

Método Monte Carlo-PENELOPE aplicado a la mamografía: determinación de la dosis absorbida en los órganos y tejidos



FURG

Matheus Leidens^{*1}
Patrícia Nicolluci²
Evamberto Goes¹

(1) Instituto de Matemáticas, Estadística y Física, Universidad Federal do Rio Grande, Rio Grande, RS, Brasil.

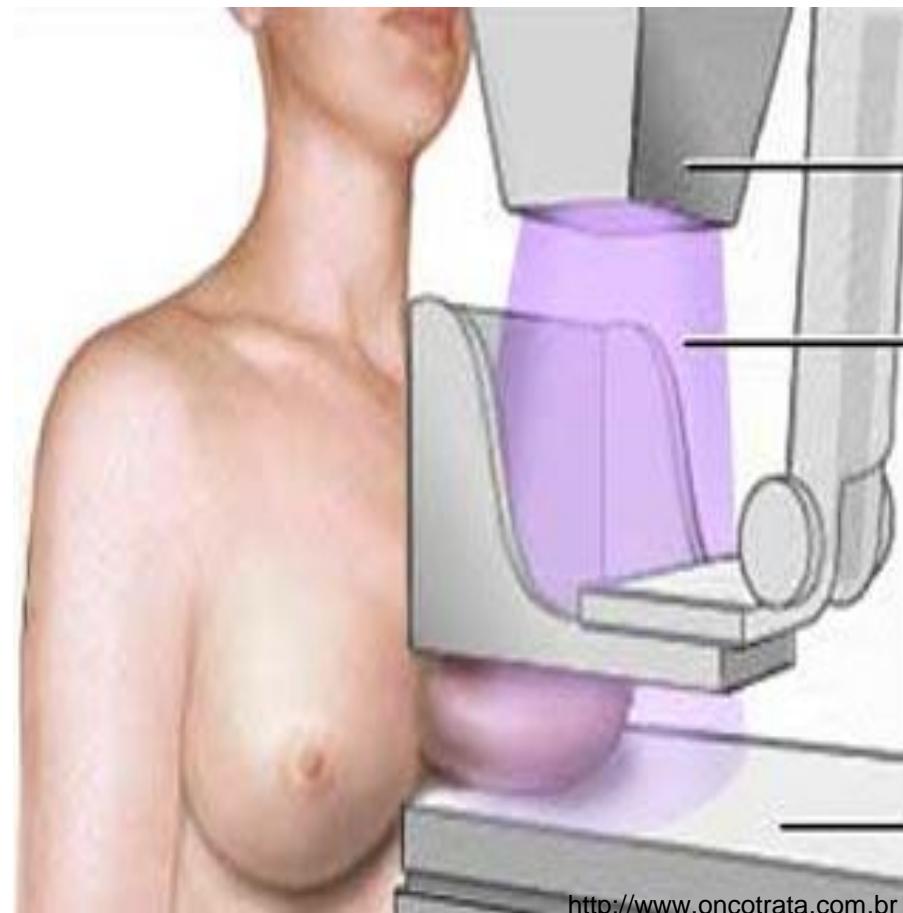
(2) Departamento de Física, Universidad de São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brasil.

RESUMEN

- Este trabajo muestra los resultados obtenidos en un estudio teórico realizado utilizando el método Monte Carlo-PENELOPE para la determinación de la dosis absorbidas por los órganos y tejidos durante un examen de mamografía.
- Los resultados fueron normalizados en relación con la dosis absorbidas en la mama e indicaron que la dosis más baja fue absorbida por la médula ósea y la dosis más alta por el pulmón.

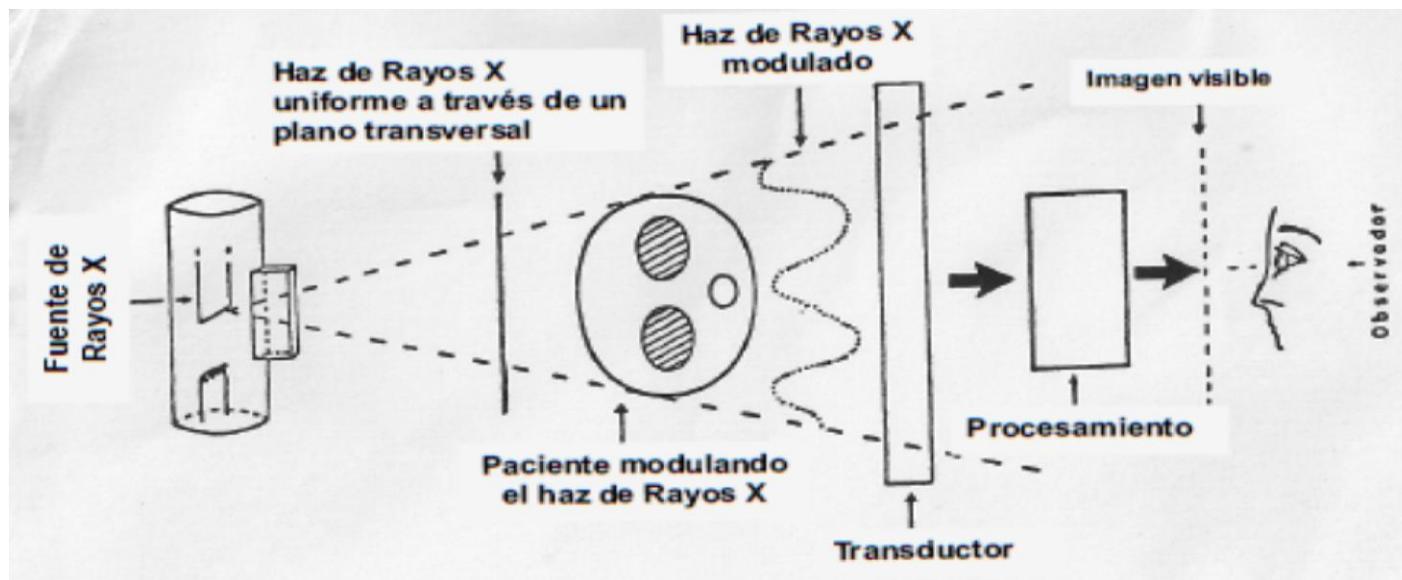
EXAMEN DE MAMOGRAFÍA

- Las mamografías son importantes para el diagnóstico precoz del cáncer de mama.
- El éxito del tratamiento depende de la etapa de la enfermedad en el momento del diagnóstico.



OBJETIVO

- La modulación de la radiación por el paciente debe ser decodificada por el sistema de formación de imágenes, con la fidelidad más alta posible.
- En radiología, la garantía de la calidad debe estar preocupado por la calidad de la imagen y también con la dosis absorbidas por el paciente.
- Teniendo en cuenta la dosis absorbida en el paciente como resultado de la mamografía, el objetivo del presente estudio es determinar la dosis relativa absorbida por la médula ósea, los pulmones y el corazón usando el método Monte Carlo-PENELOPE.

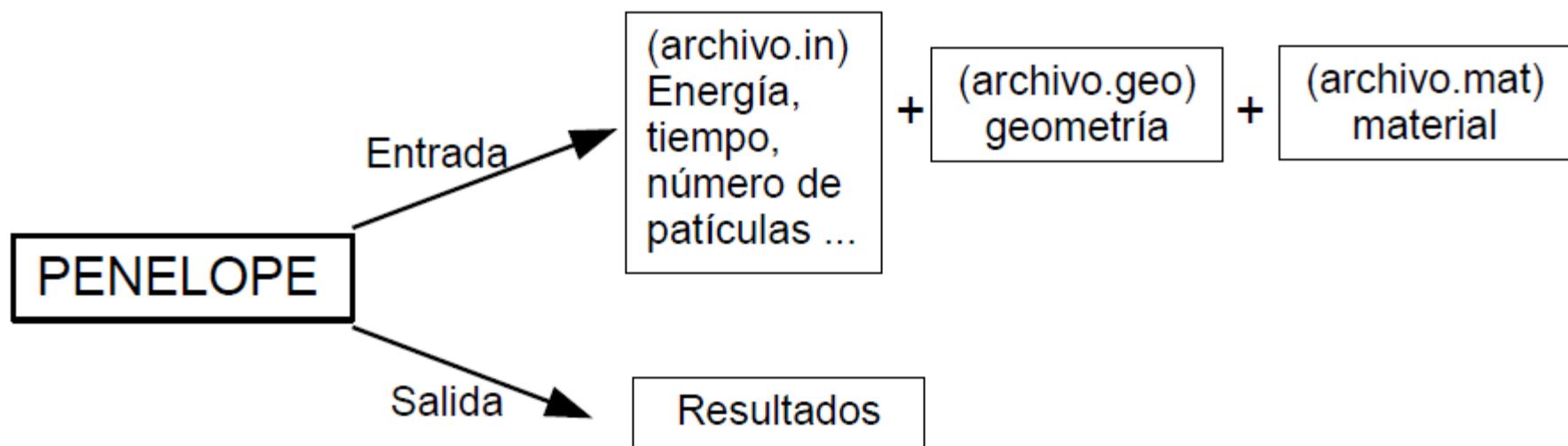


METODOLOGÍA UTILIZADA

- En el presente estudio, se utilizó el método Monte Carlo-PENELOPE.
- El método Monte Carlo básicamente genera distribuciones de probabilidad.
- PENELOPE (PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons) es un algoritmo que utiliza el método de Monte Carlo.

Método Monte Carlo-PENELOPE

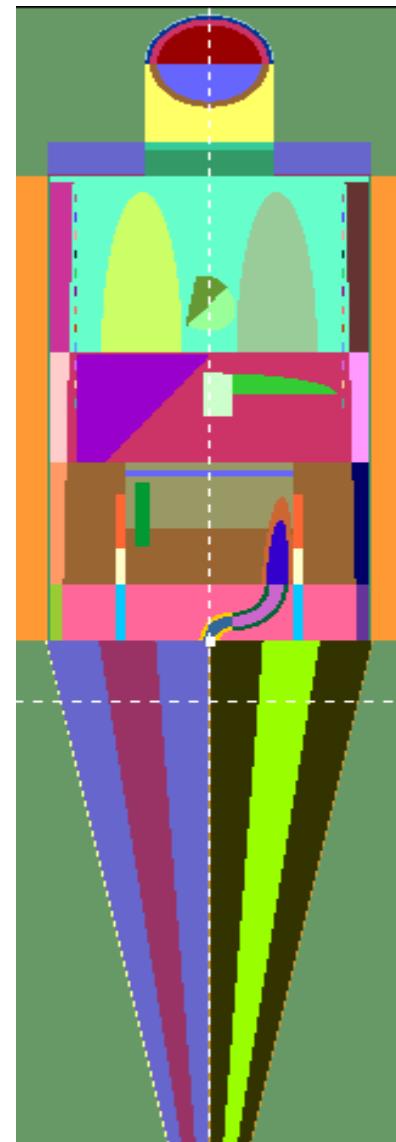
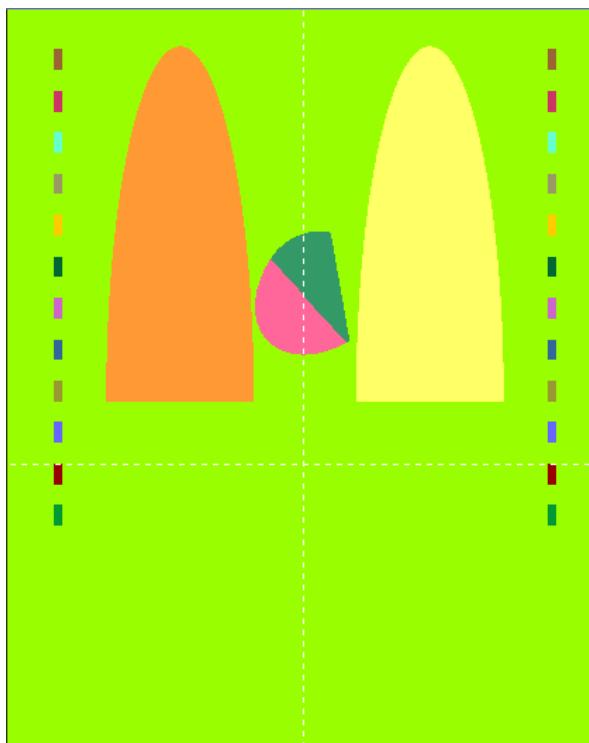
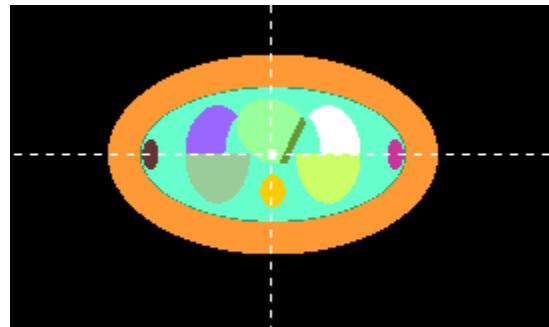
Para ejecutar el programa PENELOPE es necesario:



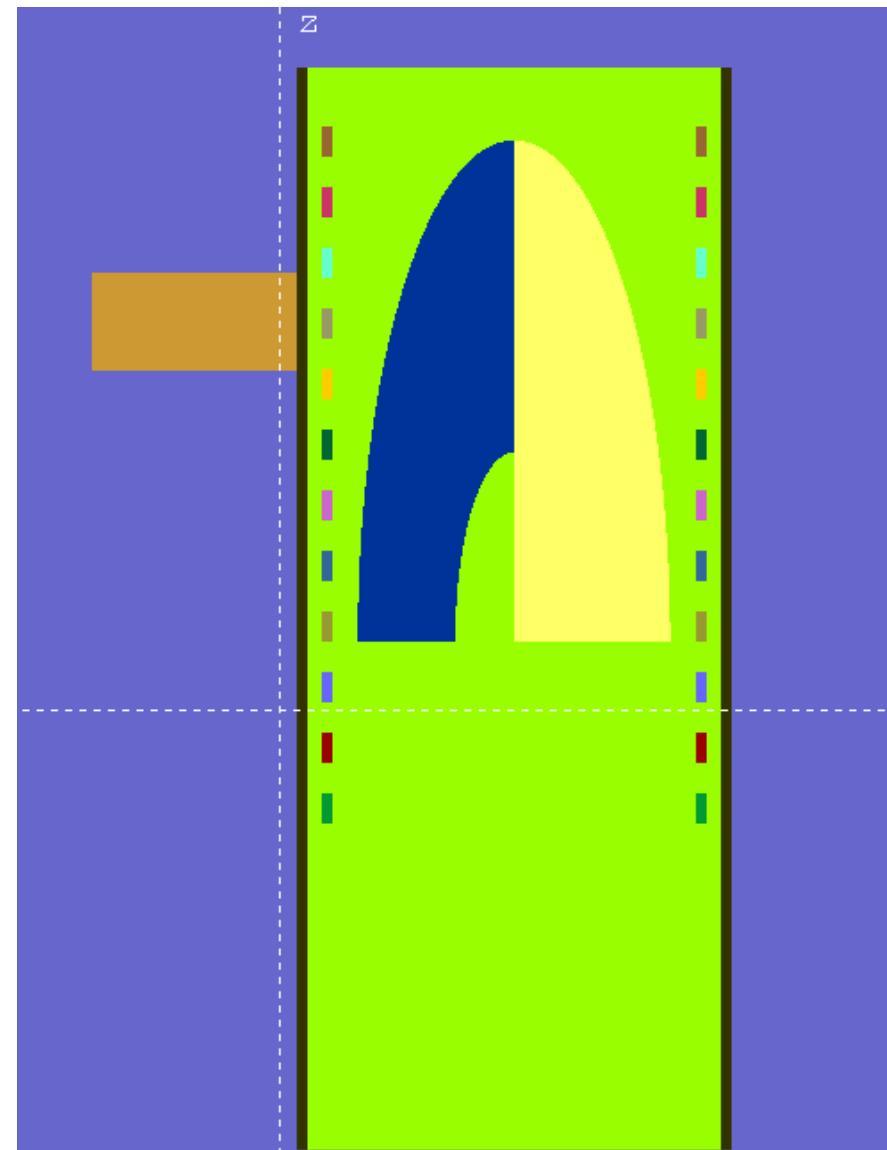
Archivo de geometría(archivo.geo)

- Para simular el cuerpo humano, se utilizó un phantom antropomórfico matemático proporcionado por el PENELOPE;
- Se añadió en Phantom una mama comprimida (16,0 cm de largo, 20,0 cm de ancho y 4,5 cm de espesor);
- La mama fue simulada en compresión y consideró la presencia de tejido adiposo y vista cráneo-caudal.

- Phantom antropomórfico matemático - PENELOPE.



- Archivo de geometría y su visualización (obtenido por gview).



Composición de los órganos

- Las composiciones utilizadas en los órganos (mama, corazón, médula ósea roja y pulmón) fueron puestos a disposición por la Biblioteca de la MMC-PENELOPE.
- La composición de la mama fue similar a la del tejido adiposo.
- El entorno simulado fue el aire.

Archivo de entrada(archivo.in)

Utilizamos:

- haz de rayos X con una energía efectiva de 25 Kev;
- distancia fuente-bandeja de 60 cm;
- número de fotones del orden de 10^{12} fotones;
- tiempo de exposición del orden de 10^5 segundos.

- Archivo de entrada utilizado.

```

mama - Bloco de notas

Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda

TITLE simple x-ray generator, detector and filter.
.
>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 25e3 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT -10.1 -10.2 116 [Coordinates of the source]
SCONE 180 0 9.462 [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>> Material data and simulation parameters.
AFNAME Agua.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME air.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME osso.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME tecido.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME musculo.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME pele.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME pulmao.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME brain.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME adiposo.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
AFNAME chumbo.mat [Material file, up to 20 chars]
ASIMPA 1e3 1e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>> Geometry definition file.
SEOMFN Corpo Prontoar.geo [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>> Energy deposition detectors (up to 25).
ENDETC 0e3 40e3 20 [Energy window and number of bins]
EDBODY 1 [Active body; one line for each body]
.
>>>>> Energy deposition detectors (up to 25).
ENDETC 0e3 40e3 20 [Energy window and number of bins]
EDBODY 2 [Active body; one line for each body]
.
>>>>> Energy deposition detectors (up to 25).
ENDETC 0e3 40e3 20 [Energy window and number of bins]
EDBODY 3 [Active body; one line for each body]
.
>>>>> Energy deposition detectors (up to 25).
ENDETC 0e3 40e3 20 [Energy window and number of bins]
EDBODY 16 [Active body; one line for each body]
.
>>>>> Energy deposition detectors (up to 25).
ENDETC 0e3 40e3 20 [Energy window and number of bins]
EDBODY 17 [Active body; one line for each body]

```

Archivo de salida(Resultados)

```
penmain-res - Bloco de notas
Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda

Average deposited energies (bodies):
Body 1 ..... 1.799489E-01 +- 2.6E-02 ev (effic. = 5.63E-03)
Body 2 ..... 2.063464E-03 +- 2.8E-03 ev (effic. = 6.34E-05)
Body 3 ..... 3.100320E-03 +- 3.3E-03 ev (effic. = 1.01E-04)
Body 4 ..... 1.275809E+00 +- 6.9E-02 ev (effic. = 3.91E-02)
Body 5 ..... 1.731715E+00 +- 8.0E-02 ev (effic. = 5.30E-02)
Body 6 ..... 2.463672E+00 +- 9.6E-02 ev (effic. = 7.54E-02)
Body 7 ..... 3.729311E+00 +- 1.2E-01 ev (effic. = 1.14E-01)
Body 8 ..... 5.530780E+00 +- 1.4E-01 ev (effic. = 1.70E-01)
Body 9 ..... 8.296383E+00 +- 1.8E-01 ev (effic. = 2.55E-01)
Body 10 ..... 1.242058E+01 +- 2.1E-01 ev (effic. = 3.84E-01)
Body 11 ..... 1.805666E+01 +- 2.6E-01 ev (effic. = 5.60E-01)
Body 12 ..... 2.970256E+01 +- 3.3E-01 ev (effic. = 9.33E-01)
Body 13 ..... 2.426454E+01 +- 2.9E-01 ev (effic. = 7.75E-01)
Body 14 ..... 1.912650E+01 +- 2.6E-01 ev (effic. = 6.14E-01)
Body 15 ..... 1.409731E+01 +- 2.2E-01 ev (effic. = 4.51E-01)
Body 16 ..... 1.578468E+00 +- 7.6E-02 ev (effic. = 4.92E-02)
Body 17 ..... 1.251614E+00 +- 6.8E-02 ev (effic. = 3.93E-02)
Body 18 ..... 3.215370E-02 +- 1.1E-02 ev (effic. = 1.02E-03)
Body 19 ..... 1.395423E-01 +- 2.2E-02 ev (effic. = 4.41E-03)
Body 20 ..... 1.274531E+00 +- 6.8E-02 ev (effic. = 4.05E-02)
Body 21 ..... 5.503931E+00 +- 1.4E-01 ev (effic. = 1.74E-01)
Body 22 ..... 3.291275E+02 +- 1.1E+00 ev (effic. = 1.06E+01)
Body 23 ..... 3.612903E+02 +- 1.1E+00 ev (effic. = 1.15E+01)
Body 24 ..... 5.803686E+03 +- 4.1E+00 ev (effic. = 2.31E+02)
Body 25 ..... 1.244484E+04 +- 4.9E+00 ev (effic. = 7.46E+02)
Body 26 ..... 4.742076E+02 +- 1.3E+00 ev (effic. = 1.62E+01)

Average deposited energies (energy detectors):
Detector # 1 ... 1.799489E-01 +- 2.6E-02 ev (effic. = 5.63E-03)
Detector # 2 ... 2.063464E-03 +- 2.8E-03 ev (effic. = 6.34E-05)
Detector # 3 ... 3.100320E-03 +- 3.3E-03 ev (effic. = 1.01E-04)
Detector # 4 ... 1.275809E+00 +- 6.9E-02 ev (effic. = 3.92E-02)
Detector # 5 ... 1.251614E+00 +- 6.8E-02 ev (effic. = 3.93E-02)
Detector # 6 ... 3.215370E-02 +- 1.1E-02 ev (effic. = 1.02E-03)
Detector # 7 ... 1.395423E-01 +- 2.2E-02 ev (effic. = 4.41E-03)
Detector # 8 ... 1.274531E+00 +- 6.8E-02 ev (effic. = 4.05E-02)
Detector # 9 ... 5.503931E+00 +- 1.4E-01 ev (effic. = 1.74E-01)
Detector #10 ... 5.803686E+03 +- 4.1E+00 ev (effic. = 2.31E+02)
Detector #11 ... 1.244484E+04 +- 4.9E+00 ev (effic. = 7.46E+02)

Detection efficiencies (energy detectors):
Detector # 1 ... 8.039900E-06 +- 2.6E-06
Detector # 2 ... 8.608030E-08 +- 1.6E-07
Detector # 3 ... 1.377285E-07 +- 2.0E-07
Detector # 4 ... 7.702465E-05 +- 7.4E-06
Detector # 5 ... 6.309686E-05 +- 6.8E-06
Detector # 6 ... 1.687174E-06 +- 1.1E-06
Detector # 7 ... 7.368473E-06 +- 2.3E-06
Detector # 8 ... 6.834776E-05 +- 7.4E-06
Detector # 9 ... 2.992840E-04 +- 1.6E-05
Detector #10 ... 3.317414E-01 +- 3.8E-04
```

RESULTADOS OBTENIDOS

- De acuerdo con los objetivos propuestos en este estudio y la metodología utilizada aquí, se observó que;
- El corazón absorbe la dosis de 0,033%;
- El pulmón es el órgano que ha absorbido la dosis más alta (0,14%) - el que estaba más cerca de la mama;
- A médula ósea roja absorbe la dosis más baja (0,0013%).

DISCUSIÓN

- Las estructuras anatómicas de los tejidos que componen la mama tienen valores de densidad muy cercanos. Por lo tanto, los valores de la energía de los fotones de rayos X, necesarios para generar la imagen, es inferior a la de otros procedimientos radiológicos. Como resultado, se espera valores altos de dosis absorbidas por la mama por consecuencia de la predominancia del efecto fotoeléctrico. Así, la arquitectura del tubo de la mamografía es diferente en comparación con los tubos de equipo de rayos X convencional.
- En Brasil, hay una alta incidencia de cáncer de mama y se ha buscado minimizar la mortalidad causada por esta enfermedad mediante la realización de diagnóstico precoz utilizando la imagen generada por rayos X. Por lo tanto, la calidad de la imagen en la mamografía es un aspecto importante de este proceso. Sin embargo, las dosis absorbidas por otros órganos y tejidos resultantes de la mamografía no están bien establecidos.
- En el presente estudio, las dosis a órganos y tejidos considerados aquí fueron calculadas en relación con la dosis unitaria absorbida por la mama.
- Usando la metodología utilizada aquí, se observó que el pulmón, el corazón y la médula ósea roja absorbida dosis relevantes.

- Existe una gran preocupación acerca de la radiación aplicada a los pacientes y sus consecuencias. Por lo tanto, cada vez más los métodos computacionales y phantoms ha sido utilizado en los estudios teóricos relacionados con la dosimetría de las radiaciones ionizantes.
- Los resultados obtenidos en este estudio, incluyendo la metodología utilizada, pueden ser importantes en la epidemiología asociada con el uso de la radiación ionizante.

ESTUDIOS FUTUROS

- Simulación del espectro de los rayos X considerando un equipo de mamografía;
- Validación de la simulación, utilizando, por ejemplo, la capa hemirreductor;
- Obtención de la curva de isodosis para cada órgano.

GRACIAS POR SU ATENCIÓN!