (2013) 148104.
4. P. de Vera, R. Garcia-Molina, I. Abril, Phys. Rev. Lett. 114 (2015) 018101.
5. P. de Vera, R. Garcia-Molina, I. Abril, in A. V. Solov'yov (ed.) Nanoscale Insights into Ion-Beam Cancer Therapy (Springer, 2017), chapter 2.
6. M. Dapor, I. Abril, P. de Vera, R. Garcia-Molina, Phys. Rev. B 96 (2017) 064113.

61

## MultiRBE: Optimización radiobiológica para protones con modelado selectivo de RBE

Corresponding Author(s): dsparcerisa@ucm.es

9

## MultiRBE: Optimización radiobiológica para protones con modelado selectivo de RBE

Daniel Sánchez-Parcerisa<sup>1</sup> ; Miguel López-Aguirre<sup>1</sup> ; Jose Udías<sup>1</sup>

<sup>1</sup> UCM

Corresponding Author(s): dsparcerisa@ucm.es

Los protocolos clínicos de tratamiento con protones recomiendan el uso de un RBE (Relative Biological Effectiveness) uniforme y con valor igual a 1.1 , a pesar de la amplia evidencia experimental de que el valor del RBE aumenta con el LET (Linear Energy Transfer) y, por tanto, es mayor hacia la zona distal del campo de radiación . Esto provoca que la dosis biológica recibida por los órganos en situación distal al pico de Bragg es mayor de la calculada, aumentando por tanto la probabilidad de efectos secundarios de la radiación (NTCP, o Normal Tissue Complication Probability). A pesar de esto, la comunidad clínica es muy reticente a incorporar modelos de RBE variable en protonterapia debido a que la incertidumbre de estos podría causar una cobertura inadecuada del tumor. Nuestra propuesta es utilizar un modelo de RBE mixto (o MultiRBE) que combine un valor fijo de 1.1 constante dentro de las regiones objetivo con un valor variable para los tejidos sanos, con el objetivo de prevenir sobredosis de origen biológico manteniendo una adecuada cobertura del tumor.

Para ello se ha implementado el modelo de MultiRBE en el planificador educativo matRad y se ha utilizado para planificar tres casos de ejemplo: un volumen objetivo con forma de C en un fantoma homogéneo, un tumor de próstata, y otro en la zona de cabeza y cuello. Los planes obtenidos con el modelo de MultiRBE se han comparado con la planificación clásica (RBE uniforme) y con una planificación con RBE variable (utilizando el modelo empírico de McNamara). Los tres planes se han evaluado en función del nivel de cobertura del tumor (V95% en dosis física) y de las probabilidades de efectos secundarios (calculadas mediante distintos modelos, adaptados a los distintas zonas objetivo), asumiendo RBE uniforme y RBE variable.

Los resultados arrojan reducciones significativas de la probabilidad de efectos secundarios (calculados a partir de la dosis biológica asumiendo un modelo de RBE variable) frente a la planificación



clásica, manteniendo el mismo nivel de cobertura en dosis física del volumen objetivo. Esta reducción, si bien es menor que la que se podría lograr asumiendo completamente el modelo de RBE variable, puede implementarse clínicamente a coste cero, ya que garantiza que el tumor recibe, al menos, la misma dosis física que con la planificación tradicional.

81

## NEUROMODULATION FOR MOTOR RECOVERY IN STROKE PATIENTS

Michele Dileone<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Unidad Avanzada de Neurorrehabilitación-Hospital Los Madroños-Brunete*

**Corresponding Author(s):** dileone.michele@gmail.com

Stroke is a leading cause of disability worldwide. Seeking new therapeutic options is mandatory for improving existing motor rehabilitation techniques to obtain a better motor recovery.

Stroke patients undergo some spontaneous degree of functional recovery; this process may occur even beyond the resolution of acute changes and could be due to the reorganization of remaining neural circuits. This reorganization falls into the concept of plasticity that could be defined as any enduring change in cortical properties. Plasticity is continuously modified by experience and learning and seems to be enhanced after brain lesions.

In the last decades, plasticity of human brain after a lesion has been studied in vivo by means of non invasive brain stimulation (NIBS): neurophysiologic and biologic substrate of plasticity should provide a rational basis for tailoring specific strategies for therapeutic intervention for stroke recovery. It can be hypothesized that shaping reorganization in the adjacent intact cortex, and contralateral healthy hemisphere could facilitate functional recovery of the brain after stroke. NIBS can modulate cerebral cortex excitability not invasively and seem to be a promising tool for driving plasticity in damaged brain.

To this aim, we tested whether the application of NIBS, following different theoretical models and applied in different stages after a stroke, could enhance motor recovery in upper limb.

Our studies demonstrated that NIBS, by means of repetitive TMS or tDCS, could be considered a safe procedure to apply in stroke patients both in the acute and chronic phases. On the other hand, we demonstrated that NIBS are able to change motor cortex excitability in stroke patients toward an inter-hemispheric re-balance when applied to increase stroke hemisphere excitability (or decrease unaffected hemisphere excitability)

Furthermore, although larger and multi-centric studies are warranted to draw stronger conclusions, the induction of metaplasticity in the affected hemisphere by means of inhibitory protocols could be considered as a useful and promising tool to restore learning and improve motor function also years after a stroke.

### References

1. Di Lazzaro V, Dileone M, Capone F, Pellegrino G, Ranieri F, Musumeci G, Florio L, Di Pino G, Fregni F. Immediate and late modulation of interhemispheric imbalance with bilateral transcranial direct current stimulation in acute stroke. *Brain Stimul.* 2014 Nov-Dec;7(6):841-8.
2. Di Lazzaro V, Rothwell JC, Talelli P, Capone F, Ranieri F, Wallace AC, Musumeci G, Dileone M. Inhibitory theta burst stimulation of affected hemisphere in chronic stroke: A proof of principle, sham-controlled study. *Neurosci Lett.* 2013 Oct 11;553:148-52.
3. Talelli P, Wallace A, Dileone M, et al Theta Burst Stimulation in the Rehabilitation of the Upper Limb: A Semirandomized, Placebo-Controlled Trial in Chronic Stroke Patients. *Neurorehabil Neural Repair.* 2012 Oct;26(8):976-87.

54

## Neuromodulation for motor recovery in stroke patient

**Corresponding Author(s):**

68

## **New facilities for hadrontherapy – the linac solution**

**Corresponding Author(s):**

49

## **Nuevos procedimientos en seguridad, dosimetría y protección radiológica para las ciencias de la salud**

**Corresponding Author(s):**

30

## **Optimización de suministro de fuentes radiactivas de $^{125}\text{I}$ para tratamiento de carcinoma de próstata con braquiterapia de baja tasa**

Victor De La Llana<sup>1</sup> ; Daniel Martinez<sup>1</sup> ; David Miguel<sup>1</sup> ; Jesus De Frutos<sup>1</sup> ; Angel Del Castillo<sup>1</sup> ; Delfin Alonso<sup>1</sup> ; Manuel Agulla<sup>None</sup> ; Carlos Andrés<sup>None</sup> ; Ricardo Torres<sup>1</sup> ; Maria Iglesias<sup>1</sup> ; Patricia Diezhandino<sup>1</sup> ; Pilar Alonso<sup>1</sup> ; Maria Sanchez<sup>1</sup>

<sup>1</sup> HCUV

**Corresponding Author(s):**

### Objetivo

Estimar el número de fuentes de  $^{125}\text{I}$  requeridas para el tratamiento braquiterápico de próstata reduciendo la cifra de fuentes no empleadas y con ello el residuo radiactivo generado.

### Material y métodos

Con los datos de 156 implantes previos con fuentes de  $^{125}\text{I}$  Eckert & Ziegler BEBIG I25.S17Plus se estudia la relación entre el número de fuentes, la clase y el volumen de la próstata.

Se genera una hoja de cálculo en Microsoft Excel 2010 que determinara la actividad óptima de la fuente y su número. Las clases de las fuentes están predefinidas según Tabla 1.

Se elabora un gráfico donde se enfrenta el número de fuentes implantadas (abscisas) con el volumen de próstata de cada paciente (ordenadas) y para cada clase.

Se normalizan todos los tratamientos a clase 6 para estimar el número de fuentes de esta clase que se habría utilizado por implante.

Con los datos adquiridos, se representa el número de fuentes normalizado a clase 6 (abscisas) y el volumen prostático (ordenadas), ajustando la gráfica a una función lineal y una función potencial.

Mediante el ajuste lineal se obtienen las ecuaciones para predecir en función del volumen de la próstata el número de fuentes y un rango de clases.

Se sobredimensiona el pedido óptimo un 20% con objeto de evitar la posible cadencia de fuentes durante el implante y/o incertidumbres en la medida del tamaño de la próstata en la volumetría.

Finalmente, se añade al valor obtenido 5 fuentes que se emplean para la verificación de la actividad. Se descartan los pedidos que sean inferiores a 40 y superiores a 100.

### Resultados

Se muestran la mediana y desviación estándar del volumen, del número de fuentes y de la clase obtenidos de los implantes previos al estudio en la tabla 2.

La representación gráfica del volumen de próstata (cm<sup>3</sup>) versus número de fuentes por implante dividido por clases se muestra en la Figura 1 donde se observa una tendencia lineal para cada una de las clases.

Se representa el número de fuentes de cada implante (normalizadas a clase 6) frente a volumen (cm<sup>3</sup>), los resultados se recogen en la Figura 2.

El resultado del ajuste lineal fue  $y=1,1683x+18,782$ , este resultado es utilizado para el pronóstico del número de fuentes en función volumen de próstata preimplante.

Según el nomograma se presentan el resultado obtenido para próstatas desde 10 cm<sup>3</sup> a 50 cm<sup>3</sup> (Figura 3).

#### Conclusiones

Es posible relacionar el volumen de próstata con el número de fuentes necesarios para el tratamiento. Esta relación es propia de cada institución por las diferencias que se pueden dar en el modelo de fuentes utilizadas, la técnica empleada o la dosis prescrita.

26

## PRONTO: Técnicas nucleares y simulaciones avanzadas para verificación de rango en protonterapia

Luis Fraile<sup>1</sup>; Miguel Angel Morcillo<sup>2</sup>; Enrique Nacher<sup>3</sup>; Maria Jose Garcia Borge<sup>4</sup>; Samuel España<sup>5</sup>; Joaquín López Herraiz<sup>6</sup>; Natalia Magro<sup>2</sup>; Eduardo Romero<sup>2</sup>; Daniel Sanchez Parcerisa<sup>1</sup>; Jose Udias<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad Complutense de Madrid

<sup>2</sup> CIEMAT

<sup>3</sup> Instituto de Estructura de la Materia - CSIC

<sup>4</sup> Instituto de Estructura de la Materia

<sup>5</sup> UCM

<sup>6</sup> Universidad Complutense de Madrid. Grupo de Física Nuclear. UPARCO

**Corresponding Author(s):** [lmfraile@ucm.es](mailto:lmfraile@ucm.es)

Aunque la terapia con protones tiene el potencial de una mejor conformación de dosis comparada con otras modalidades de radioterapia, la deposición localizada en el tumor evitando órganos sensibles hace que la precisión necesaria exceda a la habitual en radioterapia. Por eso la verificación in-vivo de la dosis juega un papel fundamental. A pesar de los últimos avances, las técnicas de verificación existentes no están lo suficientemente maduras como para poderlas trasladar a la práctica clínica.

El proyecto PRONTO-CM (Protontherapy and nuclear techniques for oncology), financiado por la Comunidad de Madrid en su programa de Programa de ayudas a la I+D en Biomedicina, propone el desarrollo de metodologías para mejorar las técnicas de verificación en protonterapia. El proyecto reúne un consorcio de grupos de investigación (UCM, IEM-CSIC, CIEMAT) con expertos en verificación de dosis y planificación, computación de alto rendimiento, equipamiento de última generación para la detección de radiaciones ionizantes y síntesis de radiotrazadores para imagen molecular. La duración del proyecto es de cuatro años, comenzando en enero de 2018.

En el seno del proyecto se pretende avanzar en el desarrollo de la imagen PET de tejidos activados empleando detectores de alta resolución como los utilizados en imagen preclínica, y de contrastes con alto grado de activación, con el objetivo de proporcionar imágenes de calidad y con suficiente realce de los tejidos de interés. El proyecto tratará también de poner en marcha un equipo de verificación de rango por fotones instantáneos producidos en la activación de tejidos. El desarrollo de estas técnicas de medida se apoyará en un paquete de simulación de Monte Carlo biofísica integral, capaz de simular condiciones realistas, que se creará dentro del proyecto. Además se elaborarán y evaluarán diversos agentes de contraste que se puedan activar por irradiación con protones y posteriormente puedan ser medidos con las técnicas propuestas. Finalmente, para que las tecnologías tengan impacto real en el tratamiento de pacientes, se pretende definir protocolos clínicos que aprovechen al

máximo los sistemas de verificación de rango desarrollados, en colaboración con expertos en oncología radioterápica y medicina nuclear.

En la contribución se presentarán los primeros resultados provisionales de activación por haces de protones de contrastes biocompatibles, tanto para fotones instantáneos (prompt gamma) como para imagen PET in-vivo y off-line, afectados por distintos modelos de lavado biológico.

67

## **PRONTO: Técnicas nucleares y simulaciones avanzadas para verificación de rango en protonterapia**

**Corresponding Author(s):** lmfraile@ucm.es

58

## **Photoacoustic dose monitoring in clinical photon beams**

**Corresponding Author(s):** oliviami@ucm.es

27

## **Photoacoustic dose monitoring in clinical photon beams**

Olivia Miszczynska Giza<sup>1</sup> ; Daniel Sanchez Parcerisa<sup>2</sup> ; Jorge Camacho<sup>3</sup> ; Víctor Sánchez-Tembleque Verbo<sup>4</sup> ; Jose Udias<sup>2</sup>

<sup>1</sup> UCM

<sup>2</sup> Universidad Complutense de Madrid

<sup>3</sup> Ultrasound Systems and Technology Group (USTG-ITEFI) Spanish National Research Council (CSIC)

<sup>4</sup> Grupo de Física Nuclear

**Corresponding Author(s):** oliviami@ucm.es

**Purpose:** This work describes the development of an acoustic sensitive device that can be used for range monitoring and dosimetry of clinical beams. It comprises the optimization, performance and analysis of a set of experimental measurements in radiosurgery.

**Materials and methods:** The experimental setup consists of several ultrasonic transducers of different resonance frequencies and bandwidths, a combination of preamplifiers and differential amplifiers with filtered outputs and a digital oscilloscope. Simulations of the experimental setup were carried out to study the optimal measurement geometry and choice of transducer. The dose distributions were calculated with Monte Carlo code FLUKA, while the acoustic simulations were performed with analytical wave transport code k-Wave. The temporal profiles of the dose pulses, in the order of  $\mu\text{s}$ , were measured with a scintillating crystal coupled with a PMT and used as an input to the acoustic simulation. Measurements were performed in a Cyberknife<sup>TM</sup> radiosurgery beam and a clinical LINAC. Both small and wide fields were irradiated on a water tank and in some cases, in order to amplify the acoustic signal, a lead block was submerged in water and placed partially or totally in the irradiation field. Electromagnetic shielding was required for all sensitive electronic components due to the presence of strong electromagnetic fields in the treatment rooms.

**Results:** The experimental setup was optimized according to the results of the Monte Carlo and analytical simulations. According to spectral analysis, the optimal frequency range of ultrasonic transducers was found to be around 200 kHz. The bandwidth of transducers had a strong impact

on the detectability of the photoacoustic signal. If lead blocks are used to amplify the signal, its size must be chosen so that its resonance frequency matches that of the transducer. Photoacoustic signals were detected with both photon beams and its shape, position and intensity are in the range of the predicted values.

Conclusions: Photoacoustic simulation with FLUKA and k-Wave can reproduce the experimental response of acoustic transducers in dose monitoring applications. The proposed setup can detect photoacoustic and protoacoustic signals originating from the penumbral areas of the treated fields and with the relevant image analysis, it could be used to monitor the position of the proton Bragg peaks with mm accuracy.

69

## Physical dose enhancement by Au nanoparticles under ion beam irradiation

Corresponding Author(s): m.fuss@gsi.de

45

## Physical dose enhancement by Au nanoparticles under ion beam irradiation

Martina Fuss<sup>1</sup> ; Daria Boscolo<sup>2</sup> ; Emanuele Scifoni<sup>3</sup> ; Michael Krämer<sup>4</sup>

<sup>1</sup> GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung

<sup>2</sup> GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung GmbH

<sup>3</sup> Trento Institute for Fundamental Physics and Applications (INFN)

<sup>4</sup> m.kraemer@gsi.de

Corresponding Author(s): m.fuss@gsi.de

High-Z nanoparticles (NPs) are recently under discussion for use as localized dose enhancers in radiotherapeutic applications. Effective radioenhancement has been shown for photon beams, whereas the sensitization effect for ion irradiation is still under investigation [1]. Here we examine the physical dose enhancement produced in the vicinity of Au NPs.

The present simulations are carried out with TRAX [2], a track structure Monte Carlo simulation for charged particles. The simulated geometry is a cylindrical water volume (2  $\mu\text{m}$  long, radius 1  $\mu\text{m}$ ) including one Au NP in the centre and being penetrated along the central axis with protons, carbon ions and oxygen ions at clinically relevant energies. Interaction processes include: ionization, electronic excitation, Auger electron emission, volume plasmon excitation (for gold), subelectronic excitations (for water), and elastic electron scattering.

The resulting 2D dose distributions reveal a highly local, slightly forward-oriented additional dose due to the presence of the NP. For protons, C and O ions with energies ranging from 19 to 204 MeV/u, the dose enhancement factor (DEF) reaches a maximum value between 1.9 and 4.6, depending on the NP size. Smaller NPs enhance the high-dose region at the NP surface, whereas larger NPs act upon a larger lower-dose volume. In fact, for NP sizes in excess of a few nm (radius), partial reabsorption of the additional secondary electrons is found. No net enhancement is observed for the most frequent scenario where an ion passes closely but does not directly traverse the NP. In view of this, simulations are complemented with an estimation of the probability of a direct NP traversal in a typical radiobiological experiment set-up. Approximately 0.2 hits per cell are expected for a 2 Gy fraction applied by a monoenergetic (heavy) ion beam.

In conclusion, a purely physical dose enhancement mechanism is not likely to account for the biological effects observed in *in vitro* experiments (summarized e.g. in [1]), so that chemical or biological effects need to be considered.

- [1] S. Lacombe, E. Porcel and E. Scifoni, *Cancer Nanotechnology* **8** (2017) 9.  
 [2] C. Wälzlein, E. Scifoni, M. Krämer and M. Durante, *Phys. Med. Biol.* **59** (2014) 1441.

62

## Production yields of positron emitters for range verification in proton therapy

Corresponding Author(s): sarete6@hotmail.com

22

## Production yields of positron emitters for range verification in proton therapy

Author(s): María Teresa Rodríguez González<sup>1</sup>

Co-author(s): Carlos Guerrero<sup>1</sup>; María del Carmen Jiménez Ramos<sup>2</sup>; Ángel Parrado<sup>2</sup>; Jorge Lerendegui Marco<sup>1</sup>; María de los Angeles Millán Callado<sup>1</sup>; José Manuel Quesada<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad de Sevilla

<sup>2</sup> Centro Nacional de Aceleradores

Corresponding Author(s): sarete6@hotmail.com

In proton therapy, the range of the proton beam is assumed to be between 1% to 3% and hence sizeable safety margins are applied in current treatment plannings, which limits the benefits of having a sharp Bragg peak. Reducing this uncertainty would allow a better utilization of the advantages of proton therapy over conventional radiotherapy, and hence there is an intensive research program aiming at in vivo range verification of the proton beam [1].

Among the techniques available nowadays, in-vivo PET range verification relies on the comparison of the measured and estimated activity distributions of positron emitters induced on mainly C, N, O, Ca and P present in the human body by the proton beam, right after treatment (long-lived positron emitters <sup>11</sup>C and <sup>13</sup>N) or during the irradiation (short-lived positron emitters <sup>15</sup>O, <sup>29</sup>P and <sup>12</sup>N). The accuracy of the estimated distributions is basically that of the cross-section data available, which are the main input of the Monte Carlo simulations [2]. A revision of the experimental data available in the EXFOR database [3] indicates that these cross sections have not been measured in the full energy range of interest and that there are sizeable discrepancies between the different data. Indeed, several studies confirm the need of more accurate measurement of cross sections of the reaction channels that contribute to the production of the mentioned positron emitters [4].

The aim of the work presented herein is to develop a method for measuring the production yields of the long-lived positron emitters in the most abundant isotopes in the human body (carbon, nitrogen and oxygen) in the full energy range for proton therapy (up to ~250 MeV). As a first step, the developed method has been tested and used to measure these cross sections at the CNA cyclotron. This method consists in the degradation of the 18 MeV proton beam by means of a multi-stack target configuration in order to obtain the cross sections in different energy points. The thin films used are rich in C, N and O to produce the long-lived positron emitters <sup>11</sup>C and <sup>13</sup>N. The activity induced in each film is then measured using the clinical PET scanner at CNA, so that the acquisition in dynamic mode provides the activity curves to identify the decay of each isotope.

The production cross sections of the different reaction channels have been obtained below 17 MeV and compared with the data available. The results obtained for the <sup>14</sup>N(p,\*)<sup>11</sup>C and <sup>16</sup>O(p,\*)<sup>13</sup>N will be presented together with the plan for measuring at high proton energies.

[1] A.C. Knopf and A. Lomax, *Phys. Med. Biol.* **58** (2013)

[2] H. Paganetti, *Phys. Med. Biol.* **57** (2012)

[3] Experimental Nuclear Reaction Data (EXFOR) <https://www-nds.iaea.org/exfor/exfor.htm>

[4] España et al., Phys. Med. Biol. 56(9) (2011)

32

## Protocolo termográfico de estrés térmico para la evaluación de la vascularización periférica en pacientes con Diabetes Melitus

Jose Ignacio Priego<sup>1</sup> ; Lucia Carbonell<sup>2</sup> ; Maria Benimeli<sup>2</sup> ; Carlos Galindo<sup>1</sup> ; Rosa M Cibrian<sup>1</sup> ; Rosario Salvador<sup>1</sup> ; Rolando Gonzalez-Peña<sup>1</sup> ; M Fe Minguez<sup>3</sup> ; Laura Pino<sup>4</sup> ; M Carmen Blasco<sup>4</sup> ; Cecili Macian<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Investigación en Física Médica (GIFIME). Departamento de Fisiología. Universitat de València.

<sup>2</sup> Clínica Podológica Universitaria. Universitat de València

<sup>3</sup> Dpto. de Cirugía, Universitat de València. Serv de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hosp Clínico Univ de Valencia

<sup>4</sup> Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Clínico Universitario de Valencia

**Corresponding Author(s):** rosa.m.cibrian@uv.es

**INTRODUCCION:** La Diabetes Melitus (DM) es una enfermedad crónica en la que el organismo no es capaz de producir suficiente insulina o es incapaz de utilizarla de forma eficaz. La insulina es la principal hormona reguladora de la homeostasis de la glucosa. Es por ello que la DM se diagnostica detectando niveles anormalmente elevados de glucosa en sangre. La disfunción en la regulación del metabolismo de la glucosa se manifiesta de manera diferente en los distintos aparatos del organismo. Las complicaciones de la DM son múltiples: retinopatía, neuropatía, aterosclerosis, nefropatía, úlceras podálicas. Estas entidades son el resultado de un sistema macro y/o microvascular malfuncionante. La mayor o menor alteración de la vascularización periférica puede ser un indicativo del desarrollo de la DM y la termografía infrarroja ya ha demostrado que es un procedimiento adecuado para determinar el estado de dicha vascularización.

**HIPOTESIS:** Nuestra hipótesis de trabajo es que la planta del pie es un lugar adecuado para analizar la vascularización periférica y que, ante un estrés térmico por enfriamiento, la recuperación de la temperatura basal de la planta del pie será más rápida en los sujetos sin alteración de la vascularización periférica. Además, esta diferencia del tiempo de recuperación puede ser un factor diagnóstico de la evolución de la DM en los pacientes.

**MATERIAL Y METODO:** 10 sujetos control y 15 pacientes de diabetes melitus fueron sometidos a un protocolo de estrés térmico por enfriamiento para determinar el tiempo de recuperación de la temperatura basal.

El protocolo consistió en:

- Obtención de una imagen termográfica de ambas plantas del pie, tras 10 minutos de adaptación a la temperatura de la sala. En esta imagen se obtuvo la temperatura basal.
- Durante 10 segundos el paciente se colocó en bipedestación sobre un gel enfriado a 0 °C
- Grabación de un video termográfico de la planta de los pies, durante 10 minutos, para registrar la recuperación de la temperatura basal.
- Comparación de la curva de recuperación de los casos control y de los pacientes con diabetes.

**RESULTADOS:** Las curvas de recuperación de la temperatura basal tras el estrés térmico siguen una tendencia logarítmica. El tiempo transcurrido desde el estrés térmico hasta el momento en que se recupera el 80% de la temperatura basal (T80) muestra una diferencia estadísticamente significativa entre controles y pacientes diabéticos. Próximos estudios analizarán la posible correlación entre el T80 y el grado o evolución de la diabetes.

**CONCLUSIONES:** El protocolo termográfico descrito para analizar la vascularización periférica en la planta del pie puede resultar de interés para el seguimiento de la diabetes y dada su sencillez podría ser utilizado en la práctica clínica ambulatoria.

**AGRADECIMIENTOS:** Proyecto grupos de investigación consolidables AICO/2017/122 Conselleria de Educación, Investigación, Cultura y Deporte. Generalitat Valenciana

63

## Proton RBE at low energies: preparation of a new radiobiology beam line at the 18 MeV proton cyclotron facility at CNA

Corresponding Author(s): abaratto@us.es

37

## Proton RBE at low energies: preparation of a new radiobiology beam line at the 18 MeV proton cyclotron facility at CNA

Author(s): Anna Baratto-Roldán<sup>1</sup>

Co-author(s): Miguel Antonio Cortes-Giraldo<sup>2</sup>; M<sup>a</sup> Carmen Jiménez-Ramos<sup>3</sup>; Maria Cristina Battaglia<sup>2</sup>; Javier García-López<sup>4</sup>; María Isabel Gallardo Fuentes<sup>2</sup>; José M. Espino<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centro Nacional de Aceleradores - Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Sevilla

<sup>2</sup> Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Sevilla

<sup>3</sup> Centro Nacional de Aceleradores

<sup>4</sup> Centro Nacional de Aceleradores - Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Sevilla

Corresponding Author(s): abaratto@us.es

### Abstract

In the last decades, ion therapy has gained great interest in the medical community thanks to its excellent clinical results. The bases of this success are: (1) the physical advantages of ions with respect to conventional radiation therapy with photons, due to their more selective energy deposition in depth; and (2) their increased radiobiological effectiveness as compared with photon radiotherapy for a same level of absorbed dose, property usually referred to as Relative Biological Effectiveness or RBE.

In the case of protons, even if it is agreed that their RBE varies towards the distal Bragg peak region, increasing with LET, in clinical proton therapy treatments, a uniform RBE value of 1.1 is generally used [1]. Therefore, studies of RBE at low proton energies are necessary in order to reach a consensus on the RBE variations near the Bragg peak, which could be significant in the optimization of proton therapy treatment plans.

With the purpose of providing a monochromatic beam for RBE measurements at low energies (below 18 MeV in our case), we are preparing an experimental setup at the external beam line of the 18 MeV proton cyclotron facility installed at the CNA (Seville, Spain). In this work, we present our first feasibility studies.

Two are the main constraints when dealing with the irradiation of biological samples in our setup: low beam intensity, of the order of some pA, to control properly the fluence during irradiation time, and broad irradiation field, of the order of 3 cm side, uniform in both energy and space. To improve the homogeneity and decrease the beam intensity, we have decided to use a completely defocused beam and to scatter the beam downstream the exit window, both placing tungsten foils of different thicknesses and changing the amount of air between the window and the position of the samples.

So far, we have measured the properties of wide beams produced with tungsten scattering foils of various thicknesses. With a 150  $\mu\text{m}$  thick tungsten foil, we could produce a 10 MeV proton beam with almost homogeneous intensity, having deviations of the order of  $\sim 10\%$  in the central 35 mm and at  $\sim 50$  cm distance from the exit window. Furthermore, we have performed preliminary dosimetric studies, using EBT3 radiochromic films and a transmission ionization chamber for dose and proton fluence evaluation. Studies of this nature are of great interest, since radiochromic films would be a handy and easy to use dosimeter solution for proton RBE studies [2].

Finally, we are developing with the Geant4 toolkit a Monte Carlo tool, which reproduces accurately the cyclotron beam properties with the aim of simulating future improvements proposed on the final optimization of the setup for the irradiation of biological samples.

### References

[1] M. Durante & H. Paganetti, *Rep. Prog. Phys.*, **79** (2016) 096702.

[2] M. C. Battaglia et al., *Phys. Rev. Accel. Beams*, **19** (2016) 064701.



51

## **RADIA system for radiotherapy treatment verification: dose calibration and Bayesian reconstruction of axial dose maps**

**Corresponding Author(s):** adominguez18@us.es

23

## **RADIA system for radiotherapy treatment verification: dose calibration and Bayesian reconstruction of axial dose maps**

**Author(s):** A. Damián Domínguez Muñoz<sup>1</sup> ; Maria Cristina Battaglia<sup>2</sup>

**Co-author(s):** José M. Espino<sup>3</sup> ; Rafael Arrans<sup>1</sup> ; Miguel Antonio Cortes-Giraldo<sup>1</sup> ; María Isabel Gallardo Fuentes<sup>4</sup>

<sup>1</sup> *Universidad de Sevilla*

<sup>2</sup> *Centro Nacional de Aceleradores*

<sup>3</sup> *University of Seville*

<sup>4</sup> *Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Sevilla*

**Corresponding Author(s):** adominguez18@us.es

When a treatment planning system (TPS) is strongly stressed by forcing its calculations to be rather far from reference conditions, results might differ from real dose distributions. This scenario is frequently found in new radiotherapy techniques in which very small fields located off-axis are normally present. Furthermore, as these treatments are generally used for dose escalation in the vicinity of critical organs to be spared, it is understood the importance of dose calculation accuracy.

In practice, the verification is made either by means of films or by detector arrays and, more recently, by utilizing the electronic portal imaging device (EPID). The first method introduces a delay between irradiation and readout, while the second one has the drawback of a poor spatial resolution. In turn, EPID based verification systems, although promising, continue to fall short of being robust enough to face a daily routine practice. The RADIA system for treatment verification is designed to cover the need of sampling the dose distribution directly in axial planes on the fly. In this work, it is presented the dose to water calibration of RADIA system together with the dose map reconstruction method.

RADIA system consists of a rotating cylindrical polyethylene phantom that houses the dual single-sided silicon strip detector (DSSSD), two single-sided silicon strip detectors positioned so that the strips of each one are perpendicular to the other. The active area of the DSSSD is placed centred in an axial plane of the phantom, parallel to the beam incidence direction. Each strip works as an independent detector that is calibrated in dose to water using TPS in reliable conditions. Calibration factors obtained for various angles between the incident beams and the strips, are found to be angular-independent.

To verify a treatment a set of measurements is performed by rotating the phantom obtaining the mean absorbed dose in each strip at different angular positions. In order to reconstruct the dose map from experimental data with statistical uncertainties, the maximum a posteriori (MAP) theory has been used. The mean dose in a grid of pixels is treated like the parameters included in the probability density function of experimental data by using the expectation-maximization (EM) method or in its generalized form (GEM) to find an iterative solution. First results are obtained using normal distribution of known variance for the experimental data and no prior information of the dose map. Calibration and treatment irradiation measurements presented in this work were carried out at the Virgen Macarena Hospital.

56

## Radiomics in lung cancer: lesion heterogeneity quantification by PET images features.

Corresponding Author(s):

28

## Radiomics in lung cancer: lesion heterogeneity quantification by PET images features.

Author(s): Montserrat Carles<sup>1</sup>

Co-author(s): Irene Torres-Espallardo<sup>2</sup> ; Michael Mix<sup>1</sup> ; Ursula Nestle<sup>1</sup> ; Martí-Bonmatí Luis<sup>3</sup> ; Dimos Baltas<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Uniklinikum Freiburg

<sup>2</sup> Hospital Universitario y Politécnico La Fe

<sup>3</sup> Hospital Clínico y Universitario La Fe

Corresponding Author(s): montserrat.carles@uniklinik-freiburg.de

**Introduction:** Radiomics is an emerging field involving the extraction and analysis of large amount of quantitative image features (IF) from different imaging modalities. Its aim is developing descriptive and predictive models to individualized treatment selection. Three of the most important challenges in radiomics are: (i) to optimize image acquisition protocols and reconstruction; (ii) maximize the robustness of the segmentation method, while providing accurate boundaries and (iii) minimize the redundancy of image features and to maximize their robustness. In this work we presented an evaluation of the methodology for PET image features extraction for lung cancer patients. **Materials and Methods:** Thirty-one patients were retrospectively analysed and thirty IF evaluated (Table 1). Twenty-eight heterogeneous experimental phantoms (Figure 1) were developed and sixteen respiratory patterns applied. The impact of segmentation in IF was evaluated: (i) with contours of 40% of the maximum and with the contrast-oriented algorithm (COA) for 36 patient lesions and (ii) for phantoms, additionally, with ideal contours (VOIideal). The impact of motion compensation implied by retrospectively-gated (4D)-PET/CT on the variability of PET-IF was studied by comparison with the variability due to: (i) the voxel size in image reconstruction and (ii) the voxel size in image post-resampling. In addition, the robustness of IF to different characteristics of the respiratory movement (amplitude of movement, hysteresis and type of respiratory pattern) was assessed with the experimental phantoms. **Results:** All IF derived from 40% and COA contours showed strong linear correlations (LCs) with respect to IF derived from VOIideal; despite a volume underestimation of 42 and 40% respectively. In patient data, IF also showed strong LCs between COA and 40% (Figure 2). The type of pattern showed the most significant impact on IF variability and the compensation of motion in 4D-PET/CT improved the IF robustness (Figure 3). For our patient cohort: (i) the compensation of tumour motion did not have a significant impact on the IF variability (Figure 4) and (ii) the impact due to voxel size in reconstruction was more significant than in post-resampling. **Conclusions:** (i) 40% and COA could be a reliable approach for heterogeneity quantification, (ii) a guided respiration should be recommended during PET-acquisition, (iii) the impact of the voxel size of reconstruction and of post-resampling is not equivalent and (iv) all texture features (except contrast of neighbourhood-matrix) were robust to the motion compensation implied by 4D-PET/CT.

59

## Real-time dose computation algorithm for the INTRABEAM system

Corresponding Author(s): pbibanez.86@gmail.com

13

## Real-time dose computation algorithm for the INTRABEAM system

Paula Ibáñez<sup>1</sup> ; Amaia Villa-Abaunza<sup>2</sup> ; Víctor Valladolid<sup>2</sup> ; José Manuel Udías<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Grupo de Física Nuclear, Dpto Estructura de la Materia, Física Térmica y Electrónica*

<sup>2</sup> *Grupo de Física Nuclear, Dpto Estructura de la Materia, Física Térmica y Electrónica, Universidad Complutense de Madrid*

**Corresponding Author(s):** pbibanez@ucm.es

### Objective

The INTRABEAM (Carl Zeiss) system is a miniature accelerator largely used for low energy X-rays Intra-operative Radiation Therapy (XIORT), and it could benefit from a fast dose computation tool. A high level of accuracy is reached with Monte Carlo (MC) simulations, however it is a time-consuming technique and consequently it is not suitable for real-time dose planning. This work presents a dose calculation algorithm based in MC phase-space information to compute dose distributions for the INTRABEAM device within minutes, fully taking into account the different structures of the patient.

### Materials and Methods

The Hybrid Monte Carlo (HMC) is a GPU-based code that incorporates photoelectric, Compton and Rayleigh effects for X-rays up to 1 MeV. Photon's attenuation coefficients are extracted from PENELOPE database [1], and Rayleigh and Compton scattering angles have been precomputed and stored for the different materials. Code was parallelized to further increase the speed. Savings in computation time are also possible by taking some variance reduction techniques to the extreme, such as the use of meta-histories, each one representing the fate of many particles, or dose normalization, which allows statistic noise-free dose distributions with a low number of initial meta-histories. Detailed MC simulations have been generated with penEasy [2] to validate our tool in homogeneous and heterogeneous conditions with the different INTRABEAM applicators.

### Results

Dose distributions computed by the HMC are in good agreement with penEasy detailed simulations in homogeneous and heterogeneous media. The algorithm gives also a good prediction of experimental dose distributions in water, and comparisons to measured data in heterogeneous phantoms are being carried out. Accurate dose distributions were obtained with the HMC in minutes, compared to several days simulations with penEasy.

### Conclusions

The HMC provides accurate dose distributions within minutes. Its high speed allows a real-time dose calculation which includes the realistic effects of the beam in patient voxelized geometries. It can be used as a dose planning tool in the operating room during a XIORT treatment with any INTRABEAM device.

### References

- [1] Salvat, F. et al. PENELOPE-2006: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. In Workshop proceedings 2006; 4 (7).
- [2] Sempau J et al. A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinics and voxelized geometries—application to far-from-axis fields. *Med Phys* 2011;38(11):5887–95.

## Reducción de ruido en la imagen PET mediante análisis multi-escala con wavelets: estudio en maniquí

Corresponding Author(s): chuerga@gmail.com

31

## Reducción de ruido en la imagen PET mediante análisis multi-escala con wavelets: estudio en maniquí

Carlos Huerga<sup>1</sup> ; Pablo Castro<sup>2</sup> ; Eva Corredoira<sup>1</sup> ; Luis Alejo<sup>1</sup> ; Victor Delgado<sup>3</sup> ; Eduardo Guibelalde<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario La Princesa

<sup>3</sup> Departamento de Radiología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid

Corresponding Author(s):

### Objetivo

Describimos un método de reducción de ruido no lineal para la imagen PET basado en wavelet espacialmente adaptativo y que usa un modelado del contexto de cada pixel, capaz de mantener los valores de captación y bordes en las regiones significativas. El algoritmo se propone como alternativa al filtrado habitual que se realiza tras la reconstrucción

### Material/Método

Una importante característica de la transformada wavelet es que, en este dominio, la imagen se representa por unos pocos coeficientes con valores altos que retienen la información de interés (sparse representation). Aplicando un umbral apropiado se pueden eliminar los coeficientes que solo contribuyen al ruido. Suponiendo que los coeficientes  $W(i,j)$  de la imagen PET en el dominio wavelet se expresan como:  $W(i,j)=X(i,j)+N(i,j)$ , donde  $X(i,j)$  coeficientes sin ruido y  $N(i,j)$  coeficientes del ruido. El método que mostramos (Phys.Med.Biol 2017; 62(2): 633-651) se basa en la aproximación BayesShrink (Image Process.IEEETrans.9 1522-31) que supone que el umbral, que optimiza los coeficientes sin ruido es  $T=u^2/ux$ . Donde  $u^2$  es la varianza del ruido y  $ux$  la desviación estándar de los coeficientes  $X$  (sin ruido) de cada nivel. Extendiendo esto, para cada pixel se puede obtener un  $T(i,j)$  estimando la varianza local de cada coeficiente libre de ruido  $ux(i,j)$ . Nosotros hemos realizado dicha estimación a través de la función de autocorrelación (ACF) obtenida a partir del espectro de potencias.

Adquisiciones en un equipo PET/CT Discovery LS (GE). La técnica de adquisición fue la empleada en la clínica diaria; reconstrucción mediante OSEM-CTAC. Las imágenes PET de 128x128 tienen un espesor de corte de 4.25 mm y tamaño de pixel de 3.906 mm.

Evaluación en maniquís: maniquí homogéneo 18F, también usado para caracterizar la ACF e invariancia fotométrica; maniquí con insertos calientes, 6 insertos esféricos (10 a 37mm de diámetro). Se consideran 3 escenarios, con S/B ratios 20:1, 10:1 y 5:1. Tras reconstrucción se realizó doble procesamiento, una con el filtrado habitual (Gauss 5.45mm) y una segunda sustituyendo este filtrado por el propuesto. Se evaluaron las diferencias entre el filtrado habitual y el propuesto usando: coeficiente de recuperación (RC), SNR y Contraste.

### Resultados

En la tabla se muestran los valores de RC en los diferentes escenarios para todas las esferas. En el caso del filtro Gauss, la pérdida de señal es superior al 10% para la esfera más pequeña. Esta pérdida es inferior con el filtro propuesto, siendo del 5% en el caso más extremo. Las columnas de la derecha muestran cómo funciona el método descrito, se observa un incremento apreciable en la SNR del entorno radiactivo, en las esferas el algoritmo reconoce las "señales significativas" reduciendo el umbral del filtrado. Esta ganancia supone un importante incremento en el contraste como se aprecia en la última columna. En la figura se ilustra el caso de bajo-contraste a través de los perfiles en las esferas de menor tamaño.

36

## Scatter Estimation from PET-CT Sinograms

Julián Domarco<sup>1</sup> ; Jose Udias<sup>2</sup> ; JOAQUIN LOPEZ HERRAIZ<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Física Nuclear and UPARCOS, Universidad Complutense de Madrid, Madrid 28040, Spain

<sup>2</sup> Universidad Complutense de Madrid

<sup>3</sup> Universidad Complutense de Madrid. Grupo de Física Nuclear. UPARCO

**Corresponding Author(s):** jdomarco@ucm.es

Positron emission tomography (PET) is a medical imaging technique that provides information of the bio metabolic activity of internal tissues in 3D. This information can be used to analyze for instance, the biodistribution of an administer radiotracer.

The radiation emitted by the radiotracers may suffer interactions with the matter, such as attenuation and scatter in the patient before being detected in the scanner. Scatter events produce a background in the images that reduces their contrast. Therefore, it is important to estimate properly to improve the quality of PET images.

There are many proposed methods to perform this estimations, such as Monte Carlo, dual-energy window, extrapolation from the scatter outside the object, and convolution. The problem is that these methods are either slow (MC), or not fully accurate (dual-energy and convolution)

In this work, we have developed fast analytic method to estimate scatter from PET and CT sinograms with good accuracy. Working with sinograms makes the method faster than other methods, as there is no need to do any image reconstruction to estimate the scatter. As the scatter background is quite uniform, we have used very low resolution sinograms, to further reduce the processing time.

The proposed method is composed of three main steps:

-First PET and CT sinograms are convoluted with 5 different directional kernels to identify the relative position of the sources and the objects in the field of view (FOV).

-Then we find where filtered we compute the product of each of the 5 resulting source sinograms with each of the 5 object sinogramas. The result is proportional to the scatter originated in each CT sinogram and PET sinogram overlap as, these points are the positions where scatter can be produced.

-Finally for each bin of the resulting 25 sinograms we apply a scatter kernel, estimated by a previously performed Monte Carlo simulation or we can obtain a general expression that only depends on the geometry of the scanner.

42

## Simulación de Imagen por Contraste de Fase de Rayos X

Sara Heras Quílez<sup>1</sup> ; Diego García Pinto<sup>1</sup> ; MARGARITA CHEVALIER<sup>2</sup> ; Maria Castillo<sup>1</sup> ; Tatiana Alieva Krasheninnikova<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad Complutense de Madrid

<sup>2</sup> UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

**Corresponding Author(s):** sarheras@ucm.es

**Objetivo:** El presente trabajo tiene como objetivo el desarrollo de un código de simulación para la obtención de imágenes por contraste de fase de rayos X.

**Introducción:** Las imágenes de atenuación de rayos X presentan un alto contraste entre tejidos que posean grandes diferencias en el número atómico, pero dicho contraste se reduce mucho entre tejidos con similar número atómico. Para aumentar el contraste de estos últimos, se empezó a analizar el hecho de que cuando un haz de rayos X atraviesa un material, a la vez que disminuye la intensidad, sufre un cambio en su fase que depende del material. Este cambio puede llegar a ser 3 órdenes de magnitud mayor que el correspondiente en la intensidad, siendo más pronunciados en las superficies de separación entre tejidos, lo que se conoce como realce de borde [1]. Las imágenes en las que el contraste está determinado por las variaciones en la fase de los rayos X se denominan imágenes por contraste de fase y existen diversas técnicas para su obtención [2], siendo la más simple la denominada contraste de fase en línea.

**Materiales y métodos:** El algoritmo de simulación se basa en la teoría de difracción de Fresnel y se ha implementado en MATLAB, además hace uso de la programación en GPU para optimizar los tiempos de cálculo. Dicho código permite obtener la imagen por contraste de fase de objetos de distinta geometría y composición. También es posible simular un haz de rayos X paralelo o cónico, compuesto por una sola energía o un espectro de energías. El efecto que tiene en la imagen la resolución del detector se introduce por medio del tamaño de píxel del mismo. Los resultados presentados en este trabajo se han obtenido utilizando una computadora con un procesador Intel Core i5 de 3GHz, con una memoria RAM de 8 GHz y una GPU NVIDIA GeForce GT 620.

**Resultados:** Con el código desarrollado se han simulado las imágenes para distintas condiciones de adquisición (kVp, distancia fuente-objeto y objeto-detector) y varios materiales, con el fin de analizar como afectan estos parámetros a las imágenes por contraste de fase. En la figura 1 se puede observar el efecto que tiene la resolución del detector sobre una imagen de una esfera de PMMA. En la figura 2 se muestra el efecto que tiene en el realce de borde, la energía del espectro de rayos X y como éste disminuye al aumentar la energía.

**Conclusiones:** Utilizando la teoría de difracción de Fresnel es posible simular imágenes por contraste de fase utilizando rayos X en las que el realce de borde disminuye al aumentar la energía o disminuir la resolución del detector.

[1] Jian Fu. Phase Contrast Computed Tomography, Computed Tomography - Clinical Applications, Dr. Luca Saba (Ed.), ISBN: 978-953-307-378-1, InTech, (2012).

[2] A. Momose, "Recent advances in X-ray phase imaging," Jpn. J. Appl. Phys. 44, 6355–6367 (2005).

53

## Simulación de imágenes por contraste de fase de rayos X

Corresponding Author(s): diegogar@ucm.es

46

## TRAX-CHEM: a pre-chemical and chemical stage extension of the particle track structure code TRAX

Daria Boscolo<sup>1</sup> ; Michael Krämer<sup>1</sup> ; Marco Durante<sup>2</sup> ; Martina Fuss<sup>1</sup> ; Emanuele Scifoni<sup>2</sup>

<sup>1</sup> GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung

<sup>2</sup> Trento Institute for Fundamental Physics and Applications (TIFPA)

Corresponding Author(s): m.fuss@gsi.de

The indirect effect of radiation plays a very important role on the radiation effect on biological systems. The interaction of chemical species generated during water radiolysis, among themselves and with the target material, results to be especially relevant as they are responsible for a large portion of the radiation-induced biological damage. However the nanoscopic processes and mechanisms underlying the radicals diffusion and reaction along a particle track are still not completely known. In this context, the development of models and tools able to describe the chemical track evolution will allow not only to better investigate the indirect effect of radiation damage, but also to access problems where the chemical pathway seems unavoidable, namely nanoparticles sensitisation effect, the impact of the target oxygenation level on the tissue radiosensitivity and the possibility of investigating the role of radical scavengers on the chemical kinetics along an ion track.

Monte Carlo track structure codes are particularly suitable for studying the microscopic processes involved in the radiation damage thanks to their capability to handle the stochastic nature of radiation interaction with the target material. In this poster, the new implementation of the pre-chemical and chemical module of the Monte Carlo particle track structure code TRAX will be presented. Thanks

to this extension the code is now able to describe with a step by step approach the production, diffusion and reaction of particle beam induced water-derived radicals. After a description of the implemented model, the chemical evolution of the most important products of water radiolysis,  $e_{aq}^-$ ,  $OH\cdot$ ,  $H\cdot$ ,  $H_3O^+$ ,  $H_2$ ,  $OH^-$  and  $H_2O_2$  is studied for electron, proton, helium, and carbon ion radiation at different energies. The validity of the model is verified by comparing the calculated time and LET dependent yield with experimental data from literature and other simulation approaches.

71

## Tratamiento de señales ópticas para diagnóstico no invasivo

Corresponding Author(s):

21

## Uso de la dosimetría en vivo en la verificación de dosis de los tratamientos de braquiterapia

Daniel Martínez Rodríguez<sup>None</sup> ; Víctor De La Llana Granja<sup>None</sup> ; Jesús María De Frutos Baraja<sup>None</sup> ; David Pérez Miguel<sup>None</sup> ; Carlos Andrés Rodríguez<sup>None</sup> ; Manuel Agulla Otero<sup>None</sup> ; Ricardo Torres Cabrera<sup>None</sup> ; Ángel Del Castillo Belmonte<sup>None</sup> ; Delfín Alonso Hernández<sup>None</sup> ; María Sánchez Belda<sup>None</sup> ; Pilar Alonso Martínez<sup>None</sup> ; Patricia Diezhandino García<sup>None</sup>

Corresponding Author(s):

### Introducción

Es conveniente utilizar dosimetría en vivo en braquiterapia con el objetivo de verificar que la dosis que está llegando a los volúmenes a tratar y a los órganos de riesgo del paciente es la que se ha planificado. En el Hospital Clínico Universitario de Valladolid se monitoriza la dosis en los tratamientos de carcinoma de cérvix y endometrio cuando se realizan los tratamientos de los mismos. Es un método para detectar grandes desviaciones, no está concebido para detectar pequeñas desviaciones de dosis en las aplicaciones de los tratamientos. En este tipo de tratamientos debe tenerse también en cuenta que existen grandes gradientes de dosis. El objetivo de este trabajo es presentar a otros usuarios la forma de verificar este tipo de dosimetrías.

### Metodología

Para la aplicación de la braquiterapia se ha utilizado un dispositivo de alta tasa de Bebig modelo Sagi-nova. En esta unidad se utiliza una semilla de I-192. La planificación de los tratamientos fue realizada con el sistema de planificación SagiPlan Version 2.0.2. Los diodos utilizados para realizar las medidas son cinco diodos en un array modelo PTW T9112 para medidas de dosis en recto y un diodo modelo PTW T9113 para medida de dosis vesical. El electrómetro utilizado es PTW vivodos. Los aplicadores utilizados son cilindro tipo stump y Fletcher de diferente longitud (2-4-6-8 cm) con dos colpostatos. Se utiliza en pacientes con patología de cervix o endometrio que se tratan con braquiterapia con los aplicadores de Fletcher (Figuras 1 y 2) o cilindro (Figura 3), respectivamente. La planificación se realiza con una tomografía computarizada que se realiza a la paciente una vez se han implantado tanto los diodos como el aplicador con el que se va a realizar el tratamiento, inmediatamente tras la adquisición del CT para evitar posibles desplazamientos de los diodos y cambios fisiológicos en este intervalo de tiempo, que desde la realización del CT hasta la realización del tratamiento suele ser de 20-25 minutos. En la planificación se marcan con puntos las posiciones de los diodos, y se calcula en éstos las dosis que se recibirá. Durante el tratamiento se recoge con un electrómetro la carga de los diodos, obteniéndose la dosis en los órganos de riesgo y comparándose con la planificada.

### Resultados.

A continuación se muestran los valores de medida obtenidos en un caso de cilindro y otro de aplicador Fletcher. Se muestran los valores para cada diodo obtenidos en el plan, obtenidos en la medida y la diferencia relativa entre estos valores:

Medidas cilindro (dosis absorbida, Gy): Sólo diodos rectales.

Plan: D1: 2,14; D2: 2,79; D3: 2,85; D4: 2,41; D5: 1,65  
Medida: D1: 2,72; D2: 2,93; D3: 3,00; D4: 2,00; D5: 2,00  
Diferencia(%): D1: 8,41; D2:-5,02; D3: 4,21; D4: 9,54; D5:-9,09

Medidas Fletcher:

Plan: D1: 2,72; D2: 1,68; D3: 1,11; D4: 0,77; D5: 0,55; DV: 4,87  
Medida: D1: 2,80; D2: 1,73; D3: 1,15; D4: 0,78; D5: 0,56; DV: 3,98  
Diferencia(%): D1:-2,94; D2:-2,98; D3:-3,60; D4:-1,30; D5:-1,82; DV: 18,28

Conclusión:

Se observa una buena correspondencia entre los valores medidos y planificados que puede ayudar a detectar posibles grandes errores en la aplicación del tratamiento de braquiterapia.

34

## Verificación de planes de arcoterapia multiisocentro

Daniel Martínez Rodríguez<sup>1</sup>; Delfin Alonso Hernández<sup>1</sup>; Víctor De La Llana Granja<sup>1</sup>; David Miguel Pérez<sup>1</sup>; Ángel Del Castillo Belmonte<sup>1</sup>; Carlos Andrés Rodríguez<sup>1</sup>; Manuel Agulla Otero<sup>1</sup>; Jesús De Frutos Baraja<sup>1</sup>; Ricardo Torres Cabrera<sup>1</sup>; María Ruiz Aznar<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hospital Clínico Universitario de Valladolid

**Corresponding Author(s):** damartinez43@gmail.com

Objetivo

El objetivo principal es obtener un método para validar la dosimetría de los planes de tratamiento cuando estos tienen varios arcos con diferentes isocentros y los arcos se superponen. Se pretende verificar que no se producen zonas de sobredosificación o subdosificación cuando se realiza el tratamiento completo.

Metodología

La distribución de dosis fue calculada con el sistema de planificación de tratamientos de radioterapia (TPS) Eclipse versión 13.7 en la tomografía computarizada (CT) del paciente y en el maniquí que se ha utilizado para la comprobación de la dosimetría.

El tratamiento se llevó a cabo con un acelerador lineal Varian DHX y la dosis fue medida con el maniquí de medida Octavius 4D y la matriz de medida Octavius 729 de PTW. Los campos de tratamiento se midieron individualmente y los dispositivos de medida no se desplazaron durante la irradiación del tratamiento.

El plano de comparación que se iba a utilizar fue convertido a una imagen en formato de tipo tiff para cada campo con el software Verisoft de PTW. El mismo plano de dosis obtenido en el TPS también se convirtió en una imagen tiff.

Se creó una imagen compuesta con las imágenes de cada campo individual con el software imageJ. Cada imagen se desplazó en función de la diferencia de posición de los isocentros de cada campo y se obtuvo una imagen de la distribución de dosis completa con la suma compensada por la dosis máxima de cada campo.

La imagen del tratamiento completo obtenida del TPS se comparó con esta imagen.

Resultados

Las imágenes se compararon utilizando diferentes perfiles. La diferencia promedio en las regiones de interés (donde había superposición de arcos) fue del 3,33%

La diferencia de dosis máxima encontrada fue del 23%. Se encontró una subdosificación en uno de los bordes del maniquí de cálculo en el sistema de planificación donde ya no había superposición de arcos en esa zona del tratamiento.



### Conclusiones

Dado que este es un método que permite comparar la dosis absorbida total que se recibirá en un plano al sumar las contribuciones de todos los campos medidos (irradiados) con la dosis calculada por el planificador, parece ser un método fiable para comprobar si un tratamiento de arcoterapia con varios isocentros puede ser realizado correctamente por el acelerador lineal.

72

## **Óptica oftálmica para corrección de la visión**

**Corresponding Author(s):**