

# I Jornadas RSEF / IFIMED de Física Médica

Thursday 10 March 2016 - Friday 11 March 2016

IFIC-Valencia



## Book of Abstracts



# Contents

|   |   |
|---|---|
| IFIMED: Instalación para Aplicaciones Médicas de la Física. . . . .   | 1 |
| Terapia Hadrónica. . . . .  | 1 |
| Monitorización de la terapia hadrónica en tiempo real . . . . .   | 1 |
| Aplicaciones Clínicas de la Protonterapia. . . . .  | 1 |
| PET y resonancia en el I3M . . . . .  | 1 |
| Biomarcadores de Imagen y Física Médica . . . . .   | 1 |
| Conferencia recomendada: Ondas gravitacionales . . . . .  | 1 |
| PETALO, a Positron Emission Tomography Apparatus based in liquid XenOn with time of flight Applications . . . . .                   | 1 |
| Towards using large and thick monolithic scintillators with high DOI performance . . . . .  | 2 |
| Determinación de la posición en cristales continuos para PET . . . . .  | 2 |
| Caracterización del tiempo muerto en una gammacámara con $^{131}\text{I}$ en una región de interés . . . . .                        | 2 |
| High time resolution measurements with segmented and monolithic scintillator for PET applications . . . . .                         | 2 |
| The Laser Laboratory for Acceleration and Applications (L2A2) . . . . .   | 2 |
| Eight years experience of the Master on Medical Physics at UNED . . . . .   | 3 |
| A model of x-ray tungsten sources . . . . .   | 3 |
| Analytical calculation of proton linear energy transfer in voxelized geometries including secondary protons . . . . .               | 3 |
| On the Monte Carlo calculation of unrestricted dose average linear-energy-transfer (LETd) distributions in proton therapy . . . . . | 3 |
| Optimized Monte-Carlo based dose calculation for low energy X-rays intraoperative radiation therapy . . . . .                       | 3 |
| Dosimetría de protones con película radiocrómica EBT3: simulaciones con PENH y Geant4 . . . . .                                     | 3 |

|   |   |
|---|---|
| Commissioning of a Siemens 160-MLC GEANT4 geometry model constructed automatically with an inhouse algorithm . . . . .                            | 4 |
| Medicina Nuclear: clínica e investigación . . . . .   | 4 |
| ”Valoración dosimétrica de las diferentes soluciones de modulación de intensidad, estática y dinámica, en radioterapia” . . . . .                 | 4 |
| “La Física del Cáncer. Convergencia de las ciencias en el siglo XXI” . . . . .  | 4 |
| Desarrollos para neurociencias: adquisición, post proceso y terapia . . . . .   | 4 |
| Resultados y Experiencia, Física y Clínica, en los Tratamientos de Radioterapia Intraoperatoria de un Servicio de Radiofísica Específico. . . . . | 4 |
| ”Líneas de investigación productivas en Física Médica del Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón . . . . .                                | 4 |
| Radioterapia e Inmunoterapia . . . . .  | 5 |
| Nuevas avenidas en radioterapia: moldeando la respuesta biológica. . . . .  | 5 |
| Temas pendientes en la tecnología de imagen PET. . . . .  | 5 |
| La Infraestructura Española para Tecnologías de Imagen Medica . . . . .   | 5 |
| Pruebas en Laboratorio y Haz de un Telescopio Compton para Monitorización de Terapia Hadrónica . . . . .  | 5 |
| Cancer Dynamics: Tumor-Immune Interactions . . . . .  | 5 |
| Ultrasound Computed tomography for early breast cancer detection . . . . .  | 6 |
| Estudio dosimétrico: sustitución de la radiografía de tórax por una tomografía computarizada de ultra baja dosis con energía dual. . . . .        | 6 |
| Cuantificación de la Imagen Médica con Tomografía Computerizada de Energía Dual en Cáncer de Pulmón . . . . .                                     | 6 |
| Incremento de dosis debido al contraste intravenoso en la etapa de simulación en un tratamiento de 3DCRT gástrico . . . . .                       | 6 |
| Correlación entre dosis en el punto de referencia intervencionista y dosis a trabajadores en un quirófano híbrido de cirugía vascular . . . . .   | 6 |
| Efecto del movimiento respiratorio en la cuantificación de heterogeneidad con imagen PET . . . . .  | 6 |
| Dosimetría de protones con película radiocrómica EBT3: simulaciones con PENH y Geant4 . . . . .   | 6 |
| A model of x-ray tungsten sources . . . . .   | 7 |
| Desarrollos para neurociencias: adquisición, post proceso y terapia . . . . .   | 8 |
| Correlación entre dosis en el punto de referencia intervencionista y dosis a trabajadores en un quirófano híbrido de cirugía vascular . . . . .   | 8 |

|   |    |
|---|----|
| Commissioning of a Siemens 160-MLC GEANT4 geometry model constructed automatically with an inhouse algorithm . . . . .                            | 9  |
| On the Monte Carlo calculation of unrestricted dose average linear-energy-transfer (LETd) distributions in proton therapy . . . . .               | 10 |
| Presentations . . . . .   | 11 |
| Determinación de la posición en cristales continuos para PET . . . . .  | 11 |
| Incremento de dosis debido al contraste intravenoso en la etapa de simulación en un tratamiento de 3DCRT gástrico . . . . .                       | 12 |
| Eight years experience of the Master on Medical Physics at UNED . . . . .   | 12 |
| Towards using large and thick monolithic scintillators with high DOI performance . . . . .  | 13 |
| Cancer Dynamics: Tumor-Immune Interactions . . . . .  | 14 |
| Caracterización del tiempo muerto en una gammacámara con <sup>131</sup> I en una región de interés. . . . .                                       | 14 |
| Analytical calculation of proton linear energy transfer in voxelized geometries including secondary protons . . . . .                             | 15 |
| TBD . . . . .   | 15 |
| PETALO, a Positron Emission Tomography Apparatus based in Liquid XenOn with time of flight applications . . . . .                                 | 16 |
| The Laser Laboratory for Acceleration and Applications (L2A2) . . . . .   | 16 |
| Desarrollos para neurociencias: adquisición, post proceso y terapia . . . . .   | 17 |
| Ultrasound Computed tomography for early breast cancer detection . . . . .  | 18 |
| Optimized Monte-Carlo based dose calculation for low energy X-rays intraoperative radiation therapy . . . . .                                     | 19 |
| Resultados y Experiencia, Física y Clínica, en los Tratamientos de Radioterapia Intraoperatoria de un Servicio de Radiofísica Específico. . . . . | 20 |
| Líneas de investigación productivas en Física Médica del Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón . . . . .                                 | 21 |
| Desarrollos para neurociencias: adquisición, post proceso y terapia . . . . .   | 22 |
| Testing MPPCs for PET at UB . . . . .   | 22 |
| Evaluation with experimental phantoms of the effect of motion on the variability of PET texture features. . . . .                                 | 23 |
| ESTUDIO DOSIMÉTRICO: SUSTITUCIÓN DE LA RADIOGRAFÍA DE TÓRAX POR UNA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE ULTRA BAJA DOSIS CON ENERGÍA DUAL. . . . .        | 24 |
| Cuantificación de la Imagen Médica con Tomografía Computerizada de Energía Dual en Cáncer de Pulmón. . . . .                                      | 24 |

|   |    |
|---|----|
| Pruebas en Laboratorio y Haz de un Telescopio Compton para Monitorización de Terapia<br>Hadrónica . . . . . | 25 |
|---|----|

2

**IFIMED: Instalación para Aplicaciones Médicas de la Física.**

12

**Terapia Hadrónica.**

11

**Monitorización de la terapia hadrónica en tiempo real**

**Corresponding Author(s):** [gabriela.llosa@ific.uv.es](mailto:gabriela.llosa@ific.uv.es)

Gabriela Llosá

67

**Aplicaciones Clínicas de la Protonterapia.**

3

**PET y resonancia en el I3M**

4

**Biomarcadores de Imagen y Física Médica**

25

**Conferencia recomendada: Ondas gravitacionales**

45

**PETALO, a Positron Emission Tomography Apparatus based in liquid XenOn with time of flight Applications**

Corresponding Author(s): gomez@mail.cern.ch

46

**Towards using large and thick monolithic scintillators with high DOI performance**

Corresponding Author(s): andrea.gm@i3m.upv.es

47

**Determinación de la posición en cristales continuos para PET**

Corresponding Author(s): ane.etxebeste@ific.uv.es

48

**Caracterización del tiempo muerto en una gammacámara con  $^{131}\text{I}$  en una región de interés**

Corresponding Author(s): phihugo@gmail.com

50

**High time resolution measurements with segmented and monolithic scintillator for PET applications**

Corresponding Author(s): dsanchez@ecm.ub.edu

51

**The Laser Laboratory for Acceleration and Applications (L2A2)**

Corresponding Author(s): j.benlliure@usc.es



61

### **Eight years experience of the Master on Medical Physics at UNED**

Corresponding Author(s): jcantoranz@dfmf.uned.es

52

### **A model of x-ray tungsten sources**

Corresponding Author(s): guillehg@usal.es

53

### **Analytical calculation of proton linear energy transfer in voxelized geometries including secondary protons**

Corresponding Author(s): dsparcerisa@ucm.es

54

### **On the Monte Carlo calculation of unrestricted dose average linear-energy-transfer (LETd) distributions in proton therapy**

Corresponding Author(s): miancortes@us.es

55

### **Optimized Monte-Carlo based dose calculation for low energy X-rays intraoperative radiation therapy**

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

56

### **Dosimetría de protones con película radiocrómica EBT3: simulaciones con PENH y Geant4**

Corresponding Author(s): lallena@ugr.es

57

**Commissioning of a Siemens 160-MLC GEANT4 geometry model constructed automatically with an inhouse algorithm**

Corresponding Author(s): alvpermol@gmail.com

13

**Medicina Nuclear: clínica e investigación**

7

**”Valoración dosimétrica de las diferentes soluciones de modulación de intensidad, estática y dinámica, en radioterapia”**

16

**“La Física del Cáncer. Convergencia de las ciencias en el siglo XXI”**

38

**Desarrollos para neurociencias: adquisición, post proceso y terapia**

58

**Resultados y Experiencia, Física y Clínica, en los Tratamientos de Radioterapia Intraoperatoria de un Servicio de Radiofísica Específico.**

Corresponding Author(s): fjdeluis@yahoo.es

59

## **”Líneas de investigación productivas en Física Médica del Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón**

64

### **Radioterapia e Inmunoterapia**

5

### **Nuevas avenidas en radioterapia: moldeando la respuesta biológica.**

Corresponding Author(s): prezado@imnc.in2p3.fr

26

### **Temas pendientes en la tecnología de imagen PET.**

60

### **La Infraestructura Española para Tecnologías de Imagen Medica**

49

### **Pruebas en Laboratorio y Haz de un Telescopio Compton para Monitorización de Terapia Hadrónica**

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

39

### **Cancer Dynamics: Tumor-Immune Interactions**

62

**Ultrasound Computed tomography for early breast cancer detection**

Corresponding Author(s): mailyn01@ucm.es

43

**Estudio dosimétrico: sustitución de la radiografía de tórax por una tomografía computarizada de ultra baja dosis con energía dual.**

42

**Cuantificación de la Imagen Médica con Tomografía Computarizada de Energía Dual en Cáncer de Pulmón**

40

**Incremento de dosis debido al contraste intravenoso en la etapa de simulación en un tratamiento de 3DCRT gástrico**

41

**Correlación entre dosis en el punto de referencia intervencionista y dosis a trabajadores en un quirófano híbrido de cirugía vascular**

63

**Efecto del movimiento respiratorio en la cuantificación de heterogeneidad con imagen PET**

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

31

## Dosimetría de protones con película radiocrómica EBT3: simulaciones con PENH y Geant4

**Author(s):** Antonio M. Lallena Rojo Lallena<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Cristina Battaglia<sup>2</sup> ; Francesc Salvat<sup>3</sup> ; Marta Anguiano<sup>1</sup> ; María Isabel Gallardo Fuentes<sup>4</sup> ; Miguel A. Cortés-Giraldo<sup>2</sup>

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

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

<sup>3</sup> *Universidad de Barcelona*

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

**Corresponding Author(s):** lallena@ugr.es

En este trabajo se estudia mediante simulación Monte Carlo con los códigos PENH [1] y Geant4 [2,3] la respuesta de la película radiocrómica EBT3 a protones de baja energía, de hasta 5 MeV. Se simulan para ello distintas geometrías de irradiación que involucran capas de aire y mylar de distintos espesores, además de la propia película, que se describe como una capa activa de lucite entre dos capas de poliestireno que sirven de soporte.

La comparación de los resultados obtenidos con ambos códigos permite estudiar la viabilidad de PENH para este tipo de cálculos ya que, hasta ahora [4], sólo se había empleado en simulaciones con protones de energía por encima de 100 MeV y geometrías mucho más extensas que las que se consideran en este trabajo (que corresponden a láminas materiales con dimensiones de hasta unas pocas décimas de mm).

Algunas de las magnitudes dosimétricas calculadas se comparan también con medidas experimentales realizadas recientemente en el CNA (Sevilla) [5].

### Bibliografía

[1] F. Salvat, A generic algorithm for Monte Carlo simulation of proton transport. Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. B 316 (2013) 144-159

[2] S. Agostinelli, J. Allison, et al., Geant4 – a simulation toolkit, Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A 506 (2003) 250-303. [2] .

[3] J. Allison, K. Amako, et al., Geant4 developments and applications, IEEE Trans. Nucl. Sci. 53 (2006) 270-278

[4] E. Sterpin, J. Sorriaux, S. Vynckier, Extension of PENELOPE to protons: Simulation of nuclear reactions and benchmark with Geant4. Med. Phys. 40 (2013) 111705

[5] M.C. Battaglia, D. Schardt, J.M. Espino, M.I. Gallardo, M.A. Cortés-Giraldo, J.M. Quesada, A.M. Lallena, H. Miras, D. Guirado Response of EBT3 films to low energy protons in the Bragg peak region. CAoPAC: Computer Aided Optimization of Particle Accelerators Workshop. Darmstadt, Alemania (2015)

32

## A model of x-ray tungsten sources

Guillermo Hernández<sup>1</sup> ; francisco fernandez<sup>1</sup>

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

**Corresponding Author(s):** guillehg@usal.es

Accurate modeling of x-ray spectra emerging from a tungsten converter –typically the anode of an x-ray tube– is useful for some medical applications, medical imaging and radiation dosimetry being of special relevance among them. Other fields of application, such as security scanning or food contaminant irradiation, may also benefit from developments in x-ray spectral descriptions beyond the usual range of medical imaging.

Semiempirical methods model x-ray production by using experimental or simulated data in a physically-based framework. This work extends the results of previous semiempirical models, producing more accurate results and extending the model to the orthovoltage energy range.

Electron fluence in a tungsten converter is modeled taking into account both the energy and angular distributions, each of them adjusted to FLUKA simulated data. Distances were scaled by the CSDA range to reduce the energy dependence. Bremsstrahlung production was found by integrating the cross section with the fluence in a one-dimensional penetration model. Characteristic radiation was added using a semiempirical law whose validity was checked. The results were compared the experimental results of Bhat et al., with the SpekCalc numerical tool, and with MCNPX simulation results from the work of Hernandez and Boone. The results found are in good agreement with simulation results in the 50-640 keV energy range.

37

## **Desarrollos para neurociencias: adquisición, post proceso y terapia**

19

## **Correlación entre dosis en el punto de referencia intervencionista y dosis a trabajadores en un quirófano híbrido de cirugía vascular**

**Author(s):** Carlos Andrés<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Hugo Perez-Garcia <sup>1</sup> ; Manuel Agulla <sup>1</sup> ; Ricardo Torres <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hospital Universitario Rio Hortega

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

**Objetivo:** Tras la puesta en marcha de un nuevo quirófano híbrido de cirugía vascular, se desea estudiar la relación existente entre las dosis recibidas por los trabajadores y la dosis administrada al paciente, a través de la dosis en el punto de referencia intervencionista, un parámetro que proporciona el equipo de RX.

**Material y Método:** El quirófano híbrido está dotado con un angiógrafo Siemens modelo Artis Zeego, un arco quirúrgico de panel plano acoplado a un brazo robótico, así como dos mamparas blindadas de 0,5 mm de espesor equivalente en plomo. La dosis recibida por los trabajadores se mide con un dosímetro de lectura directa marca Thermo Scientific modelo EPD Mk2+ durante 12 intervenciones, colocándose sobre el trabajador con mayor exposición a la radiación, en el pecho y delante del mandil blindado de 0,5 mm equivalente de Pb que éste lleva durante la intervención. La dosis a trabajadores por intervención se compara con la dosis en el punto de referencia intervencionista obtenida a través del informe estructurado de dosis (Dose SR).

**Resultados y discusión:** A partir de los datos obtenidos, se realiza un ajuste por mínimos cuadrados a una recta sin término independiente, obteniéndose una relación entre la dosis equivalente personal profunda Hp(10) recibida por los trabajadores expuestos y la dosis administrada por el equipo en el punto de referencia intervencionista, con coeficiente de determinación  $R^2 = 0,94$ . Se aprecia una gran dispersión debida principalmente a la aleatoriedad en la colocación de los trabajadores durante la operación así como a cambios frecuentes en el blindaje y en la orientación del haz, ya que algunas intervenciones permiten trabajar más lejos del tubo de rayos X, mientras que otras exigen retirar la mampara plomada durante unos instantes.

Conclusiones: La dosis a trabajadores es tres órdenes de magnitud inferior a la dosis impartida en el punto de referencia intervencionista. Los resultados obtenidos nos permiten estimar de manera sencilla las dosis recibidas en cada intervención por los trabajadores en zonas no protegidas por el mandil plomado, como es el caso del cristalino. Por otro lado, atendiendo a la dosis en el punto de referencia intervencionista es posible detectar los procedimientos intervencionistas en los cuales los profesionales están más expuestos a la radiación, pudiendo así optimizarlos desde el punto de vista de la Protección Radiológica.

Agradecimientos: Al equipo de profesionales de los Servicios de Cirugía Vascul y de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Valladolid.

34

## Commissioning of a Siemens 160-MLC GEANT4 geometry model constructed automatically with an inhouse algorithm

**Author(s):** Álvaro Perales<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Héctor Miras<sup>2</sup>; María Isabel Gallardo Fuentes<sup>3</sup>; Miguel Antonio Cortes-Giraldo<sup>1</sup>; Rafael Arráns<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup> *Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena*

<sup>3</sup> *Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Sevilla*

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

We present new features of the code developed with the GEANT4 [1] Monte Carlo (MC) toolkit, for the MC simulation of the Siemens Oncor linac that belongs to the Hospital Universitario Virgen Macarena. We have created an algorithm which allows the automatic construction of the geometry model of the multi-leaf collimator (MLC) 160-MLCTM [2], Siemens Medical Solutions, according to customizable parameters; hence our purpose is to show the goodness of the algorithm from a dosimetric point of view. With this purpose we compare the MC calculations, carried out with version 10.1.p01 of GEANT4, with experimental measurements through dosimetric tests which enable to optimize the following parameters: (1) tilt angle, (2-3) intra- and interleaf leakage profile, (4) distance between opposite leaves for a closed MLC disposition and (5) leaf edge. One of the characteristic of the 160-MLC TM design is that the leaf ends follow a pattern where areas have alternated concave and convex curvatures. To our knowledge, the 160-MLC TM had only been simulated in GEANT4 thanks to a CAD software that stored the exactly position of the vertices of each leaf [3]. However our algorithm uses the information of the manufacturer directly for that intention, doing a discretization of the edge according to a specific angular tolerance. The algorithm also parametrizes the position and inclination of each leaf according to its position and aperture projected to the isocenter plane, requiring the number of leaves for each bank, the positions of the upper and lower ends and the positions of the leaf corners for a closed configuration. The experimental measurements were done with radiochromic films, placing the films at a depth of 1.5 cm in water solid phantom. The films were scanned using the Epson 10000 XL scan and the dosimetric calibration was made at a distance of 100 cm from the source, following the

indications described by Arráns et al [4].

The dosimetric tests were the following: (I) Picket Fence. Dose distribution created by the superposition of

two fields that alternates the positions of the odd and even leaves of a specific bank, allowing the study of the

inclination of each leaf with respect of the divergent ray emerging from the source (tilt angle). (II)

Transmission Field. With a setup defined by closed MLC and fully opened jaws we can evaluate the intra-

and interleaf radiation leakage profiles and the distance between opposite leaves. (III) Edge Field.

With a

0.5x10 cm<sup>2</sup> field, we verify the sensitivity against the angular tolerance of the leaf end modeling.

The results show a good agreement between experimental and MC data, demonstrating the validity of the

algorithm to build a geometry model of the 160-MLC TM from a dosimetric point of view. This evidence

displays the precision and accuracy of the algorithm for the aim of constructing any type of MLC

model, including those with a great level of complexity like the 160-MLC TM. Thus, we have presented a

powerful tool for the dosimetric study of small fields, that are very common in radiotherapy treatments of

novel radiotherapy techniques, since it can reproduce the singularities of the MLC design in the dose distribution.

Furthermore thanks to the accuracy achieved in these dose calculations, we can extend this study from

homogeneous to heterogeneous mediums, with the purpose of knowing the dose uncertainties present in

treatment planning systems (TPS) for that kind of situations.

35

## On the Monte Carlo calculation of unrestricted dose average linear-energy-transfer (LET<sub>d</sub>) distributions in proton therapy

**Author(s):** Miguel Antonio Cortes-Giraldo<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Alejandro Carabe<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup> *Hospital of the University of Pennsylvania*

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

We compare three Monte Carlo scoring strategies to calculate unrestricted dose average linear energy transfer (LET<sub>d</sub>) maps obtained in voxelized geometries irradiated with proton therapy beams. Simulations were done with the Geant4 (Geometry ANd Tracking) toolkit, version 9.6.2 [1].

The first method consists in the step-by-step computation of LET, reported in the literature [2, 3], using the proton energy loss and step length. We found that this strategy is influenced by spurious high LET values, which significance increases as the voxel size becomes smaller. Unrestricted LET<sub>d</sub> values calculated for primary protons in water with a voxel size of 0.2 mm were a factor ~1.8 higher than those obtained with a size of 2.0 mm at the plateau region for a 160 MeV beam [4]. The aforementioned spurious high LET values are produced by proton steps defined by a “hard” collision with an electron, so that the condensed-history algorithm determines an energy transfer near the maximum value, while the step length remains limited due to voxel boundary crossing.

To overcome this problem we derived two alternative methods. The first alternative method scores the LET along the entire path described by each proton within the voxel. The other one followed the same approach of the first method, but using directly the LET computed from stopping power tables, according to the proton kinetic energy at the step, instead of the LET calculated from the actual energy loss and step length. We also carried out microdosimetry calculations with the aim of deriving reference LET<sub>d</sub> values from microdosimetric quantities.

Significant differences between the methods were reported either with pristine or spread-out Bragg



Peaks (SOBP). We found that the second alternative method proposed gave the most consistent performance, since it returned stable LETd values against simulation parameter changes and also gave the best agreement with LETd values estimated from microdosimetry calculations.

36

## Presentations

33

### Determinación de la posición en cristales continuos para PET

Ane Etxebeste<sup>1</sup><sup>1</sup> IFIC**Corresponding Author(s):** ane.etxebeste@ific.uv.es

El interés del uso de cristales continuos en tomografía de emisión por positrones (PET) ha crecido en los últimos años. Acoplados a fotodetectores segmentados como son los fotomultiplicadores de Silicio (SiPMs), estos detectores pueden combinar una alta sensibilidad con una alta resolución espacial, los dos principales factores a maximizar en PET.

Las principales ventajas de los cristales continuos son el aumento de la sensibilidad, la capacidad de inferir la DoI a partir de la distribución de luz en el cristal y la no limitación de la resolución espacial transversal al tamaño del cristal. Sin embargo, la principal desventaja es la dificultad de obtener un posicionamiento preciso de la de interacción del fotón dentro del cristal, necesario para poder obtener una imagen reconstruida final de alta calidad.

Distintos grupos han trabajado en el posicionamiento de la interacción en cristales continuos. Muchos de los algoritmos desarrollados requieren de costosas precalibraciones como son los métodos estadísticos basados en Máxima Verosimilitud o los basados en reconocimiento de patrones. A diferencia de éstos, existen otros métodos que se basan en modelos simulados o teóricos de la distribución de luz. Para la optimización de los resultados se han investigado distintos recubrimientos de la superficie del cristal que modifican las reflexiones (pintura blanca, pintura negra, Teflon, aluminio, láminas especulares, etc.).

En el IFIC se ha desarrollado un prototipo PET cuya cabeza detectora consta de un cristal LYSO continuo de 12 mm x 12 mm de sección, acoplado a una matriz de 64 SiPMs y un tamaño de pixel activo de 1.45 mm. Se ha elegido pintura blanca como recubrimiento del cristal para tener una mayor resolución energética y temporal. La posición de interacción de los fotones se obtiene usando un modelo analítico de la distribución de luz desarrollado en [1] que incluye reflexiones en las paredes del cristal. Se han obtenido resoluciones intrínsecas promedias sobre la superficie del cristal de 0.9 mm para un cristal de 5 mm de grosor y de 1.2 mm para un cristal de 10 mm de grosor. La resolución de la DoI es de unos 2 mm FWHM en ambos casos mientras que la FWTM para el cristal de 5 mm es de 5.3 mm y de 9.6 mm para el de 10 mm de grosor [2].

Además se han realizado simulaciones Monte Carlo de nuestro detector con la plataforma GATE v.6.1 que han sido validadas con los datos experimentales a través de la comparación de la distribución de luz detectada en el SiPM. Dichas simulaciones nos han permitido estudiar distintas geometrías de cristales. Se ha observado que la DoI mejora al aumentar la razón entre la raíz cuadrada de la sección y el grosor del cristal (AR) manteniendo el mismo número de píxeles.

En un futuro próximo se pretende desarrollar un anillo completo con 12 cabezas detectoras y un AR superior al actual (1.45) con el objetivo de mejorar la determinación de la DoI y así disminuir el error de paralaje. La caracterización de dicho anillo se está realizando según el estándar NEMA-NU.

## Referencias:

- [1]Li, Zhi, et al. "Nonlinear least-squares modeling of 3D interaction position in a monolithic scintillator block". *Physics in medicine and biology*, 2010, vol. 55, no 21, p. 6515
- [2]A, Etxebe et al. "3D Position Determination in Monolithic Crystals coupled to SiPMs for PET". Sent to *Physics in medicine and biology*.

17

## Incremento de dosis debido al contraste intravenoso en la etapa de simulación en un tratamiento de 3DCRT gástrico

**Author(s):** Hugo Perez-Garcia<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Carlos Pérez<sup>1</sup> ; David Miguel<sup>1</sup> ; Delfin Alonso<sup>1</sup> ; Diego Antón<sup>1</sup> ; Jesús María de Frutos<sup>1</sup> ; Ángel del Castillo<sup>1</sup>

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

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

**Introducción:** Los agentes de contraste de tomografía computerizada (TC) se utilizan en radioterapia para mejorar la precisión al delimitar órganos de riesgo y volúmenes de tratamiento. El uso de estos contrastes modifica el número Hounsfield (HU) así como la densidad electrónica relativa al agua  $\rho_e$  (DER) de los tejidos. Su importancia radica en que se emplea por algunos algoritmos de cálculo para la evaluación de la dosis absorbida. En este trabajo se cuantifica los cambios dosimétricos producidos al usar agentes de contraste para TC durante el proceso de simulación de tratamientos de radioterapia, así como los cambios producidos en la densidad electrónica de algunos órganos de interés.

**Material y Método:** Se selecciona 5 pacientes diagnosticados de adenocarcinoma gástrico a los que se les ha prescrito un tratamiento radioterápico de 45 Gy. Se les realiza un TC de simulación con un equipo TC GE HiSpeed Nx/I. Posteriormente se les inyecta por vía intravenosa 80 ml de contraste de Yodo Omnipaque® 350 mg/ml de GE Healthcare y se realiza un segundo TC. Mediante una ROI rectangular de 20x20 píxeles se evalúan los HU en los órganos de riesgo y se convierten a DER. Se realiza dos planificaciones idénticas en sendos TCs empleando Eclipse v.11 (Varian Medical Systems) con el algoritmo Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) v.11.0.31 y se comparan entre sí.

**Resultado y Discusión:** En la planificación con contraste se observa un aumento generalizado del HU y la DER en cualquier región del paciente en comparación con el TC realizado sin contraste. Concluimos que para administrar la misma dosis al isocentro resulta necesario suministrar mayor cantidad de unidades monitor (UM) en la planificación con contraste. Cuantificando estos valores para la dosis obtenemos un aumento de  $0.8 \pm 0.5$  %. Estos resultados se pueden trasladar a los órganos de riesgo por lo que, de forma generalizada, se incrementará la dosis en ellos. Este hecho deberá ser tenido en cuenta para evitar toxicidades. Resulta destacable el incremento de densidad electrónica en los riñones y la vena aorta.

**Conclusiones:** La utilización de un TC con contraste para planificar un tratamiento radioterápico es una fuente de error en el cálculo de dosis absorbida, por lo que se recomienda la utilización de un segundo TC sin contraste que no artefacte la densidad electrónica real de los tejidos orgánicos. En el caso de planificar sobre el TC con contraste se deberá prestar atención al incremento en la dosis tanto en el volumen objetivo como en los órganos de riesgo entendiendo que estamos sobredosificando en torno a 1% todo el volumen de forma generalizada.

15

## Eight years experience of the Master on Medical Physics at UNED

**Author(s):** J Carlos Antoranz Callejo<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Daniel Rodríguez-Pérez<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Universidad Nacional de Educación a Distancia (UNED)*

**Corresponding Author(s):** jcantoranz@dfmf.uned.es

The higher education structure changed all around Europe with the upcoming of the European Space for Higher Education (ESHE) after the Bologna treaty. This educational space allows, among others, new postgraduate studies aimed at a specialized life-long learning in an ever-changing labor world. These life-long students will have available the exploration of new fields thanks to the new Bologna modular and adaptable vision of higher education. Although this has not been an easy task, especially in medical studies like Medical Physics (MP), current technology allows any institution to offer these specialized studies. Here we will present our positive experience during 8 years in the Master on Medical Physics, offered by the UNED.

There exists an idea about MP which refers exclusively to radiological physics and all topics related to it. However its current field of application is wider as “an applied branch of physics concerned with the application of the concepts and methods of physics to the diagnosis and treatment of human disease”, defined by the American Association of Physicists in Medicine.

After this definition of MP, we may ask: Is it possible to study Medical Physics at UNED? This postgraduate course to be taken by people who are most of them part-time students. These experienced users demand the highest level of time and space flexibility, but without loss of quality.

Any MP Master also needs a hospital support. Although UNED has no tradition on medical studies, some of its staff has prior experience with a former Master on Biomedical Engineering, offered in collaboration with the Hospital General Universitario Gregorio Marañón (HGUGM) in Madrid. Furthermore, the Medical Physics research group of the UNED collaborates with the Research Department of HGUGM and other research groups from the University Carlos III (Leganés). We have taken advantage of these experience and cooperation to provide this MP Master together using hospital and other facilities supplied by these institutions.

The MP Master at UNED was consciously designed to cope with many possible former qualifications. We believe this is the reason why it has attracted the interest of so many students with different backgrounds. During the first two semesters they take the Curricular Adaptation Course depending on their needs; for a given student, some of these subjects are mandatory and others are only orientative. The MP Master focuses on the main branches of Medical Physics, scientific and medical computing, biomedical engineering, and medical imaging and also provides elementary teaching in cell biochemistry, physiology, and pathology to allow basic understanding of body systems, their normal function and disease.

In order to keep a good ratio of students per teacher, the maximum number of students simultaneously taking the Master is maintained below 100. The number of students graduated from the Master in these 8 years has been 16, showing the difficulty of these studies at a distance. However the satisfaction index expressed by these graduates is high, of 85.24% on average (moving from 77.58% to 94.85%).

Both the Master design, the quality of the facilities available to students, and their overall satisfaction have been assessed and verified by ANECA (the Spanish quality assurance agency for higher education) on 2015.

10

## **Towards using large and thick monolithic scintillators with high DOI performance**

**Author(s):** Andrea Gonzalez<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Albert Aguilar<sup>1</sup>; Amadeo Iborra<sup>1</sup>; Andrea Fabbri<sup>2</sup>; Antonio Gonzlaez<sup>1</sup>; Filomeno Sanchez<sup>1</sup>; Jose Maria Benlloch<sup>1</sup>; Koldo Vidal<sup>1</sup>; Liczandro Hernandez<sup>1</sup>; Matteo Galasso<sup>2</sup>; Pablo Conde<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *i3M-CSIC*

<sup>2</sup> *INFN Sezione Roma III*

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

Clinical and organ-dedicated PET systems typically require a high efficiency imposing the use of thick scintillators, normally through crystal arrays. When depth of interaction (DOI) information is required, 2 layers in the staggered or phoswich approach are mounted, resulting in a higher material cost. An alternative we are proposing in this work is the use of thick and large monolithic crystals. In order to return accurate 3D photon impact coordinates, both planar and DOI, but also good energy resolution are required. We have tested three surface treatments for a 50x50x20 mm<sup>3</sup> LYSO block. We left the lateral walls black painted and the exit face coupled to the photosensor (12x12 SiPM array) polished. The entrance face was (i) black painted, (ii) covered with a specular film (ESR) and (iii) coupled to a retro-reflector (RR) layer. (i) and (iii) keep a good DOI linearity and, on average, reached 5 mm DOI FWHM. Approaches using ESR and RR layers return constant and good energy resolutions nearing 14%. The best result concerning the detector spatial resolution was obtained when the RR was used, being as good as 2.0 mm at the entrance crystal layer and 1.3 mm in the layer closest to the photosensor (without source finite size corrections).

14

## Cancer Dynamics: Tumor-Immune Interactions

**Author(s):** ALVARO GARCIA LOPEZ<sup>1</sup>

**Co-author(s):** JESUS SEOANE<sup>1</sup> ; MIGUEL A.F. SANJUAN<sup>1</sup>

<sup>1</sup> UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS

**Corresponding Author(s):** alvaro.lopez@urjc.es

In this talk we present our work in Dynamics and Physics of Cancer [1,2,3,4,5]. In particular, our study uses in silico experiments and mathematical analyses to characterize the transient and asymptotic dynamics of the cell-mediated immune response to tumor growth. An hybrid probabilistic cellular automaton model describing the spatio-temporal evolution of tumor growth and its interaction with the cell-mediated immune response is developed. The model parameters have been adjusted to an ordinary differential equation model, which has been previously validated [3] with in vivo experiments and chromium release assays. We utilize the cellular automaton model to investigate and discuss the capacity of the cytotoxic cells to sustain long periods of tumor mass dormancy [5], as commonly observed in recurrent metastatic disease.

18

## Caractirización del tiempo muerto en una gammacámara con 131I en una región de interés.

**Author(s):** Hugo Pérez Garcia<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Alexander Cárdenas<sup>2</sup> ; Raquel Barquero<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins, LIMA

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

Objetivo: El Protocolo Nacional de Control de Calidad en Instrumentación de Medicina Nuclear incluye entre las pruebas a realizar en una Gammacamara (GC) el análisis de la resolución temporal del equipo. El objetivo es poder determinar la actividad captada por el paciente en una región de interés (cuantificación) cuando se presentan altas tasas de cuentas y la imagen puede estar saturada. Si el funcionamiento de la GC sigue un modelo paralizabile, se puede aplicar a la medida un factor corrector, pero si no lo es, hay que establecer una tasa de cuentas límite a partir de la cual no se

puede cuantificar. En este trabajo, se obtiene la función Rendimiento de Tasa de Cuentas (CRP) y el tiempo muerto  $\tau$  para una gammacámara adquiriendo imágenes de alta energía con  $^{131}\text{I}$ .

**Material y Método.** Para obtener el tiempo muerto, se sigue el método de decaimiento radiactivo. Se coloca a 4 cm de distancia fuente-detector en un equipo Siemens E-CAM con colimador de alta energía HEGP una vial cilíndrico con una fuente de 1.13 GBq (30.60 mCi) de  $^{131}\text{I}$  y se realiza una adquisición diaria de 600 s durante 18 días consecutivos con ventana de energía del 15% centrada en el fotopico de 364 keV. Esta operación se repite con distancia de 10 cm. Mediante software libre (ImageJ) se selecciona una región de interés circular (ROI) en cada imagen adquirida obteniéndose el número de cuentas en la ROI para todas las adquisiciones. Se representa la tasa de cuentas (cps) en función del tiempo y mediante la ecuación  $n_i = n_j e^{-\lambda(t_j - t_i)}$  donde  $n$  es la tasa de cuentas,  $\lambda$  la constante de desintegración del  $^{131}\text{I}$ ,  $t$  el tiempo,  $j$  hace referencia al último dato de la serie e  $i$  al  $i$ -ésimo, se obtiene la tasa de cuentas teóricas para determinar la CRP. Una vez conocida la CPR, se obtienen los valores de la tasa de recuento que origina un pérdida del 20% R-20% y del tiempo muerto. El estudio se realiza en los dos cabezales de la gammacámara

**Resultados y discusión:** Se obtiene R-20% = 6284 cps para el detector 1 y R-20% = 7035 cps para el 2, con un tiempo muerto  $\tau = 35.5 \mu\text{s}$  y  $\tau = 31.7 \mu\text{s}$  respectivamente, muy superior al que se obtiene en estudios con  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . De la curva CRP, se observa que el comportamiento del equipo estudiado en imágenes de  $^{131}\text{I}$  responde al modelo paralizante.

**Conclusiones:** Se ha estudiado el comportamiento de una Gammacámara con colimador de alta energía en función del número de cuentas. El conocimiento del modelo seguido y del valor de tiempo muerto permitirá corregir las tasas de cuentas observadas en imágenes saturadas. La corrección por tiempo muerto es particularmente importante en la cuantificación de la actividad de  $^{131}\text{I}$  captada por el paciente en imágenes obtenidas en terapia tras la administración de altos valores de actividad, a menudo por encima de 4 GBq (108 mCi).

8

## Analytical calculation of proton linear energy transfer in voxelized geometries including secondary protons

**Author(s):** Daniel Sanchez Parcerisa<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Alejandro Carabe<sup>2</sup>; Miguel Antonio Cortes-Giraldo<sup>3</sup>

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

<sup>2</sup> *University of Pennsylvania*

<sup>3</sup> *Universidad de Sevilla*

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

In order to integrate radiobiological modeling with clinical treatment planning for proton radiotherapy, we extended the in-house, MATLAB-based treatment planning system of the University of Pennsylvania, FoCa, with a 3D analytical algorithm to calculate linear energy transfer (LET) in voxelized patient geometries. Both active scanning and passive scattering delivery modalities are supported. The analytical calculation is much faster than the Monte-Carlo (MC) method and it can be implemented in the inverse treatment planning optimization suite, allowing us to create LET-based objectives in inverse planning.

The LET was calculated by combining a 1D analytical approach including a novel correction for secondary protons with pencil-beam type LET- kernels. Then, these LET kernels were inserted into the proton-convolution- superposition algorithm in FoCa. The analytical LET distributions were benchmarked against MC simulations carried out in Geant4. A cohort of simple phantom and patient plans representing a wide variety of sites (prostate, lung, brain, head and neck) was selected.

The calculation algorithm was able to reproduce the MC LET to within 6% (1 standard deviation) for low-LET areas (under 1.7 keV  $\mu\text{m}^{-1}$ ) and within 22% for the high-LET areas above that threshold. The dose and LET distributions were further extended, using radiobiological models, to include phenomenological RBE calculations in the treatment planning system. This implementation also allows for radiobiological optimization of treatments by including RBE- weighted proton dose constraints in the inverse treatment planning process.

6

**TBD**

1

**PETALO, a Positron Emission Tomography Apparatus based in Liquid XenOn with time of flight applications****Author(s):** Juan José Gómez Cadenas<sup>1</sup>**Co-author(s):** José María Benlloch Rodríguez<sup>1</sup> ; Paola Ferrario<sup>1</sup><sup>1</sup> IFIC

PETALO is a novel technology for PET imaging based in liquid xenon (LXe) read by silicon photomultipliers (SiPMs) and low power, low noise ASICs for Time of Flight applications. The basic element of PETALO is a liquid xenon scintillating cell, optimized to maximize the number of gammas that interact in the cell and to minimize pile-up.

Xenon is a noble gas which scintillates as response to the ionizing radiation. Scintillation is very fast (2.2 ns in its fastest mode) and very intense (30,000 photons per 511 keV gamma). The combination of both features results in the possibility of building a PET of good energy and spatial resolution and excellent time resolution. This, in turn, makes it possible the application of PETALO as PET-TOF. The use of time of flight to reduce imaging errors is known since the beginning of the technology and the last few years have witnessed a renewed interest in the technique, including the introduction in the market of a commercial model of 600 ps CRT. Other recent devices feature improved CRT near 400 ps. PETALO could achieve CRTs in the range of 100 ps, thus representing a breakthrough in the technology. The low cost of the LXe compared with conventional PET detectors such as LSO/LYSO opens the possibility to apply the technology to the construction of a system of large axial acceptance, suitable for “full body” PET applications.

44

**The Laser Laboratory for Acceleration and Applications (L2A2)**Jose Benlliure<sup>1</sup><sup>1</sup> University of Santiago de Compostela**Corresponding Author(s):** j.benlliure@usc.es

The Laser Laboratory for Acceleration and Applications at the University of Santiago de Compostela is a new infrastructure for the investigation of laser-plasma particle acceleration and the use of this new technology in several fields of application. In particular, L2A2 will focus its research program in developing alternative technologies for the production of medical radiotracers using laser-plasma accelerated beams of protons and ions. Another field of interest is advanced tomographic techniques using laser-plasma generated X-rays.

Decentralized production centers of radiotracers may open new possibilities, in particular for the use of PET molecular imaging in diseases diagnostics or in drug discovery. Laser-plasma acceleration could be the enabling technology to produce on-demand doses of PET probes of interest at low cost, in an automated, user-friendly device. The compact size of laser-plasma accelerators would reduce the capital cost of the accelerator and the required infrastructures. Further cost reduction would be brought by kit-based radiochemistry systems that are presently developed by the progress in microfluidics.

The realization of such a single-dose radiotracers production devices still requires important progress in many different areas. L2A2 aims at developing some of these technologies, in particular:

High-power laser pulse focusing and characterization systems.

Multi-shot plasma-laser acceleration targets.

Diagnostics of plasma laser accelerated beams of protons and ions.

The core of the L2A2 infrastructure is a compact ultra-short pulse laser system built by Thales (Alpha 10/XS) with two beam lines. Moreover, L2A2 is equipped with a laser laboratory, a clean room hosting the laser system, a radio-protected experimental hall and a laboratory for acceleration targets and beam diagnostics developments.

The main laser line produces ultra-short pulses (25 – 50 fs) with moderate energy (~ 1.5 J) and high-contrast (1:10-10 ASE) with a 10 Hz repetition rate. The initial use of this line will be TNSA proton and ion acceleration for activation purposes. The second beam line will produce also ultra-short pulses but with lower energies (~ 1 mJ) and higher repetition rate (1 kHz). This line will be used for X-ray production and particle acceleration using the  $\lambda/3$  regime. Other applications of femtosecond laser pulses, such as micro machining, fabrication of photonic devices, microfluidic structures manufacturing, nanoparticles generation or fundamental studies on material structures, will be also developed using this beam line.

23

## Desarrollos para neurociencias: adquisición, post proceso y terapia

**Author(s):** Jesús Tornero López<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Luciano Romero Barajas<sup>2</sup> ; Manuel Freire Rosales<sup>3</sup> ; Salvador Jiménez Burillo<sup>4</sup>

<sup>1</sup> *Unidad de Diagnóstico por Imagen. Hospital Los Madroños*

<sup>2</sup> *División de Física Experimental de Altas Energías. Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT).*

<sup>3</sup> *Departamento de Electrónica y Electromagnetismo. Facultad de Física. Universidad de Sevilla.*

<sup>4</sup> *Departamento Matemática Aplicada a las TIC. ETSI Telecomunicación. Universidad Politécnica de Madrid.*

**Corresponding Author(s):** [jesus.tornero@lmh.es](mailto:jesus.tornero@lmh.es)

El Daño Cerebral y medular congénito o adquirido, las enfermedades neurodegenerativas y las de origen psiquiátrico presentan en la actualidad una elevada prevalencia que permite nombrar las primeras décadas del siglo XXI como de Neuro-Ciencias. Tres desarrollos tecnológicos cubren las áreas complementarias de adquisición de imagen médica, postproceso-diagnóstico y posterior terapia.

Adquisición imagen médica. Durante los últimos años, los avances en neurorradiología vienen acompañados con un avance de la técnica de Resonancia Magnética (RM). Este avance se ha traducido en un incremento del campo magnético hasta 7T en las RM comerciales y la mejora de las secuencias de adquisición. Sin embargo se ha prestado menos interés al desarrollo de las antenas de RM que adquieren y adaptan la señal del escáner. Nuestro grupo ha centrado su interés en el desarrollo de antenas específicas, orientadas tanto a la patología como a zonas anatómicas.

Postproceso. La RMf (estudio de RM funcional) reviste un gran interés en el caso de preoperatorios para neurocirugías complejas. Sin embargo su utilidad es más dudosa, por ejemplo, en el caso de neurorrehabilitación para daños medulares o cerebrales. El postproceso estándar que se obtiene mediante el uso de programas como Brain Voyager o FSL, no permite evaluar adecuadamente el proceso evolutivo de un cerebro tras un episodio traumático. La señal BOLD de RMf, se comporta como una red libre de escala para un cerebro sano, por lo que puede ser analizado mediante Teoría de Redes Complejas (TRC). Se presentarán resultados de postprocesos basados en TRC que podrían permitir el seguimiento de la evolución mediante paradigmas motores, sensitivos, lingüísticos o de Resting State de cerebros patológicos.

Terapia. La estimulación magnética transcraneal es una técnica no invasiva que ha demostrado su eficacia, con aprobación FDA, en el tratamiento no sólo de lesiones cerebrales y medulares, sino también en el caso de depresiones resistentes, trastornos obsesivo-compulsivos (TOC), esquizofrenia, etc. Se ha desarrollado un prototipo abierto que, a diferencia de los dispositivos comerciales permite

explorar nuevas posibilidades. Entre éstas se encuentran distintas geometrías de la bobina excitadora, diferentes formas y tiempos del impulso de corriente y la estructura de los trenes de impulsos de excitación.

22

## Ultrasound Computed tomography for early breast cancer detection

**Author(s):** Mailyn Pérez-Liva<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Joaquin López Herraiz<sup>1</sup> ; Jose Manuel Udías Moinelo<sup>1</sup>

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

**Corresponding Author(s):** mailyn01@ucm.es

### I. INTRODUCTION

Every year around 8 million new cases of Breast Cancer are reported in the world. This is the most frequent malignant tumor in women and one of highest mortality rates [1]. However, survival rates are nearly 100% if detected at early stages [2]. For this reason, mammogram screening programs were developed. However, mammography presents radiation risk and moderate sensitivity, especially in dense breast tissue, which is more likely to develop cancer [3]. A promising alternative are the Ultrasound Computed Tomography USCT systems. In the most common scheme of USCT, the patient lays face down on a couch with the breast inside a water tank surrounded by a ring array of ultrasound transducers [4]. When a transducer of the ring emits an ultrasound pulse, the other transducers record the scattered and transmitted signals. These signals are analyzed and processed to recover the acoustical properties of the medium they went through. UCTS allow obtaining images of both the reflection (standard US images) and transmission of the US in the body. The last mentioned modality allows obtaining images of the speed of sound of the tissues. The speed of sound is well correlated with the tissue density and therefore, it can provide similar structural information to X-ray mammograms [5]. Consequently, imaging the speed of sound could provide an interesting alternative to detect breast cancer, avoiding the radiation and painful compression present in X-ray mammography.

The potential of these systems as a main diagnostic tool is currently limited by the large computational cost required for image reconstruction. Several methods have been proposed for reconstructing USCT images from the recorded signals. The methods that solve the wave equation (called Full Wave Inversion methods) [6] obtain the best results in terms of accuracy, resolution and artefacts control, but their computational burden limits its application in the clinical practice. There are faster reconstruction methods based on approximate models, such as the ray-tracing algorithms [6] but consequently they are hampered by a worst resolution.

In this work, we compare the performance of several reconstruction methods for USCT to reconstruct the speed of sound. Several regularizations and numerical strategies will be presented to speed up and improve the calculations. The presented methods will be applied to the reconstruction of both simulated and real data obtained in a simple prototype of USCT system.

### II. METHODS

We will present three methods to reconstruct the speed of sound maps. First, a straight-rays Filtered Back projection (FBP) algorithm will be evaluated. Second an iterative bent-ray algorithm based in the Maximum likelihood and Entropy Maximization ML-EM together with the Fast Marching Method will be analyzed [7]. The use of bent-rays allow taking into account the refraction experienced by the wave front when transmitting across different media. Finally, a full wave inversion FWI method based in the use of the Adjoint field will be also presented [6]. Some regularizations were also studied to improve the performance of the bent-ray algorithm.

The methods were tested with both simulated and experimental data. The simulated data was obtained with a full wave code [8] and a numerical breast phantom. For the experiments, we used our first prototype of USCT system. It is based on a pair of independent 128-element, 3.2 MHz array transducers mechanically moved describing a 100 mm radius circle. An agar-glycerin-gelatin phantom was employed for these tests. For simulations 256 emitter-receiver pairs and a field of view (FOV) of 100 mm were used. For experimental data 23 Fan Beams covering an angle of 60 ° (equivalent to 160 receivers per emitter) and a FOV of 200 cm were employed. The images were reconstructed in 2D mode with 1 mm pixel.



We evaluated four quality parameters in the reconstructed images: detectability, uniformity, resolution and contrast.

### III. RESULTS AND CONCLUSION

Three codes for image reconstruction in USCT were implemented. First, a straight-ray code based in the FBP method was studied. The calculation time per slice with this method is ~0.3sec. The quality parameters analyzed for this method demonstrates its dependence on the employed frequency for the initial signal.

Second, a beam-rays code was also developed. The obtained images with both simulated and experimental data present correct quality parameters and can be obtained in a reasonable amount of time (~6min/slice), and the regularizations applied improve significantly the performance of the method. Finally the full wave code implemented present the best quality parameters of all the presented methods but consequently, its calculation time per slice is significantly higher (~15 min). Nevertheless it is very competitive with the current calculation times reported by other works [6].

These results are encouraging and we are currently working on methods to further improve them. We are confident that the possibility of having quantitative US images in a reasonable time will expand the applications of this technique.

### REFERENCES

- [1] Jemal A et al, *CA Cancer J Clin* 2011; 61:69-90.
- [2] <http://www.cancer.org/cancer/breastcancer>.
- [3] Ursin G et al. *Breast Cancer Research* 2005; 7:R605-R608
- [4] Medina-Valdés, L *Physics Procedia*, 63, 134-140.
- [5] T.D. Mast, *Ac. Research Letters Online*, 1(2), pp 37-42, 2000.
- [6] Mamou, J., et al. 2013 *Quant. Ultras. in soft tissues* p. 226). Heidelberg, Springer.
- [7] Tsitsiklis JN. *IEEE Trans Autom Control*. 1995;40:1528–1538
- [8] Roy, O. et al *In SPIE Medical Imaging*
- [8] B.E. Treeby et al. *J. of Biomedical Optics*, 15(2), p. 021314, 2010.

21

## Optimized Monte-Carlo based dose calculation for low energy X-rays intraoperative radiation therapy

**Author(s):** Paula Ibáñez<sup>1</sup>

**Co-author(s):** José Manuel Udías<sup>1</sup>; Marie Vidal<sup>1</sup>; Pedro Guerra<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Grupo de Física Nuclear, Universidad Complutense de Madrid, CEI Moncloa, Madrid, Spain*

<sup>2</sup> *Department of Electronic Engineering, Universidad Politécnica de Madrid, CEI Moncloa, Madrid, Spain*

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

### Introduction:

Intraoperative Radiation Therapy with low energy X-rays (XIORT) is increasingly used in oncology (ex: INTRABEAM®, Carl Zeiss, and Axxent®, Xofigo), predominantly for breast cancer treatments with spherical applicators [1], but also for other clinical applications such as kyphoplasty [2] with needle applicators and superficial intraoperative radiotherapy [3] with flat and surface applicators. This study proposes a fast and precise method to calculate Monte Carlo (MC) dose distribution from a previously stored full database of Monte Carlo monochromatic phase space files (PHSP) and depth dose profiles (PDD) for spherical, needle, flat and surface applicators.

### Methods:

A detailed geometry of the device which describes the observed general features of the dose produced by standard INTRABEAM® applicators has been simulated with penEasy [4]. A set of monoenergetic PHSP, covering the range of the particle spectrum coming from the device, and the corresponding PDD, have been generated and stored, one for each energy up to 50 keV. This requires a computing time of several CPU-days. Each PHSP is binned and parametrized [5] in terms of the relevant variables to make them easy to manipulate.

A generic spectrum composed by a Bremsstrahlung tail and characteristic X-rays, whose general features were derived from a realistic MC simulation of the X-ray source, is fine-tuned by means of a genetic algorithm [6] until it describes the experimental PDD of any given applicator. The previously

simulated monoenergetic PHSP are combined with weights given by the derived energy spectrum, to build the resulting PHSP optimized to describe the dose distribution of the considered applicator. These two phases are performed for each individual applicator.

From the final optimized PHSP, the dose is computed either by penEasy or by an in-house hybrid (MC and analytical) algorithm [7] which takes into account condensed history simulations of both photoelectric and Compton interactions for X-rays up to 50 keV. The whole process was validated against MC simulations as well as with radiochromic film dose measurements both in water and heterogeneous phantoms (bone, lung, air) for the spherical, needle, surface and flat applicators.

#### Results:

Building the PHSP file optimized to a particular depth-dose curve in water only takes a few minutes in a single core (i7@2.5 GHz), for all the applicators considered in this work. From that PHSP file, the hybrid Monte Carlo code is able to compute dose distributions within 5 minutes. For all the applicators, dose distributions computed with the proposed strategy are in good agreement with the Monte Carlo simulations performed with penEasy. Gamma index calculation in water shows that 95% of the voxels fulfill the dose distance criteria of 2%/1mm. Concerning the heterogeneous phantoms, more than 90% of the voxels fulfill the gamma index for 2%/1mm.

#### Conclusion:

The dose calculation process presented in this work is fast, flexible and accurate enough for XIORT planning. This method is implemented in Radiance® (GMV SA, Spain), a IORT Treatment Planning System for all INTRABEAM® (Carl Zeiss) applicators.

- [1] J.S. Vaidya et al. 2010. TARGIT-A trial. *Lancet*, 376, 91-102.
- [2] F. Schneider et al. 2011. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*.81(4):1114-9
- [3] F. Schneider et al. 2014. *J Appl. Clin. Med. Phys.* 15, 4502.
- [4] J. Sempau et al. 2011. *Med. Phys.* 38(11), 5887.
- [5] E. Herranz, et al. 2015. *Phys. Med. Biol.* 60(1):375-401.
- [6] C. Fernández-Ramírez et al. 2008. *Phys. Rev. C* 77(6), p. 065212.
- [7] M. Vidal et al. 2014. *Radiother. Oncol.* 111(S.1):117-118.

20

## Resultados y Experiencia, Física y Clínica, en los Tratamientos de Radioterapia Intraoperatoria de un Servicio de Radiofísica Específico.

Francisco Javier de Luis Pérez<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Hospital Quirónsalud. Universidad Católica San Antonio Murcia*

**Corresponding Author(s):** fjdeluis@yahoo.es

Se exponen distintas consideraciones, en los procedimientos de radioterapia, que lleva a cabo el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, del Hospital Quirónsalud Torrevieja, tras su puesta en marcha y durante trece años de práctica clínica, centrándonos en la Radioterapia Intraoperatoria (IORT). Dentro de estos procedimientos podemos destacar en Radioterapia Externa: la conformada 3D, la IMRT (radioterapia de intensidad modulada), la IGRT (radioterapia guiada por imagen), la Radiocirugía y como hemos comentado los procedimientos de IORT, para todo tipo de localizaciones y escaladas de dosis. En Braquiterapia de alta tasa realizamos los procedimientos de próstata, pulmón y ginecológicos.

Para cada uno de estos tipos de tratamiento se ha implementado un Programa de Garantía de Calidad en Radioterapia, fundamentado en el REAL DECRETO 1566/1998 [1], y en distintos protocolos de asociaciones de física médica internacionales [2] [3]. Dentro de este Programa, se incluyen pruebas experimentales y específicas para la IORT[4,5].

Los tratamientos en nuestro hospital comenzaron en el año 2003. El hospital está dotado con un acelerador lineal de electrones Clinac 2100 C/D, de la firma Varian Medical System. El cual lleva incorporado un sistema de colimación con multiláminas, que le permitió ser uno de los primeros centros en España en realizar tratamientos de radioterapia de intensidad modulada dinámica (sliding windows).

El sistema de planificación para los tratamientos en conformada 3D, IMRT e IGRT es Eclipse 8.2. Para los tratamientos de Radiocirugía el hospital está dotado de un sistema de colimación de Brainlab y un sistema de planificación Brainscan. En cuanto a los tratamientos de radioterapia intraoperatoria se cuenta con un acelerador lineal de electrones móvil, MOBETRON, de Intraop Medical, que ha estado operando hasta el año 2014. Se presentarán sus características básicas y especificaciones[6]. Por último en los procedimientos de Braquiterapia de alta tasa contamos con un Microselectron de la firma Elekta. Los sistemas de planificación de estos tratamientos son: Prostate, en braquiterapia de próstata, y Oncentra para las de pulmón y ginecológicas, todo ello de la misma casa. Se describe el procedimiento que se ha visto mas adecuado para la realización de los tratamientos de Radioterapia Intraoperatoria, basado en las características dosimétricas y el comportamiento en el tiempo de nuestro equipo. Se presentan como resultado un análisis estadístico de los pacientes tratados en nuestro centro, en IORT, desde la creación del servicio. Así como distintas consideraciones sobre la experiencia adquirida y la casuística de este procedimiento. Por último se aportan conclusiones sobre las ventajas e inconvenientes que presenta el MOBETRON, para la realización de tratamientos de Radioterapia Intraoperatoria.

27

## Líneas de investigación productivas en Física Médica del Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

**Author(s):** Juan López Tarjuelo<sup>1</sup> ; Natalia Montenegro Iglesias<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Agustín Santos Serra<sup>1</sup> ; Juan David Quirós Higuera<sup>1</sup> ; Juan Senabre Xavier<sup>1</sup> ; Laura Vidueira Martínez<sup>1</sup> ; Miguel Guasp Tortajada<sup>1</sup> ; Noelia de Marco Blancas<sup>1</sup> ; Paula Monasor Denia<sup>1</sup> ; Rafael García Mollá<sup>1</sup> ; Salvador Calzada Feliu<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón*

**Corresponding Author(s):** tala\_ei@hotmail.com

### Introducción

Se presentan las diferentes líneas de investigación activas en el campo de la Física Médica que han dado lugar a resultados publicables en el Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Son las siguientes:

1. Radioterapia guiada por la imagen (IGRT) y validación de la radioterapia adaptada (ART).
2. Seguridad del paciente en el ámbito de la radioterapia intraoperatoria (RTIO).
3. Braquiterapia prostática (BT).
4. Compensación de pausas de los tratamientos de radioterapia.

### Materiales y métodos

En IGRT y ART se usa un acelerador lineal Elekta Synergy® con un sistema capaz de adquirir tomografías computarizadas de haz cónico (CBCT) y con un dispositivo de imagen portal electrónica (EPID), un CT de planificación Siemens Somatom y el sistema de planificación (TPS) RayStation de RaySearch.

Para la RTIO se emplea el acelerador lineal Elekta Precise. Se ha realizado un análisis de riesgos y un estudio estadístico del control de calidad asociado. También se ha realizado dosimetría in vivo con detectores MOSFET y películas radiocrómicas.

En BT, se realiza con el sistema planificador informático Variseed 8.0 una dosimetría híbrida virtual empleando semillas radioactivas de I-125 de dos actividades distintas.

### Resultados

En IGRT se observa que la verificación de los tratamientos de cáncer de próstata con radioterapia externa 3D conformada a través de CBCT está asociada a una reducción en los niveles de toxicidad del paciente.

La ART permite adaptar los planes de tratamiento según los cambios anatómicos del paciente. Previamente a su utilización en la práctica clínica, se debe validar con un método fiable el algoritmo de registro deformable de imágenes (RDI), que es base sobre la que sustenta la ART.

El análisis de riesgo en RTIO muestra que una revisión doble de las acciones humanas por parte de otros profesionales del equipo reduce el riesgo. Además, se deben automatizar algunos procesos para aumentar la seguridad del procedimiento. El control estadístico de la calidad se puede usar para evaluar la variabilidad inherente de los haces de electrones usados en los tratamientos.

En BT, con el empleo de semillas de distinta actividad se pretende disminuir la dosis recibida en uretra y recto sin perder cobertura dosimétrica en la próstata. Tiene la ventaja de reducir el número

de fuentes radioactivas que se gestionarán como residuo final.

Todo esto ha dado lugar a 13 publicaciones en revistas internacionales con índice de impacto. Por otro lado, se está desarrollando el estudio de las implicaciones de las interrupciones durante los tratamientos de radioterapia y la posterior puesta en marcha de un programa de compensación de dichas interrupciones. En la realización de estas tareas se ha colaborado con otros profesionales y con nuestra fundación de investigación.

Conclusiones

Se han conseguido desarrollar con éxito varias líneas de investigación productivas compaginándolas con el trabajo clínico del radiofísico en el hospital. Ha sido clave la colaboración con otros profesionales y el apoyo de la Fundación Hospital Provincial de Castellón.

24

## Desarrollos para neurociencias: adquisición, post proceso y terapia

**Author(s):** Manuel Freire Rosales<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Jesús Tornero López<sup>2</sup>; Luciano Romero Barajas<sup>3</sup>; Salvador Jiménez Burillo<sup>4</sup>

<sup>1</sup> *Departamento de Electrónica y Electromagnetismo. Facultad de Física. Universidad de Sevilla.*

<sup>2</sup> *Unidad de Diagnóstico por Imagen. Hospital Los Madroños*

<sup>3</sup> *División de Física Experimental de Altas Energías. Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT).*

<sup>4</sup> *Departamento Matemática Aplicada a las TIC. ETSI Telecomunicación. Universidad Politécnica de Madrid.*

**Corresponding Author(s):** [jesus.tornero@lmh.es](mailto:jesus.tornero@lmh.es)

El Daño Cerebral y medular congénito o adquirido, las enfermedades neurodegenerativas y las de origen psiquiátrico presentan en la actualidad una elevada prevalencia que permite nombrar las primeras décadas del siglo XXI como de Neuro-Ciencias. Tres desarrollos tecnológicos cubren las áreas complementarias de adquisición de imagen médica, postproceso-diagnóstico y posterior terapia.

Adquisición imagen médica. Durante los últimos años, los avances en neurorradiología vienen acompañados con un avance de la técnica de Resonancia Magnética (RM). Este avance se ha traducido en un incremento del campo magnético hasta 7T en las RM comerciales y la mejora de las secuencias de adquisición. Sin embargo se ha prestado menos interés al desarrollo de las antenas de RM que adquieren y adaptan la señal del escáner. Nuestro grupo ha centrado su interés en el desarrollo de antenas específicas, orientadas tanto a la patología como a zonas anatómicas.

Postproceso. La RMf (estudio de RM funcional) reviste un gran interés en el caso de preoperatorios para neurocirugías complejas. Sin embargo su utilidad es más dudosa, por ejemplo, en el caso de neurorrehabilitación para daños medulares o cerebrales. El postproceso estándar que se obtiene mediante el uso de programas como Brain Voyager o FSL, no permite evaluar adecuadamente el proceso evolutivo de un cerebro tras un episodio traumático. La señal BOLD de RMf, se comporta como una red libre de escala para un cerebro sano, por lo que puede ser analizado mediante Teoría de Redes Complejas (TRC). Se presentarán resultados de postprocesos basados en TRC que podrían permitir el seguimiento de la evolución mediante paradigmas motores, sensitivos, lingüísticos o de Resting State de cerebros patológicos.

Terapia. La estimulación magnética transcraneal es una técnica no invasiva que ha demostrado su eficacia, con aprobación FDA, en el tratamiento no sólo de lesiones cerebrales y medulares, sino también en el caso de depresiones resistentes, trastornos obsesivo-compulsivos (TOC), esquizofrenia, etc. Se ha desarrollado un prototipo abierto que, a diferencia de los dispositivos comerciales permite explorar nuevas posibilidades. Entre éstas se encuentran distintas geometrías de la bobina excitadora, diferentes formas y tiempos del impulso de corriente y la estructura de los trenes de impulsos de excitación.

66

## Testing MPPCs for PET at UB

**Author(s):** David Sánchez<sup>1</sup>

**Co-author(s):** David Gascon<sup>2</sup>; Gabriela Llosa<sup>3</sup>; John Barrio<sup>4</sup>; Ricardo Graciani Diaz<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Grupo EHEP, en el departamento de ECM, Facultad de Física de la Universidad de Barcelona

<sup>2</sup> ICC - Universitat de Barcelona

<sup>3</sup> IFIC-CSIC

<sup>4</sup> PhD student

<sup>5</sup> Universitat de Barcelona, Institute of Cosmo Sciences, ICCUB

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

Medical imaging devices have historically been based on scintillator crystals coupled to photomultiplier tubes, PMTs. The problems to combine PMTs with high electromagnetic fields and the relatively high cost per unit surface, opens new opportunities on the field for a different type of photodetector named silicon photomultiplier.

SiPM or Multipixel Photon Counter, MPPCs, offer an alternative combining the high gain of the photomultiplier tubes, and the insensitiveness to the magnetic field, high quantum efficiency and compact structure of the avalanche photodiodes. This allows an increasing quality of medical imaging technics, such as positron emission tomography, allowing a better and early detection of different diseases.

In this study very promising results for coincidence time resolution and single photon time resolution coming from the silicon photomultiplier combined with a readout electronics developed at UB are presented, where we are trying to reach the limits of the technology.

65

## Evaluation with experimental phantoms of the effect of motion on the variability of PET texture features.

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

**Co-author(s):** Irene Torres<sup>1</sup>; Luis Martí-Bonmatí<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hospital Universitario La Fe

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

Recent publications have investigated the value of texture features (TF) with positron emission tomography (PET) for prognosis and monitoring of therapy response in different cancer sites. A major source of error in PET image quantification of lung cancer tumors is respiratory motion. Although recent studies have investigated the variability of PET-TF, the impact of respiratory motion has not been yet properly studied. The primary aim of this work was to evaluate the current use of PET-TF for heterogeneity characterization in lesions affected by respiratory motion. Twenty-eight heterogeneous lesions were simulated by a mixture of alginate with a solution of 18F-uoro-2-deoxy-D-glucose (FDG). Sixteen respiratory patterns were applied. For TF computation, targets were segmented by a threshold of 40% of the voxel maximum intensity. We studied the variability for TF derived from PET image with (gated, G-) and without (ungated, U-) motion compensation when respiratory patterns were applied to the phantoms. For the analysis of variability, we investigated the linear correlations, the coefficient of variance ( $CV = \text{mean}/SD$ ) and the relative deviation ( $\delta 12(\%) = 100 * (TF1 - TF2) / TF1$ ). Results obtained in the comparison of TF derived from U-image and from G-image showed that the average of the  $\delta GU(\%)$  for 8/8 TF were lower than for the volume,  $\delta GU(\%)Vol = -20 \pm 9$  and for 4/8 TF were lower than for the maximum activity concentration ( $C_{max}$ ),  $\delta GU(\%)C_{max} = 9 \pm 18$ . Independence of the lesion movement (lineal correlation in 100% of the combined pairs of movements,  $p < 0.05$ ) was obtained for 1/8 TF with U-image (width of the volume-activity histogram, WH) and

4/8 TF with G-image (WH and energy ENG, local-homogeneity LH and entropy ENT, derived from the co-occurrence matrix). On G-image these 4 TF resulted in CV (WH)=0.21, CV (ENG)=0.10, CV (LH)=0.06 and CV (ENT)=0.05. In conclusion, effect of respiratory motion should be taken into account when heterogeneity of lung cancer lesions is quantified on PET/CT images. ENG, LH, WH and ENT derived from 40% contours on G-image may minimize this effect.

29

## ESTUDIO DOSIMÉTRICO: SUSTITUCIÓN DE LA RADIOGRAFÍA DE TÓRAX POR UNA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE ULTRA BAJA DOSIS CON ENERGÍA DUAL.

**Author(s):** VALENTÍN CAMPO SAN MARTÍN<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Cristian Candela <sup>2</sup> ; Laura Oliver <sup>3</sup> ; Nieves Llorca <sup>2</sup> ; Vicente Crispin <sup>4</sup> ; Víctor González Pérez <sup>5</sup>

<sup>1</sup> *RADIOFISICO RESIDENTE*

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

<sup>3</sup> *Instituto Valenciano de Oncología*

<sup>4</sup> *Fundacion Instituto Valenciano de Oncología*

<sup>5</sup> *Medical Physicist*

**Corresponding Author(s):** camposmv4@gmail.com

Recientemente, la aparición de la nueva generación de tomografía computarizada de energía dual (TCED) y el desarrollo de los algoritmos de reconstrucción de imagen han aportado nuevas herramientas diagnósticas y han permitido disminuir la dosis que recibe el paciente. Así, nos podemos plantear desde un punto de vista dosimétrico si en el seguimiento y control de la enfermedad oncológica es válida la sustitución de la radiografía convencional de tórax por una tomografía computarizada (TC) torácica de ultra baja dosis. Esta nueva modalidad de TC se basa en la utilización de un equipo de TCED y en la aplicación de la Reconstrucción Iterativa Modelizada (VEO MBiR®).

En el estudio dosimétrico se ha valorado la dosis en un maniquí antropomórfico en la superficie, usando dosímetros de tipo TLD (Exrad, Reino Unido). Las técnicas diagnósticas comparadas en este estudio fueron TC convencional, TC de Ultra Baja Dosis y radiografía de pulmón convencional (proyecciones posteroanterior y lateral). El escáner utilizado para la realización de las pruebas de tomografía ha sido el modelo CT 750 HD (GE Healthcare, EEUU); y el equipo de rayos X convencional Axiom Luminos DRF (Siemens, Alemania)

Los resultados obtenidos muestran un nivel de dosis de radiación semejante para las técnicas de TC de Ultra Baja Dosis y la radiografía convencional de pulmón. Respecto a la calidad de imagen, se aprecia una pérdida de calidad de imagen en la zona de bajo contraste y más ligeramente en la zona de alto contraste en la comparación de las técnicas de TC tórax y TC de Ultra Baja Dosis.

Podemos concluir que la TC de Ultra Baja Dosis puede ser una alternativa real a la radiografía convencional de pulmón sin que suponga una sobreexposición a la radiación frente a la radiografía convencional, sin pérdida de calidad diagnóstica e incluso aportando valor añadido.

28

## Cuantificación de la Imagen Médica con Tomografía Computerizada de Energía Dual en Cáncer de Pulmón.

**Author(s):** Arana Estanislao<sup>1</sup> ; Víctor González Pérez<sup>1</sup>

**Co-author(s):** Albert Bartres <sup>1</sup>; Beatriz Pellicer <sup>1</sup>; Julia Cruz <sup>1</sup>; Laura Oliver <sup>2</sup>; Luis Rubio <sup>1</sup>; Maria Barrios <sup>1</sup>; Sandra Oliver <sup>1</sup>; Valentín Campo <sup>1</sup>; Vicente Crispín <sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Fundación IVO*

<sup>2</sup> *Instituto Valenciano de Oncología*

**Corresponding Author(s):** vgonzalezper@hotmail.com

La imagen por Tomografía computerizada de Energía Dual (TCED) posibilita el estudio de un mayor número de parámetros respecto a la Tomografía Computerizada (TC) convencional, como el contenido de yodo tras la inserción de contraste, el número atómico efectivo o las curvas espectrales. En este estudio preliminar evaluamos si dichas variables pueden ser utilizadas para distinguir el carácter benigno o maligno de masas localizadas en el pulmón; así como su relación con biomarcadores tumorales.

Se ha realizado un estudio retrospectivo de 126 lesiones pulmonares (103 malignas, 23 benignas) a los que se tomó una imagen de TCED con un escáner CT 750 HD (GE Healthcare, USA). El análisis estadístico nos muestra que el número atómico efectivo, el contenido de yodo y la parametrización de las curvas espectrales son variables estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) para distinguir entre lesiones benignas y malignas en el pulmón.

La TCED permite además la realización de estudios de perfusión. Se ha desarrollado mediante el software Matlab (Mathworks Inc, Natwick, USA) un algoritmo para calcular la dimensión fractal de la lesión en distintas imágenes de perfusión (volumen y flujo de sangre, permeabilidad – superficie), en estudios estándar de absorción en unidades Hounsfield reconstruidos a distintas energías; y en el de captación de yodo cuantificada. Se ha encontrado una relación ( $p < 0,05$ ) entre la dimensión fractal de imágenes virtuales reconstruidas a energía monocromática y los biomarcadores tumorales KRAS-positivo (11 casos) y KRAS-negativo (8 casos); así como una correlación lineal ( $p < 0,05$ ) determinada por el coeficiente de Pearson entre la dimensión fractal del volumen de sangre y la fracción de las células tumorales que contienen Ki-67 (resultado positivo), dato que disponíamos para 25 pacientes.

En conclusión, los resultados preliminares de nuestro estudio muestran que a partir de imágenes obtenidas por TCED podemos obtener datos clínicos relevantes para el diagnóstico y caracterización del cáncer de pulmón.

30

## **Pruebas en Laboratorio y Haz de un Telescopio Compton para Monitorización de Terapia Hadrónica**

Enrique Muñoz<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *IFIC*

**Autores:**

E. Muñoz, J. Barrio, A. Etxebeste, C. Lacasta, J.F. Oliver, P.G. Ortega, C. Solaz and G. Llosá

El grupo IRIS del Instituto de Física Corpuscular ha desarrollado, en el marco del proyecto europeo ENVISION, un Telescopio Compton para monitorización de dosis recibida en terapia hadrónica<sup>1</sup>. Dicha monitorización puede llevarse a cabo mediante la reconstrucción de imágenes de la distribución de producción de fotones de alta energía, prompt gamma, en el tejido irradiado.

El Telescopio consta de tres planos detectores de cristales de LaBr3 acoplados a matrices de fotomultiplicadores de silicio. Nuestro objetivo es combinar eventos de 2 y 3 interacciones para conseguir unas mayores eficiencia y precisión. También se ha desarrollado un código ML-EM capaz de reconstruir imágenes utilizando simultáneamente ambos tipos de eventos<sup>2</sup>.

El dispositivo ha sido probado y caracterizado en el laboratorio empleando fuentes radiactivas de diferentes energías. Se han reconstruido imágenes de una fuente puntual de Na-22 utilizando coincidencias en 2 y 3 planos, en las cuales se ha obtenido una resolución espacial de 4.0 y 6.5 mm (FWHM) respectivamente<sup>3</sup>. Se han realizado las primeras pruebas combinando la adquisición de eventos de dos y tres planos simultáneamente con resultados prometedores. Empleando este modo de operación, se han reconstruido imágenes de una fuente puntual de Y-88 con una resolución espacial de 3.1 mm (FWHM). El sistema también ha sido testeado en haz con fotones de 4.4 MeV en HZDR, Dresden. Las imágenes preliminares reconstruidas de la fuente a partir de datos tomados con el Telescopio en distintas posiciones están en concordancia con los resultados esperados.

Referencias:

- [1] G. Llosá et al., First Compton telescope prototype based on continuous LaBr<sub>3</sub>-SiPM detectors, Nucl. Inst. Meth. Phys. Res. Sec. A, 2013, volume 718, pages 130 – 133.
- [2] J.E. Gillam et al., A Compton imaging algorithm for on-line monitoring in hadron therapy, Proc. SPIE 7961, Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging, 79611O
- [3] E. Muñoz et al., Characterization and Simulation Results of a Two/Three-Layer Compton Telescope with LaBr<sub>3</sub> and SiPMs, IEEE 2015 NSS-MIC Conference record.