

# Avaliação das exposições dos envolvidos em procedimentos intervencionistas usando método Monte Carlo

William S Santos<sup>1</sup>, Lucio P Neves<sup>1</sup>, Ana P Perini<sup>1</sup>, Linda V E Caldas<sup>1</sup>,  
Walmir Belinato<sup>2</sup>, Ana F Maia<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-SP). Av. Prof. Lineu Prestes, 2242, 05508-000 São Paulo - SP - Brasil; <sup>2</sup>Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe (UFS); 49100-000 São Cristóvão, SE - Brasil.

E-mail: williathan@yahoo.com.br

**Resumo:** Neste estudo apresenta-se um modelo computacional de exposição de um paciente, médico cardiologista e de uma enfermeira em um cenário típico de procedimentos intervencionistas cardíacos. Neste caso, foi calculado um conjunto de coeficientes de conversão (CC) para dose efetiva (E) em termos do produto kerma-área (PKA) para os indivíduos envolvidos, utilizando sete espectros energéticos diferentes e oito projeções de feixe. Também foi calculado o CC para dose de entrada na pele (DEP) do paciente normalizado pelo PKA. Todos os indivíduos foram representados por simuladores antropomórficos computacionais incorporados em um código de transporte de radiação baseado em simulação Monte Carlo.

**Palavras-chave:** Coeficiente de conversão, dose efetiva, radiologia intervencionista e simulação de Monte Carlo.

**Abstract:** This study presents a computational model of exposure for a patient, cardiologist and nurse in a typical scenario of cardiac interventional procedures. In this case a set of conversion coefficient (CC) for effective dose (E) in terms of kerma-area product (KAP) for all individuals involved using seven different energy spectra and eight beam projections. The CC was also calculated for the entrance skin dose (ESD) normalized to the PKA for the patient. All individuals were represented by anthropomorphic phantoms incorporated in a radiation transport code based on Monte Carlo simulation.

**Keywords:** Conversion coefficient, effective dose, interventional radiology and Monte Carlo simulation.

## 1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, houve um crescente avanço no número de procedimentos de radiologia intervencionista (RI), que resultaram em um aumento na frequência de procedimentos de diagnóstico e de terapêutico, utilizando raios X

(FAULKNER, 2008). O uso médico da radiação ionizante oferece grandes benefícios para os pacientes. Entretanto, há uma crescente preocupação com o monitoramento das doses de radiação recebidas por pacientes e profissionais médicos submetidos a procedimentos de RI guiado por fluoroscopia. Nestes tipos de procedimentos, o médico utiliza imagens

contínuas de raios-X para guiar os instrumentos médicos através dos vasos do paciente e por outras vias de acesso (WAGNER et al., 2000).

Uma vez que estes procedimentos geralmente requerem menor tempo de recuperação e resultam em menos complicações pós-operatórias, tornaram-se cada vez mais comuns. Na maioria das vezes, estes procedimentos dispensam intervenções cirúrgicas complexas (MILLER, 2008). Apesar destas vantagens em relação às técnicas invasivas, existem vários riscos associados aos procedimentos intervencionistas como resultado do uso da radiação ionizante.

Diversos casos de danos por radiação em pacientes e médicos foram relatados devido a exposições elevadas de raios X durante procedimentos de fluoroscopia (KHODADADEGAN et al, 2011). Por serem exames complexos, os procedimentos cardíacos de angiografia e angioplastia coronária em RI são longos e, muitas vezes, com a obtenção de várias imagens, o que explica os altos valores de dose associados à prática. A ocorrência de efeitos determinísticos, especialmente na pele do paciente, é frequente após a cirurgia e tem sido um assunto de grande preocupação na comunidade científica (FAULKNER, 2008).

Atualmente, apenas a dosimetria retrospectiva é possível. Neste caso, os pacientes são informados se eles devem procurar tratamento médico por lesões induzidas por radiação. Entretanto, não há nenhuma opção para a prevenção. Felizmente, os avanços tecnológicos modernos levaram à oportunidade de avaliação de dose na pele em tempo real. Além disso, a estimativa do risco para a saúde devido a efeitos estocásticos da radiação, especialmente para pessoas mais jovens, também é objeto de estudos mais aprofundados (ICRP, 2013).

As exposições ocupacionais em procedimentos de RI são as mais altas na área da medicina que utiliza radiação X (FAULKNER e

VAÑÓ, 2001). Em RI, na maioria das vezes é necessário que os profissionais intervencionistas se posicionem próximos do centro do campo de radiação e do tubo de raios X, utilizando um grande número de imagens estáticas e dinâmicas, levando a um alto tempo de exposição destes indivíduos. Assim, a exposição prolongada de pacientes e profissionais médicos aos raios X tem que ser investigada.

Portanto, é importante desenvolver novos métodos que possibilitem estimar as doses equivalentes nos órgãos destas pessoas com boa precisão, que na maioria das vezes é um processo complexo e impossível de ser realizado. Neste caso, a estimativa das grandezas dosimétricas tem sido feita utilizando códigos de transporte de radiação fundamentado em simulação Monte Carlo e simuladores antropomórficos para representar os indivíduos expostos (SANTOS et al, 2014).

O objetivo deste trabalho foi criar um modelo computacional de exposição que permitisse a avaliação das exposições de um paciente, um médico cardiologista e de uma enfermeira devido a procedimentos de angiografia e angioplastia coronária em RI.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

A avaliação dosimétrica será feita por meio da determinação dos coeficientes de conversão (CC) para a dose efetiva (E), para todos os indivíduos, e para a dose de entrada na pele (DEP) do paciente, normalizados pelo produto kerma-área (PKA). Estes CCs foram calculados para uma ampla faixa de espectro energético, que abrange grande parte dos procedimentos cardíacos realizados em RI.

O código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0 (PELOWITZ, 2011) foi usado para simular a deposição energética de fótons e elétrons nos órgãos e tecidos dos simuladores antropomórficos adultos, masculino MASH e feminino FASH.

Estes simuladores foram construídos pelo o grupo de dosimetria computacional do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, cujas características atendem às recomendações dos dados anatômicos e fisiológicos do homem e da mulher de referência da ICRP 89 (CASSOLA et al, 2010). O simulador antropomórfico MASH foi utilizado para representar o paciente e o médico cardiologista e a enfermeira foi representada pelo simulador FASH. Os simuladores foram incorporados ao código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0. Para evitar problemas de alocação de memória, as matrizes originais dos simuladores compostas de *voxels* de 1,2 mm de comprimento foram redimensionadas para 2,4 mm cada um, sendo os dados antropométricos dos simuladores preservados.

Com o intuito de tornar as simulações computacionais mais realistas, foi modelada uma sala com dimensões de 6,5 m de comprimento, 3,0 m de largura e 2,65 m de altura preenchidas de ar atmosférico ( $\rho = 0,001205 \text{ g/cm}^3$ ) composto por C (0,0124%), N (75,53%), O (23,18%) e Ar (1,28%) e com paredes de concreto ( $\rho = 3,2 \text{ g/cm}^3$ ) de 22 cm de espessura. No interior desta sala foram inseridos os principais componentes do equipamento de raios X, como o intensificador de imagem e o tubo de raios X.

Também foi modelada uma mesa cirúrgica de fibra de carbono ( $\rho = 1,25 \text{ g/cm}^3$ ) composta por H (5,7441%), C (77,4591%) e O (16,7968%), com base metálica ( $\rho = 7,87 \text{ g/cm}^3$ ) composta de Fe (99,5%) e Mn (0,5%) para receber o paciente que é colocado em decúbito dorsal sobre um colchão de espuma ( $\rho = 1,0 \text{ g/cm}^3$ ). A mesa tem uma largura de 66 cm, espessura de 15 cm e comprimento de 185 cm e está posicionada à altura de 90 cm em relação ao piso da sala. A Figura 1 mostra o modelo computacional de

exposição do paciente, médico cardiologista, enfermeira e grande parte dos equipamentos comuns em uma sala típica de RI.

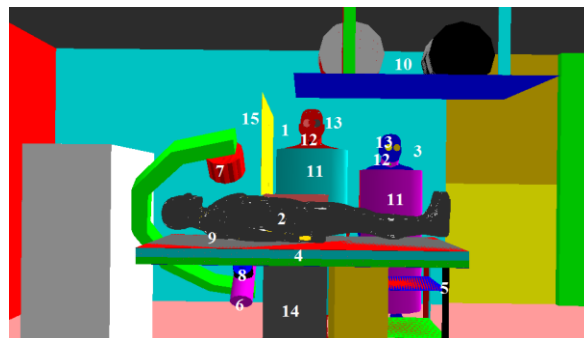


Figura 1. Modelo computacional de exposição: (1) médico cardiologista, (2) paciente, (3) enfermeira, (4) mesa cirúrgica, (5) mesa de instrumentação, (6) tubo de raios-X, (7) intensificador de imagem, (8) medidor de PKA, (9) medidor de DEP, (10) monitores de vídeo, (11) avental de chumbo, (12) protetor de tireoide, (13) óculos plumbíferos, (14) cortina de chumbo, (15) barreira de proteção suspensa de vidro plumbífero.

Na prática clínica, o cardiologista e a enfermeira utilizam equipamentos de proteção individual que geralmente são confeccionados com 0,5 mm de espessura de Pb. Dentre os mais importantes equipamentos estão o avental e protetor de tireoide compostos de Pb (100%) e densidade de  $\rho = 11,35 \text{ g/cm}^3$ , e protetor de olhos, composto de vidro plumbífero ( $\rho = 6,22 \text{ g/cm}^3$ ). Os aventais modelados possuem uma parte frontal e outra traseira com formato de elipse. Este modelo tem 1,20 m de comprimento e 55 cm de largura, que se estende do nível do tórax até o nível dos joelhos, com as partes laterais dos ombros e braços dos profissionais expostos.

Também foram inseridos os protetores de olhos, que têm formato cilíndrico ( $r = 3 \text{ cm}$ ) e protetor de tireoide com formato de anel ( $r = 7,95 \text{ cm}$ ) cobrindo toda a região do pescoço dos profissionais. Além destes equipamentos de proteção, também foram modelados a cortina de chumbo e os protetores suspensos de vidro com

espessura equivalente em chumbo de 0,5 mm. Estes equipamentos são frequentemente utilizados para a proteção dos profissionais médicos que são expostos à radiação primária e, sobretudo, à radiação espalhada do paciente e da mesa cirúrgica.

O tubo de raios-X foi representado por uma fonte pontual de fótons que emite um feixe cônico de radiação na região do tórax do paciente. Foi modelada uma câmara de ionização com dimensões de 5 cm x 5 cm e espessura de 1 cm, preenchida com ar atmosférico para calcular o PKA. Esta câmara foi posicionada na saída do tubo de raios X. O PKA foi calculado por meio do produto do kerma no ar ( $K_{ar}$ ) (obtido pelo *tally* F6) estimado no volume de ar da câmara pela sua área irradiada.

Com o objetivo de avaliar os possíveis efeitos determinísticos na pele do paciente, foi modelado um objeto que simule uma câmara de ionização com dimensões do campo irradiado (10 cm x 10 cm) para o cálculo dos CCs para dose de entrada na pele (DEP) normalizados pelo PKA. Em todas as projeções, a câmara foi posicionada próxima à pele do paciente e perpendicular ao eixo do feixe de radiação. A estimativa da DEP em procedimentos de RI foi feita utilizando o *tally* F6 do MCNPX, que considera o equilíbrio eletrônico. Para todos os indivíduos expostos, foi utilizado o *tally* modificado (\*F8), que é utilizado para estimar a deposição energética nos órgãos e tecidos, que foi posteriormente convertida para dose absorvida.

Os CCs para E e DEP em termos do PKA para os órgãos e os tecidos foram calculados utilizando sete valores de tensão de pico no tubo de 60 a 120 kVp em passos de 10 kVp para oito projeções de feixe listadas na ICRP (ICRP 120, 2013). A projeção do feixe e a correspondente distância foco-pele (DFP) simuladas foram: ântero-posterior (AP/55 cm), pósterio-anterior (PA/50 cm), oblíquo-anterior direito

(RAO90°/40 cm), oblíquo-anterior esquerdo (LAO90°/40 cm), caudal (CAUD30°/43,5 cm), cranial (CRAN30°/45 cm) e oblíquo-anterior direito e anterior esquerdo (RAO45°/40 cm e LAO45°/56,5 cm). Os parâmetros técnicos utilizados nas simulações foram: filtração no tubo de 3,5 mmAl, ângulo anódico de 12°, área de campo de radiação de 10 cm x 10 cm. Estes dados foram utilizados para simular os espectros de radiação, com o código SRS78 (CRANLEY et al, 1997).

Com o intuito de reduzir as incertezas estatísticas associadas à energia absorvida nos órgãos, tecidos e outras estruturas, foram utilizados em cada cenário um total de  $1,0 \times 10^9$  histórias de partículas. A validação dos resultados foi feita por meio da comparação com resultados obtidos por estudos experimentais publicados na literatura. Todas as simulações foram feitas em um computador de 16 GB de memória RAM com processador Intel Core i7.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Depois de estimadas as doses equivalentes por PKA para todos os órgãos críticos listados na ICRP (ICRP 103, 2007), foi possível calcular a razão E/PKA para todos os indivíduos estudados. Os CCs calculados para E e DEP, apresentados neste estudo, são específicos para o modelo de simulador antropomórfico utilizado e para as situações de exposição descritas anteriormente.

#### 3.1. Avaliação dos CCs para dose efetiva (E) do paciente

A Figura 2 mostra os principais resultados de E/PKA calculados neste estudo, em função da tensão de pico do tubo de raios X e da projeção do feixe para o paciente. Observa-se que os CCs geralmente seguem uma tendência crescente com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X, que é esperado uma vez que os fótons mais energéticos produzem maiores CCs de dose equivalente, resultando em maiores CCs para a

dose efetiva. O paciente recebe o maior CC para dose efetiva na projeção CRAN30° e menor na projeção RAO45°.

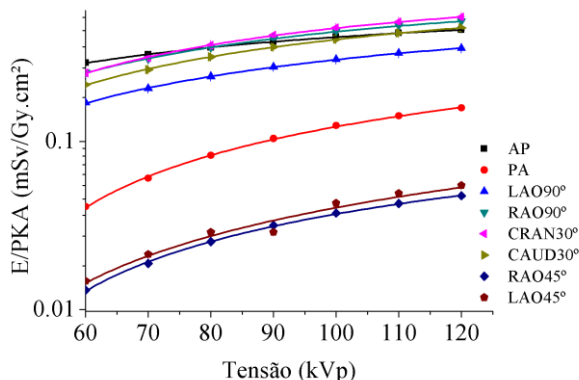


Figura 2. Razão E/PKA em função da tensão aplicada ao tubo, calculados para o paciente.

### 3.2. Comparação com valores experimentais e teóricos publicados na literatura

O valor médio de E/PKA de todas as projeções em nosso estudo para o paciente foi de 0,25 mSv/Gy.cm<sup>2</sup>. Este valor é consistente com os dados de medição na literatura como mostrado na Tabela 1. Na mesma tabela, são apresentadas as diferenças percentuais entre o valor de CC obtido neste estudo e os valores da literatura.

**Tabela 1.** Comparação entre os resultados de E/PKA calculados neste trabalho para o paciente (0,25 mSv/Gy.cm<sup>2</sup>) e os descritos na literatura.

Referências	E/PKA mSv/Gy.cm <sup>2</sup>	Dif. (%)
BETSOU et al, 1998	0,184	26
BROADHEAD et al, 1997	0,186	26
EFSTATHOPOULOS et al, 2003	0,180	28
KATRITSIS et al, 2000	0,182	27
McPARLAND, 1998	0,180	28
LEUNG et al., 1996	0,221	12
BOR et al, 2004	0,240	4
Média	0,184 ± 0,02	27

Os valores de E/PKA calculadas para o paciente utilizando o simulador MASH foram comparados também com um estudo que utilizou um simulador antropomórfico matemático adulto incorporado no código PCXMC (TAPIOVARA et al., 1997). A média dos valores E/PKA utilizando simulador matemático para uma tensão de pico de 100 kVp foi de 0,20 mSv/Gy.cm<sup>2</sup> para o MIRD5/PCXMC (LAO45°: 0,26; PA: 0,19; CAUD30°: 0,19; RAO90°: 0,18). Para estas quatro projeções, o CC médio para a dose efetiva deste estudo foi de 0,26 mSv/Gy.cm<sup>2</sup>, apresentando um aumento de 23% em relação ao simulador antropomórfico matemático.

Ao contrário dos resultados do PCXMC, os resultados apresentados neste estudo foram calculados utilizando o paciente sobre uma mesa cirúrgica acompanhado do médico cardiologista e de uma enfermeira. Além destes, foi introduzida na sala de RI uma série de equipamentos típicos empregados nestes procedimentos. Certamente o detalhamento do cenário introduz objetos atenuadores e espalhadores e as diferenças anatômicas e morfológicas entre os simuladores justificam as diferenças entre os estudos.

### 3.3. Avaliação dos CCs para dose de entrada na pele (DEP) do paciente

Devido à possibilidade de sintomas agudos da radiação na pele, são apresentados resultados da DEP/PKA, que levam em consideração as informações sobre o local e as dimensões de campo. Isto possibilita avaliar a distribuição de dose absorvida na pele irradiada do paciente. A Figura 3 mostra os principais valores da razão DEP/PKA em função da tensão aplicada no tubo e da projeção do feixe de raios X no paciente.

Nota-se diferenças entre os valores da DEP/PKA para as projeções avaliadas. Quando o tubo está em baixo da mesa (PA, RAO45° e LAO45°), ela atenua o feixe consideravelmente. A principal consequência disso são CCs menores em relação às projeções oblíquas (CRAN30° e CAUD30°), lateral (LAO90° e RAO90°) e (AP).

Nestes casos, o tubo de raios X está acima da mesa e o feixe é projetado diretamente para a pele do paciente, sem a presença de objetos atenuadores.

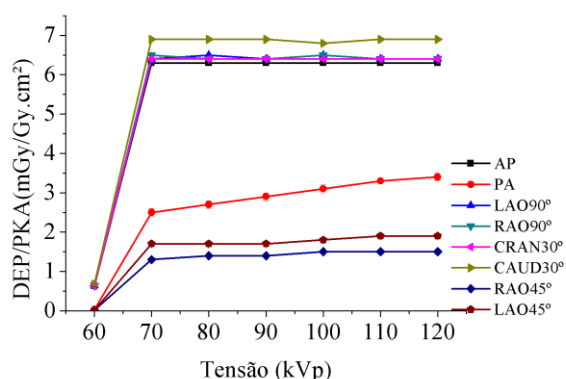


Figura 3. Razão DEP/PKA calculados para o paciente para as oito projeções de feixe estudadas em função da tensão aplicada no tubo.

A média da razão DEP/PKA calculada neste estudo foi de  $(4,8 \pm 0,1) \text{ mGy/Gy.cm}^2$ . Na ausência de uma medição direta, estes CCs podem ser utilizados para determinar a DEP, pois mostram boa concordância com os resultados da literatura. Na Tabela 2 são apresentadas as diferenças entre os resultados deste estudo com os da literatura.

**Tabela 2.** Comparação entre os resultados de DEP/PKA do paciente obtidos neste estudo ( $4,8 \text{ mGy/Gy.cm}^2$ ) e os descritos na literatura.

Referências	DEP/PKA $\text{mGy/Gy.cm}^2$	Dif. (%)
KARAMBATSAKIDOU et al, 2005	3,9	19
CHIDA et al, 2006	3,8	21
QUAI et al, 2003	4,3	10
Média	$4,0 \pm 0,26$	17

Nos procedimentos em que o tempo de fluoroscopia é grande ou quando a projeção do feixe é utilizada numa única direção, o perigo de

altas doses na pele é maior. Para evitar lesões da pele causadas pela radiação, é recomendado monitorar a DEP. Os resultados da razão DEP/PKA podem fornecer informações valiosas para que o médico tome medidas preventivas e efeitos determinísticos sejam evitados. Por exemplo, quando a dose absorvida na pele em determinada projeção se aproxima de um limite conhecido, o profissional médico pode utilizar um ângulo diferente para o feixe.

### 3.4. Avaliação dos CCs para dose efetiva (E) do médico cardiologista e da enfermeira

Os valores de E/PKA calculados para a enfermeira e para o médico cardiologista nas oito projeções estudadas, em função da tensão aplicada ao tubo, estão apresentados na Figura 4.

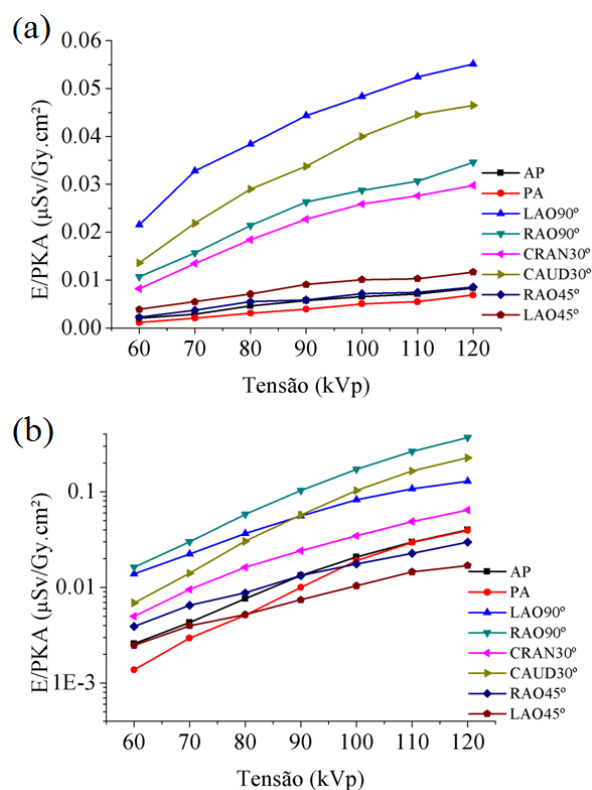


Figura 4. Razão E/PKA em função da tensão aplicada ao tubo, calculados para a enfermeira (a) e para o médico cardiologista (b).

O valor médio de E/PKA para o médico cardiologista foi de  $(4,7\text{E}-02) \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$  e para a enfermeira foi de  $(1,8\text{E}-02) \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$ , sendo

a incerteza de 0,1% para os dois casos. Grandes variações de E/PKA foram observadas entre o médico cardiologista e a enfermeira. Estas diferenças são provavelmente devido às diferentes distâncias destes profissionais ao centro do campo de radiação. O médico cardiologista posiciona-se mais próximo ao paciente do que a enfermeira, que se localiza atrás do médico.

A radiação retroespalhada a partir da superfície de entrada do paciente é de alta intensidade. Assim, os valores de E/PKA serão sempre significativamente maiores quando o cardiologista está perto do tubo de raios X, como na projeção RAO90°, do que quando está ao lado do intensificador de imagem. Neste sentido, blindagens adicionais devem ser sempre adotadas.

Os resultados da razão E/PKA apresentados neste estudo para os profissionais foram inferiores aos publicados na literatura. As diferenças entre os estudos podem ser atribuídas às características antropométricas e anatômicas entre os simuladores e aos parâmetros radiográficos utilizados.

Além disso, neste estudo foi utilizada proteção adicional da cortina de chumbo e de barreira suspensa de vidro plumbífero. O uso destes dispositivos de proteção permitiu uma redução significativa da intensidade da radiação espalhada produzida pelo paciente, mesa cirúrgica e outros objetos no interior da sala. Neste sentido, sempre que possível, a equipe médica deve adotar meios que garantam a menor exposição, sendo uma das principais o uso de barreiras móveis juntamente com a cortina de chumbo na mesa cirúrgica. A utilização de óculos plumbíferos, a posição do médico cardiologista, a projeção e a angulação do feixe são fatores importantes que afetam a dose nos olhos dos profissionais médicos.

Além de óculos plumbíferos, que melhoram a proteção contra a catarata, recomenda-se a utilização de dispositivo de proteção suspenso, pois se usado corretamente, ele protege toda a

cabeça e o pescoço da radiação espalhada. Desta forma, é aconselhável que cada equipamento de proteção deva ter pelo menos uma espessura equivalente em chumbo de 0,5 mm e, assim, uma proteção completa dos profissionais pode ser adquirida com a utilização de um avental de chumbo, que deve ser ajustado para o tamanho de cada profissional.

#### 4. CONCLUSÕES

Os valores das razões E/PKA e DEP/PKA para o paciente concordam bem com os resultados experimentais apresentados na literatura. A diferença entre os CCs calculados neste trabalho e os obtidos na literatura foi de 27% e 17%, respectivamente, para CCs de dose efetiva e dose de entrada na pele do paciente, evidenciando que os resultados deste estudo possam ser uma ferramenta útil e confiável no monitoramento de doses em procedimentos cardíacos de RI.

Na projeção LAO90°, a enfermeira obteve os maiores valores de E/PKA. Nesta projeção, mais radiação espalhada interage nas porções média e superior do tronco, onde vários órgãos radiosensíveis estão localizados.

Devido à proximidade dos órgãos radiosensíveis do médico cardiologista ao centro espalhador de radiação (tórax do paciente), os maiores valores de E/PKA foram obtidos na projeção RAO90°. Nesta projeção, os órgãos da região frontal, sobretudo aqueles localizados na altura do tórax e próximos da superfície e, conseqüentemente, do paciente, contribuíram para o aumento da razão E/PKA.

A avaliação das doses efetivas implica praticamente na medição de doses equivalentes de um conjunto de órgãos e tecidos distribuídos em quase todo o corpo humano. Esta tarefa poderá ser resolvida de forma mais eficiente por meio do modelo de exposição computacional apresentado neste estudo, que consiste numa representação virtual do corpo humano incorporado num código de transporte de radiação.



## Agradecimentos

Os autores deste trabalho receberam apoio das seguintes agências de fomento brasileiras: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP, Projetos No. 2013/15669-3 e 2013/21741-9), CAPES (Projeto Pró-Estratégia 1999/2012), CNPq (Projeto Universal 470753/2013-7), MCT: Projeto INCT Metrologia das Radiações em Medicina.

Ao professor Dr. Richard Kramer da Universidade Federal de Pernambuco por fornecer uma versão dos simuladores antropomórficos computacionais MASH e FASH.

## 7. REFERÊNCIAS

BETSOU, S.; EFSTATHOPOULOS, E.P.; KATRITSIS, D.; FAULKNER, K.; PANAYIOTAKIS, G. Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures. *The British Journal of Radiology*, v. 71, n. 846, p. 634-639, 1998.

BOR, D.; SANCAK, T.; OLGAR, T.; ELCIM, Y.; ADANALI, A.; SANLIDILEK, U.; AKYAR, S. Comparasion of effective doses obtained from dose área product and air kerma measurements in interventional radiology. *The British Journal of Radiology*, 77, 315-322, 2004.

BROADHEAD, D.A.; CHAPPLE, C.L.; FALKNER, K.; DAVIES, M.L.; MCCALLIUM, H. The impact of cardiology on the collective effective dose in the North of England. *The British Journal of Radiology*, v. 70, n. 833, p. 492-497, 1997.

CASSOLA, V.F.; LIMA, V.J.; KRAMER, R.; KHOURY, H.J. FASH and MASH: Female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces. Part II. Dosimetric calculations. *Physics in Medicine and Biology*, v. 55, n. 1, p. 163-189, 2010.

CHIDA, K.; SAITO, H.; OTANI, H.; KOHZUKI, M.; TAKAHASHI, S.; YAMADA, S.; SHIRATO,

K.; ZUGUCHI, M. Relationship between fluoroscopic time, dose-area product, body weight and maximum radiation skin dose in cardiac interventional procedures. *American Journal of Roentgenology*, v. 186, n. 3, p. 774-778, 2006.

CRANLEY, K.; GILMORE, B.J.; FOGARTY, G.W.A; DESPONDS, L. *Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data. Institute of Physics and Engineering in Medicine Report 78.* (York: IPeM), 1997.

EFSTATHOPOULOS, E.P.; MAKRYGIANNIS, S.S.; KOTTOU, S.; KARVOUNI, E.; GIAZITZOGLU, E.; KOROYESIS, S.; TZANALARIDOU, E.; RAPTOU, P.D.; KATRITSIS, D.G. Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention. *Physics in Medicine and Biology*, v. 48, n. 18, p. 3059-3068, 2003.

FALKNER, K.; VAÑÓ, E. Deterministic effects in interventional radiology, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 94, n. 1-2, p. 95-98, 2001.

FAULKNER, K. Dose audit and optimization for radiological and interventional procedures, *Journal of Medical Physics*, v. 33, n. 1, p. 35, 2008.

ICRP, 103 2007. International Commission on Radiological Protection. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007.

ICRP 120, 2013. International Commission on Radiological Protection. *Radiological Protection in Cardiology*. ICRP Publication 120. Ann. ICRP 42, 2013.

KARAMBATSAKIDOU, A.; TORNVALL, P.; SALEH, N.; CHOULIARAS, T.; LÖFBERG, P.O.; FRANSSON, A. Skin dose alarm levels in cardiac angiography procedures: is a single DAP value sufficient? *The British Journal of Radiology*, v. 78, n. 933, p. 803-809, 2005.



- KATRITSIS, D.; EFSTATHOPOULOS, E.; BETSOU, S.; KOROVESIS, S.; FAULKNER, K.; PANAYIOTAKIS, G.; WEBB-PEPLOE, M.M. Radiation exposure of patients and coronary arteries in the stent era: A prospective study. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, v. 51, n. 3, p. 259-264, 2000.
- KHODADADEGAN, Y.; ZHANG, M.; PAVLICEK, W.; PADEN, R.G.; CHONG, B.; SCHUELER, B.A.; FETTERLY, K.A.; LANGER, S.G.; WU, T. Automatic monitoring of localized skin dose with fluoroscopic and interventional procedures. *Journal of Digital Imaging*, v. 24, n. 4, p. 626-639, 2011.
- LEUNG, K.; MARTIN, C.J. Effective dose for coronary angiography. *The British Journal of Radiology*, v. 69, n. 821, p. 426-431, 1996.
- McPARLAND, B.J. A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. *The British Journal of Radiology*, v. 71, n. 842, p. 175-185, 1998.
- MILLER, D.L. Overview of contemporary interventional fluoroscopy procedures. *Health Physics*, v. 95, n. 5, p. 638-644, 2008.
- PELOWITZ, D.B. *MCNPX User's Manual (version 2.7.0)*. Report LA-CP-11-00438. Los Alamos National Laboratory, USA, 2011.
- QUAI, E.; PADOVANI, R.; PETERZOL, A.; VANO, E.; GUIBELALDE, E.; TOIVONEN, M. Maximum skin dose assessment in interventional cardiology: Results in three different european hospitals. In: *Proceedings of European Congress of Radiology*, Vienna, 2003, 13, p. 542.
- SANTOS, W.S.; CARVALHO JR, A.B.; HUNT, J.G.; MAIA, A.F. Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 95, p. 177-180, 2014.
- TAPIOVARA, M.; LAKKISTO, M.; SERVOMAA, A. *PCXMC-A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations*. Helsinki, Finland: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety (STUK), 1997.
- WAGNER, L.K.; ARCHER, B.R.; COHEN, J. Management of patient skin dose in fluoroscopically guided interventional procedures, *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, v. 11, n. 1, p.25-33, 2000.