

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE**

Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

JORGE SAVIGNON JORRIN

**OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA DOS
PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS DE
EMBOLIZAÇÃO DAS ARTÉRIAS PROSTÁTICAS**

Recife

2018

JORGE SAVIGNON JORRIN

**OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA DOS
PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS DE
EMBOLIZAÇÃO DAS ARTÉRIAS PROSTÁTICAS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares para obtenção do título de Mestre em Ciências, Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros

Recife

2018

Catálogo na fonte
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

J82o Jorin, Jorge Savignon.
Otimização da proteção radiológica dos procedimentos intervencionistas de embolização das artérias prostáticas. / Jorge Savignon Jorin. - Recife: O Autor, 2018.
77 f. : il., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2018.
Inclui referências e apêndices.

1. Embolização das artérias prostáticas. 2. Dosimetria. 3. Protocolo RECiFE. I. Barros, Vinícius Saito Monteiro de, orientador. II. Título.

CDD 621.48 (22. ed.)

UFPE
BDEN/2018-19

JORGE SAVIGNON JORRIN

**OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA DOS
PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS DE
EMBOLOGIAÇÃO DAS ARTÉRIAS PROSTÁTICAS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação
em Tecnologias Energéticas e Nucleares para obtenção
do título de Mestre em Ciências, Área de Concentração:
Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

APROVADA EM: 01.03.2018

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros – DEN/UFPE

Profa. Dra. Helen Jamil Khoury – DEN/UFPE

Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas – IPEN/CNEN

Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade - FACIPE

AGRADECIMENTOS

A meu orientador, Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros, pelo apoio, pela confiança em mim depositada.

Ao GDOIN-DEN da UFPE, na pessoa da Prof. Dr^a. Helen Jamil Khoury, pela oportunidade de executar este trabalho.

À Fundação Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco (FACEPE), pela bolsa de mestrado que permitiu a minha dedicação exclusiva a esse trabalho de pesquisa.

Ao Dr. Gustavo Andrade, chefe do staff Médico do Bloco de Hemodinâmica do Hospital da Restauração de Recife, pelo trabalho em conjunto, pela disponibilidade, pelas dicas, sugestões e auxílio durante os estudos.

À minha esposa Yelina, pela paciência e incentivo. Ter você ao meu lado fez com que o caminho até aqui ficasse mais leve e eu pudesse acreditar que eu seria capaz. Obrigado pelo seu companheirismo, pelo apoio e principalmente pelo seu amor.

Aos meus pais, Carmen e Jorge, que sempre batalharam para que eu pudesse ser quem sou e chegar até onde cheguei. Sempre serão exemplos para mim de persistência e força de vontade. Obrigado por nunca me deixarem desistir.

A toda a minha família e seres, por colaborarem, cada qual da sua maneira, para a conclusão desse trabalho.

Aos meus novos amigos de Recife, vocês foram fundamentais para que eu conseguisse ficar longe do meu país Cuba. Obrigado por entenderem e aceitarem viver uma amizade o tempo todo.

RESUMO

Dentre as diversas aplicações médicas das radiações, destacam-se os procedimentos intervencionistas, que têm sido largamente utilizados para diagnóstico e, principalmente, com finalidade terapêutica, onde se encontra a embolização das artérias prostáticas (EAP) que está sendo introduzida como uma forma de tratamento aos pacientes sintomáticos em decorrência da hiperplasia prostática benigna. A EAP é um procedimento que, por sua complexidade e elevado tempo de fluoroscopia pode resultar em doses absorvidas acima do limiar dos efeitos nos tecidos, ocasionando danos na pele dos pacientes; o médico também está sujeito a uma elevada dose de radiação devido à sua proximidade com o paciente e o tubo de raios X. Também destaca-se que, no Brasil, é um procedimento relativamente novo e há poucos estudos de avaliação dosimétrica. O objetivo deste trabalho é avaliar as doses de radiação no paciente e na equipe médica em procedimentos intervencionistas de embolização das artérias prostáticas realizados no “Hospital da Restauração” de Recife e implementar protocolos para a redução da dose absorvida pelo paciente e pela equipe médica. Este estudo apresenta os resultados da avaliação dosimétrica realizada na equipe médica e pacientes durante 15 procedimentos de EAP sem otimização e 9 otimizados utilizando o protocolo RECiFE. Os procedimentos foram realizados utilizando um equipamento de angiografia digital, modelo Artis Zee ceiling da Siemens. A dosimetria dos pacientes foi caracterizada através das estimativas da máxima dose na pele (MDP), do produto kerma ar-área (P_{KA}) e do kerma ar de referência (Ka,r). A MDP foi estimada a partir da utilização de filmes radiocrômicos do tipo Gafchromic XR RV3. Os resultados da dosimetria com filme radiocrômico mostram que sem otimização, os valores de MDP obtidos foram superiores a 2 Gy, limiar para eritema transitório na pele. Com a otimização do procedimento de EAP com o protocolo RECiFE, os valores de MDP foram reduzidos até 68,4%. A dosimetria ocupacional foi realizada utilizando dosímetros termoluminescentes distribuídos em várias regiões do corpo dos profissionais. Os resultados mostraram que no protocolo usual, os valores de Ka,r são superiores a 2 Gy e houve uma redução dos valores de Ka,r em aproximadamente 80 % com a otimização e de 80,3 % nos valores de P_{KA} . Os valores de dose efetiva ocupacional obtidos neste estudo mostram que os níveis de exposição recebidos pelo médico principal em procedimentos de EAP após a otimização foram reduzidos em aproximadamente 83 %.

Palavras-chave: EAP. Dosimetria. Protocolo RECiFE.

ABSTRACT

Among the various medical applications of radiation, interventional procedures have been widely used for diagnosis and mainly for therapeutic purposes, where prostate artery embolization (PAE) is being introduced as a form of treatment to symptomatic patients, as a result of benign prostatic hyperplasia. PAE is a procedure that, because of its complexity and high fluoroscopy time, results in absorbed doses above the threshold of tissue effects, causing damage to patients' skin and the physician is also subject to a high dose of radiation due to its proximity to the patient and the X - ray tube. It is also emphasized that in Brazil it is a relatively new procedure and there are few studies of dosimetric evaluation, so the objective of this work is to evaluate the radiation doses in the patient and the medical team in interventional procedures of embolization of the prostatic arteries performed at the "Hospital da Restauração" of Recife and to implement protocols for the reduction of the dose received by the patient and the medical team. This study presents the results of the dosimetric evaluation performed in the medical staff and patients during 15 PAE non-optimized procedures and 9 optimized using the RECiFE protocol. The procedures were performed using a digital angiography equipment, model Artis Zee ceiling from Siemens. Patient dosimetry was characterized by estimates of maximum skin dose (MSD), air kerma-area product (P_{KA}), and reference air kerma ($K_{a,r}$). The MSD was estimated with the use of radiochromics films type Gafchromic XR RV3. The results of the dosimetry with radiochromics films show that, without optimization, the obtained MSD values were superior to 2 Gy, which is the threshold for transient skin erythema. After the optimization of the PAE procedures with the RECiFE protocol, the MSD values were reduced up to 68.4%. Occupational dosimetry was performed using thermoluminescent dosimeters distributed in various regions of the professionals' body. The results showed that, in the usual protocol, the values of $K_{a,r}$ are greater than 2 Gy, there was a reduction of $K_{a,r}$ values by approximately 80% with the RECiFE optimization protocol and 80.3% in the values of KAP. The effective occupational dose values obtained in this study show that the exposure levels received by the primary physician in PAE procedures after the optimization were reduced by approximately 83%.

Keywords: PAE. Dosimetry. RECiFE protocol.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Anatomia da Próstata normal e com HPB.	16
Figura 2 - Componentes da cadeia de imagem nos equipamentos de angiografia.	18
Figura 3 - Equipamento de angiografia utilizado em radiologia intervencionista.	18
Figura 4 - Grade com chaveamento para fluoroscopia pulsada.	20
Figura 5 - Intensificador de imagem com seus principais componentes.	21
Figura 6 - Esquema de um detector plano de conversão indireta.	22
Figura 7 - Angiografia seletiva de artéria.	25
Figura 8 - Microcateter tipo Excelsior 1018.	25
Figura 9 - Microscopia de microesferas e micropartículas de gelatina e polivinil - álcool (PVA) (Emboesferas de 400 μ m, PVA de 100 - 200 μ m).	26
Figura 10 - Geometria para determinação de grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico.	34
Figura 11 - Grandezas para dosimetria em radiodiagnóstico intervencionista.	35
Figura 12 - Localização do ponto de referência intervencionista.	35
Figura 13 - Valores de dose efetiva média anual por prática no Brasil.	36
Figura 14 - Radiação espalhada: arco C em projeção perfil-esquerdo, 125 kV, fluoroscopia normal pulsada (30 pps) a 1m do chão.	37
Figura 15 - Angiógrafo Siemens Artis Zee ceiling, empregado nos procedimentos de EAP.	40
Figura 16 - Equipamentos de proteção.	41
Figura 17 - Informações dosimétricas fornecidas no relatório final do equipamento.	44
Figura 18 - Curva de calibração do filme XR-RV3.	45
Figura 19 - Arranjo experimental na calibração dos TLDs.	48
Figura 20 - Localização dos TLDs no corpo do médico.	49
Figura 21 - Valor médio total de PKA por paciente no protocolo usual.	53
Figura 22 - Valor médio total de $K_{a,r}$ por paciente no protocolo usual.	53
Figura 23 - Valor médio total de PKA por pacientes para o protocolo otimizado RECiFE.	55
Figura 24 - Valor médio total de $K_{a,r}$ por paciente no protocolo RECiFE.	56
Figura 25 - Distribuição dos procedimentos de EAP realizados com o protocolo usual e o protocolo de otimização RECiFE para os valores de a) PKA e b) $K_{a,r}$	57
Figura 26 - Valor médio de MDP por paciente no protocolo usual.	58

Figura 27 - Distribuição da MDP e variação do feixe de campo de radiação observada em um filme radiocrômico usado durante os procedimentos de EAP realizados com o protocolo usual.....	58
Figura 28 - Valor médio de MDP por paciente no protocolo RECiFE.	59
Figura 29 - Distribuição da MDP e variação do feixe de campo de radiação observada em um filme radiocrômico usado durante os procedimentos de EAP realizados com o protocolo RECiFE.....	59
Figura 30 - Distribuição MDP e variação do feixe de campo de radiação observada em um filme radiocrômico usado durante os procedimentos de EAP realizados com o a) protocolo usual e b) protocolo RECiFE.	60
Figura 31 - Distribuição da MDP durante os procedimentos de EAP.....	61
Figura 32 - Distribuição dos valores Hp (d) do médico principal durante os procedimentos de EAP no protocolo usual.....	62
Figura 33 - Distribuição dos valores Hp (d) do médico principal durante os procedimentos de EAP no protocolo RECiFE.....	63
Figura 34 - Distribuição da média dos valores absolutos Hp (d) do médico principal durante os procedimentos de EAP.	64
Figura 35 - Distribuição da dose efetiva do médico principal durante os procedimentos de EAP.	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limiares de dose de radiação para ocorrência de reação na pele.	27
Tabela 2 - Relação entre a distância intensificador de imagem-paciente e a dose no paciente, a uma distância foco-intensificador de 100 cm.	31
Tabela 3 - Relação entre a espessura do filtro de Cu e a redução da dose na pele do paciente.	32
Tabela 4 - Dados dos pacientes avaliados.	39
Tabela 5 - Percentual de pacientes avaliados neste estudo, por grau de obesidade.	39
Tabela 6 - Comparação dos perfis de pacientes.	40
Tabela 7 - Parâmetros de do modo de aquisição DSA.	42
Tabela 8 - Fantasmas, coeficientes de conversão e taxa de kerma ar de referência utilizados nas calibrações dos dosímetros.	47
Tabela 9 - Parâmetros associados às curvas de calibração obtidas para TLD-100.	48
Tabela 10 - Parâmetros da irradiação utilizados durante os	51
Tabela 11 - Valores médios de PKA e Ka,r por modo de trabalho durante os	52
Tabela 12 - Valores médios totais de Ka,r durante procedimentos de embolização.	52
Tabela 13 - Parâmetros de irradiação utilizados durante os procedimentos de EAP com o protocolo de otimização RECiFE.	54
Tabela 14 - Valores médios do P _{KA} e Ka,r por modo de trabalho durante os procedimentos de EAP no protocolo de otimização RECiFE.	55
Tabela 15 - Valores médios do MDP durante procedimentos intervencionistas complexos. ..	61
Tabela 16 - Valores absolutos do equivalente de dose do médico principal durante os procedimentos de EAP.	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AEC	<i>Advanced Exposure Control</i> - Controle Avançado de Exposição
BeO	Óxido de Berílio
CAE	Controle Automático de Exposição
CBCT	<i>Cone Beam Computerized Tomography</i> - Tomografia computadorizada de feixe cônico
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CsI	Iodeto de Césio
CSR	Camada semi - redutora
DATASUS	Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde
DEN-UFPE	Departamento de Energia Nuclear - Universidade Federal de Pernambuco
DFD	Distância Foco Detector
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> - Imagem digital e comunicação em medicina
DSA	<i>Digital Subtraction Angiography</i> - Angiografia de Subtração Digital
E	Dose Efetiva
EAP	Embolização das Artérias Prostáticas
FOV	<i>Field of View</i> - Campo de Visão
GDOIN	Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear
Hp (d)	<i>Personal dose equivalent</i> - Equivalente de dose pessoal
HPB	Hiperplasia Prostática Benigna
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i> - Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> - Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> - Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> - Comissão Eletrotécnica Internacional
IMC	Índice de massa corpórea
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
Ka,e	<i>Entrance surface air kerma</i> - Kerma ar na superfície de entrada

Ka,i	<i>Incident air kerma</i> - kerma ar incidente
Ka,r	<i>Reference air kerma</i> - Kerma ar de referência
MDP	Máxima dose na pele
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> - Conselho Nacional de Proteção à Radiação e Medidas
P_{Ka}	Produto Kerma ar - Área
PVA	Polivinil-álcool
RECIFE	<i>Radiation Exposure Curtailment for Embolization</i> - Redução da Exposição à Radiação para Embolização
RQR	<i>Radiation Quality on Radiology</i> - Qualidade de Radiação em Radiologia
RSNA	<i>Radiological Society of North America</i> - Sociedade Norte-Americana de Radiologia
SSD	<i>Skin Source Distance</i> - Distancia Fonte-Pele
SISNEP	Sistema Nacional de Informação sobre Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos
SUS	Sistema Único de Saúde
TLD	Dosímetro termoluminescente
UNEP	<i>United Nations Environment Program</i> - Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente
UNSCEAR	<i>United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation</i> - Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos das Radiações

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1 Hiperplasia prostática benigna.....	16
2.2 Equipamento de angiografia.....	18
2.3 Protocolo de angiografia e embolização das artérias prostáticas... 	24
2.4 Riscos de exposição à radiação em radiologia intervencionista.....	26
2.5 Otimização da proteção radiológica.....	30
2.6 Dosimetria de pacientes.....	33
2.7 Dosimetria ocupacional	36
3 MATERIAL E MÉTODOS	39
3.1 Protocolo de otimização RECiFE	41
3.2 Dosimetria de pacientes.....	43
3.2.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e Ka,r	43
3.2.2 Dosimetria com filme radiocrômico.....	44
3.3 Dosimetria ocupacional	46
3.3.1 Dosimetria com TLD	46
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	51
4.1 Dosimetria de pacientes.....	51
4.1.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e Ka,r a partir dos parâmetros de irradiação	51
4.1.2 Dosimetria com filme radiocrômico.....	57
4.2 Dosimetria ocupacional	61
4.2.1 Dosimetria com TLD.....	61
5 CONCLUSÃO.....	66
REFERÊNCIAS.....	67
APÊNDICE A – FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS.	75

**APÊNDICE B – OBTENÇÃO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CÂMARA
DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS DO ANGIÓGRAFO
SIEMENS ARTIS ZEE..... 76**

1 INTRODUÇÃO

O uso dos raios X em medicina para o diagnóstico e o tratamento de certas doenças desempenha um papel muito importante. Em média, isso contribui em 98% da exposição à radiação de todas as fontes artificiais e, depois das fontes naturais, é o segundo maior contribuinte para a exposição da população em todo o mundo, representando aproximadamente 20% do total (UNEP, 2016).

Dentre as diversas aplicações médicas das radiações, destacam-se os procedimentos intervencionistas, que têm sido largamente utilizados para diagnóstico e, principalmente, com finalidade terapêutica, evitando que o paciente seja submetido a um procedimento de maior risco, como uma cirurgia. Uma vez que requerem apenas pequenas incisões no paciente, estes procedimentos reduzem substancialmente o risco de infecção, a dor e o tempo de recuperação. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) por meio da publicação 85 (ICRP, 2000) define os procedimentos intervencionistas guiados fluoroscopicamente como aqueles procedimentos diagnósticos ou terapêuticos realizados por via percutânea ou por outros acessos, com anestesia local, utilizando imagens de fluoroscopia para localizar / tratar a lesão, monitorar o procedimento e controlar e documentar a terapia.

Um importante procedimento intervencionista é a embolização das artérias prostáticas (EAP) que está sendo introduzido como uma forma de tratamento aos pacientes sintomáticos em decorrência da hiperplasia prostática benigna (HPB), sendo este procedimento o alvo deste trabalho. Alguns estudos pré-clínicos demonstraram a viabilidade, a eficácia e a segurança da embolização, despertando o interesse da comunidade médica para estudos clínicos referentes à possibilidade do emprego da EAP. Estes estudos foram realizados em cães e porcos, unilateral e bilateralmente com microesferas de resina acrílica (FAINTUCH et al., 2008; SUN et al., 2008; JEON et al., 2009).

Nos últimos vinte anos, os procedimentos de radiologia intervencionista têm aumentado consideravelmente (NCPR, 2010), oferecendo uma alternativa importante para tratamento cirúrgico. No Brasil, segundo dados do Sistema Único de Saúde (SUS), entre os períodos de 1995 e 2001, houve um incremento na realização de procedimentos intervencionistas, no estado de Pernambuco, de 111,4% (DATASUS, 2008).

O número de procedimentos realizados aumenta junto com a complexidade e duração deles também de modo que as doses de radiação que absorvem os pacientes são elevadas e a

proteção radiológica deve ser uma preocupação constante, tanto para os pacientes como para a equipe médica presente na sala durante os procedimentos intervencionistas (ICRP, 2000).

Estudos têm mostrado que vários procedimentos, por sua complexidade e elevado tempo de fluoroscopia, resultam em doses absorvidas acima do limiar dos efeitos nos tecidos, ocasionando danos na pele dos pacientes (BALTER e MILLER, 2014). Além disso, nesses procedimentos, o médico também está sujeito a uma elevada dose absorvida de radiação devido à sua proximidade com o paciente e o tubo de raios X. A exposição do médico principal e da equipe deve-se principalmente à radiação espalhada, que depende de fatores tais como: características e geometria do equipamento; complexidade do procedimento; características físicas do paciente; e tempo de execução do exame. Embora as doses absorvidas nos profissionais sejam menores que as doses recebidas pelos pacientes, a dose acumulada ao longo da carreira do médico pode ser substancial (KIM et al., 2012).

A monitoração da dose nos pacientes e na equipe médica em procedimentos intervencionistas tem como propósito avaliar o risco decorrente da exposição à radiação e verificar as condições de proteção radiológica implementadas nos serviços de hemodinâmica, possibilitando a comparação entre instituições.

Como foi dito anteriormente, o procedimento de EAP é novo e há poucos estudos sobre a dose de radiação recebida pelo paciente e pela equipe médica. Em estudos anteriores do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (GDOIN) do DEN-UFPE foi possível avaliar a dose no paciente e na equipe médica devido ao procedimento de embolização prostática. Os resultados mostram altas doses e a necessidade de se otimizar estes procedimentos (GARZÓN et al., 2016; ANDRADE et al., 2017).

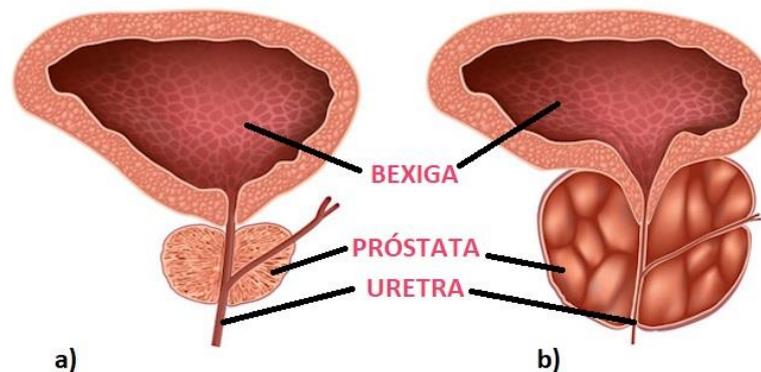
Neste sentido, dando continuidade aos trabalhos que já vêm sendo realizados pelo GDOIN do DEN-UFPE, é objetivo deste trabalho avaliar as doses de radiação no paciente e na equipe médica em procedimentos intervencionistas de embolização das artérias prostáticas realizados no Hospital da Restauração de Recife e implementar protocolos para a redução da dose recebida pelos pacientes e pela equipe médica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Hiperplasia prostática benigna.

A hiperplasia prostática benigna (HPB) é o aumento de tamanho da próstata (de dimensões originais de uma pequena ameixa, pode atingir o tamanho de uma laranja grande), como mostra a Figura 1. Embora ainda não estejam bem definidos os mecanismos e as causas da HPB, o certo é que, com o passar da idade, especialmente depois dos quarenta anos, verifica-se um novo arranjo na produção de hormônios masculinos. Habitualmente "hiperplasia prostática" é acrescida do termo "benigna" e subentende-se que não há aí qualquer relação entre a hiperplasia e o câncer de próstata. A HPB tem uma alta taxa de prevalência em homens com 50 anos e sua frequência aumenta ainda mais com o envelhecimento (GARRAWAY et al., 1991; KASSABIAN, 2003). A HPB é uma condição geralmente associada a sintomas do aparelho urinário inferior (particularmente com a redução do fluxo urinário e poliúria com urgência), deteriorando a qualidade de vida (ROSEN et al., 2005; ECKHARDT et al., 2001).

Figura 1 - Anatomia da Próstata normal e com HPB.



a) Próstata normal; b) HPB

Fonte: Adaptado de saludconsultas.com

Dependendo da gravidade dos sintomas e o curso clínico, existem várias opções para conduzir a HPB, desde a observação ou medicação à intervenção cirúrgica.

A eficácia demonstrada por fármacos, como bloqueadores alfa e inibidores de alfa-redutase, diminuiu a indicação para a cirurgia. Mas isso, seja por adenectomia transuretral ou ressecção a céu aberto é considerada a abordagem terapêutica de escolha para os pacientes que

não respondem à terapia medicamentosa ou para aqueles com complicações de obstrução urinária (PATEL e CHAPPLE, 2006).

O procedimento cirúrgico não é sem risco e as complicações associadas incluem: infecção de via urinária; estenose; dor pós-operatória; incontinência ou retenção urinária; disfunção sexual; e hemorragias (VARKARAKIS et al., 2004).

Por esta razão, foram desenvolvidos tratamentos menos invasivos, a fim de reduzir a morbidade das intervenções clássicas (VAN MELICK et al., 2003; LOURENCO et al., 2008). As novas possibilidades terapêuticas incluem, entre outras, micro-ondas transuretral, ablação por agulha transuretral, enucleação ou hólmio laser de ressecção, vaporização foto seletiva (luz verde laser) da próstata, ressecção transuretral com a energia bipolar e incisão transuretral da próstata (LOURENCO et al., 2008). No entanto, é de salientar que estas alternativas ainda não demonstraram maior eficácia no controle dos sintomas de pacientes com HPB (LOURENCO et al., 2008; BAAZEEM e ELHILALI, 2008). Além disso, não são amplamente disponíveis e, geralmente, têm um alto custo.

Por outro lado, a embolização é uma técnica de radiologia intervencionista aplicada à medicina por quase 40 anos e tem-se revelado muito útil na resolução de muitas doenças nas mais diversas áreas do corpo humano. Especificamente em Urologia, este método é usado para conter hemorragia causada por traumatismos, tumores ou também como tratamento para varicocele (GARCIA-MONACO et al., 2014).

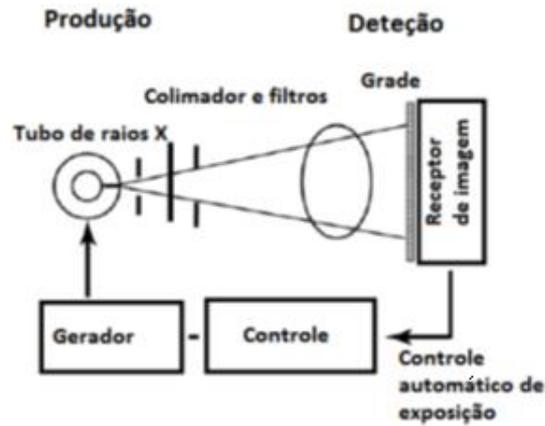
Recentemente, tem sido sugerido que a embolização das artérias prostáticas (EAP) para o tratamento da HPB no homem pode ser tão eficaz como o é para a embolização uterina no tratamento de miomas em mulheres (MAURO, 2008). Os estudos experimentais pré-clínicos demonstraram que a EAP é segura, não causa disfunção erétil e pode reduzir o volume prostático (FAINTUCH et al., 2008; SUN et al., 2008; JEON et al., 2009). O primeiro relatório clínico foi descrito por DeMeritt et al. (2000), que tratou com embolização uma hematúria causada por biópsia percutânea num paciente com HPB. Eles não só alcançaram o alvo hemostático, mas também notaram uma significativa melhoria no paciente relacionada aos sintomas clínicos da HPB (DEMERITT et al., 2000). Posteriormente, outros autores confirmaram que o EAP parece ser seguro e eficaz no controle de sintomas de pacientes com HPB (CARNEVALE et al., 2010; PISCO et al., 2013).

O procedimento de EAP é realizado com o auxílio de um equipamento de angiografia, descrito a seguir.

2.2 Equipamento de angiografia

Os componentes da cadeia de imagem dos equipamentos de angiografia utilizados em procedimentos intervencionistas estão ilustrados no esquema da Figura 2.

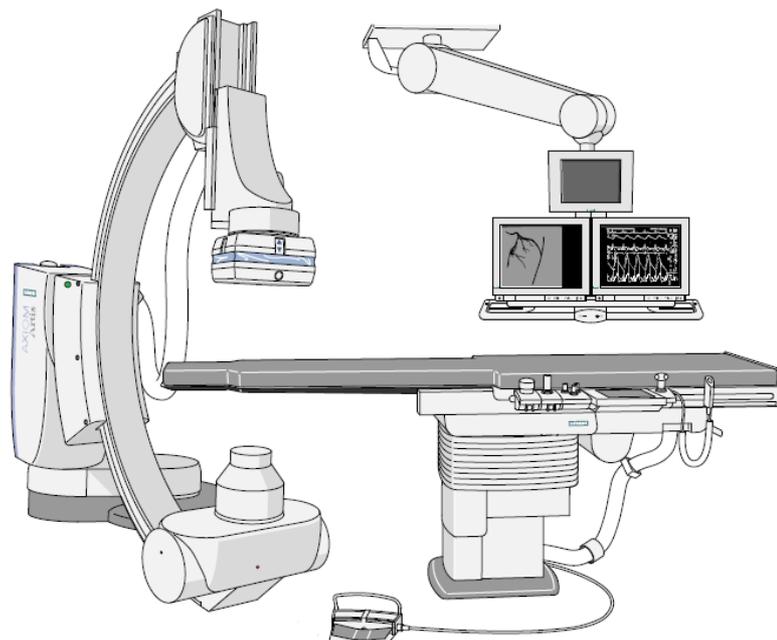
Figura 2 - Componentes da cadeia de imagem nos equipamentos de angiografia.



Fonte: Adaptado de NCRP (2010)

O equipamento é montado em uma estrutura de arco C de modo a manter o alinhamento do raio central do feixe de radiação com o centro do detector de imagem, independente dos deslocamentos que são realizados durante os procedimentos, conforme ilustra a Figura 3.

Figura 3 - Equipamento de angiografia utilizado em radiologia intervencionista.



Fonte: Adaptado de Siemens Medical System

A seguir serão descritos alguns dos requisitos funcionais de cada componente para utilização em radiologia intervencionista.

- **Gerador de tensão do tubo de raios X**

O gerador do tubo de raios X permite a alteração da tensão aplicada ao tubo de raios X, da corrente do tubo e do tempo de exposição. O sistema de controle automático de exposição (CAE) controla os parâmetros de irradiação, tensão de pico (kVp), corrente (mA) e largura do pulso (ms) aplicados ao tubo de raios X em resposta a diferentes projeções, espessura de paciente e material de contraste injetado nas artérias. A ação do CAE faz com que a intensidade da radiação seja constante na entrada do detector de imagem independentemente da espessura do paciente. Para aplicações em procedimentos intervencionistas, é ideal o uso de geradores trifásicos de 12 pulsos que permitem operar em potências que variam entre 80 e 100 kW, fornecendo elevadas correntes no tubo de raios X e permitindo ao CAE selecionar baixos valores de potência em pacientes de maior espessura (SCHUELER, 2000).

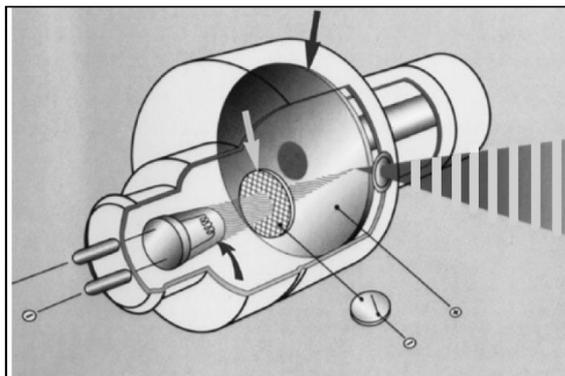
- **Tubo de raios X**

Para aplicações em radiologia intervencionista o tubo de raios X deve atender a características especiais devido à alta demanda de aquisição de imagens. O tubo deve ter uma grande capacidade calorífica. A rotação do anodo é de alta velocidade, acima de 10.000 rotações por minuto. Devido à maior potência do tubo de raios X, ele possui um bom sistema de resfriamento com o uso de água ou óleo que, dependendo do modelo do tubo, tem associado um sistema circulante para a troca de calor.

A maioria dos tubos de raios X para aplicações em intervencionismo possuem dois pontos focais: foco fino e foco grosso. O foco fino (0,3-0,6 mm) é utilizado para fluoroscopia e aquisição de imagens de partes pequenas do corpo enquanto que o foco grosso (1,0-1,2 mm) é utilizado para a aquisição de imagens em partes do corpo com alta demanda de atenuação de raios X.

Uma importante modificação nos tubos de raios X destinados à fluoroscopia é a possibilidade de produção de radiação pulsada através do chaveamento de uma grade controlada eletronicamente, situada entre o anodo e o cátodo, que pode interceptar intermitentemente o fluxo de elétrons que são acelerados para o alvo, conforme mostrado na Figura 4.

Figura 4 - Grade com chaveamento para fluoroscopia pulsada.



Fonte: Adaptado de BOLAND et al, 2000

- **Filtros e colimadores**

Na saída do tubo de raios X são colocadas folhas radiopacas a fim de limitar o feixe de radiação de acordo com as dimensões do receptor de imagem. O uso do colimador limita a radiação ao volume de interesse, reduzindo a radiação dispersa e, por conseguinte, contribui para a melhora do contraste na imagem. Na maioria dos sistemas angiográficos são utilizados filtros equalizadores, os quais dão um contorno adicional ao campo de radiação e reduzem o brilho produzido pela radiação não atenuada perto das bordas do paciente (SCHUELER, 2000).

Além da filtração mínima requerida para os equipamentos de angiografia, filtros adicionais de cobre são utilizados para remover do espectro de raios X os fótons de baixas energias, que não contribuem para a formação da imagem e seriam absorvidos na pele do paciente. O uso do cobre como filtro tornou-se predominante em sistemas de fluoroscopia que empregam altas taxas de dose, como na angiografia e outras aplicações em intervencionismo.

Durante a realização de um exame, de acordo com a variação da atenuação no paciente, ocorre um ajuste da tensão do tubo e estes filtros entram automaticamente, conforme esta variação da tensão e, portanto, da energia do feixe.

- **Grade antiespalhamento**

A função da grade antiespalhamento é reduzir a radiação espalhada que chega ao receptor de imagem e assim melhorar o contraste da imagem e a habilidade de visualizar pequenos vasos em procedimentos vasculares. Contudo, o uso da grade requer um aumento da dose devido à sua própria atenuação. Para fluoroscopia, a remoção da grade é desejável quando

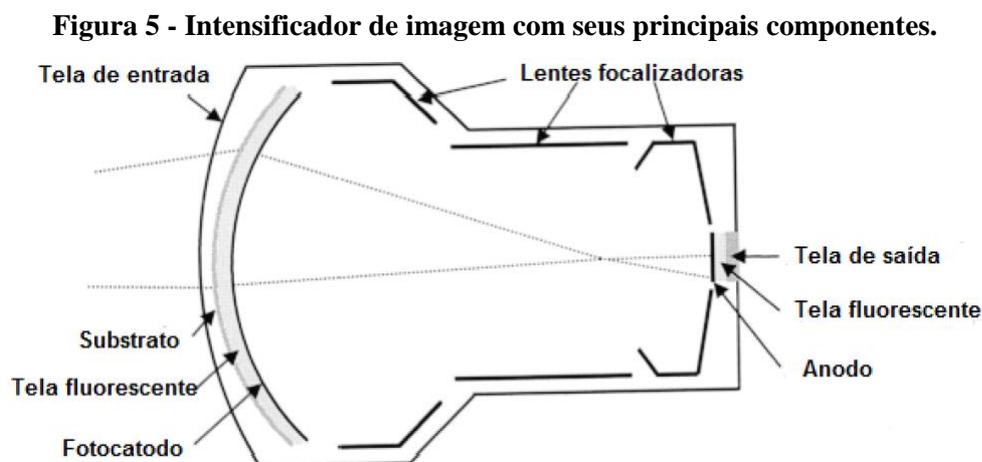
a dispersão produzida é baixa, como em um paciente pediátrico ou em uma parte do corpo de pequena espessura.

- **Suporte do paciente (mesa e colchão)**

A mesa cirúrgica deve ter a resistência para suportar pacientes com grande massa corporal e juntamente com o colchão deve representar a menor atenuação possível. Geralmente é constituída de fibra de carbono para satisfazer estes dois requisitos. Um valor típico para a atenuação desses componentes é de 10 a 30% (BALTER, 2008).

- **Receptor de imagens**

É um dos principais componentes dentro da cadeia de imagem nos sistemas de angiografia digital. A função do receptor de imagem é capturar a maior quantidade de raios X provenientes do paciente para convertê-los em uma imagem de alta qualidade. Os primeiros receptores de imagem utilizados foram os intensificadores de imagens, que convertem uma imagem de baixa intensidade em uma imagem minimizada de alta intensidade de brilho na saída do intensificador que, por sua vez, contém um acoplamento óptico para uma câmara de vídeo ou outros sistemas de gravação de imagens. O sinal analógico pode ser convertido e armazenado na forma de dados digitalizados através de um dispositivo de carga acoplada (*charge-coupled-device*). A Figura 5 mostra um intensificador de imagem com seus principais componentes.

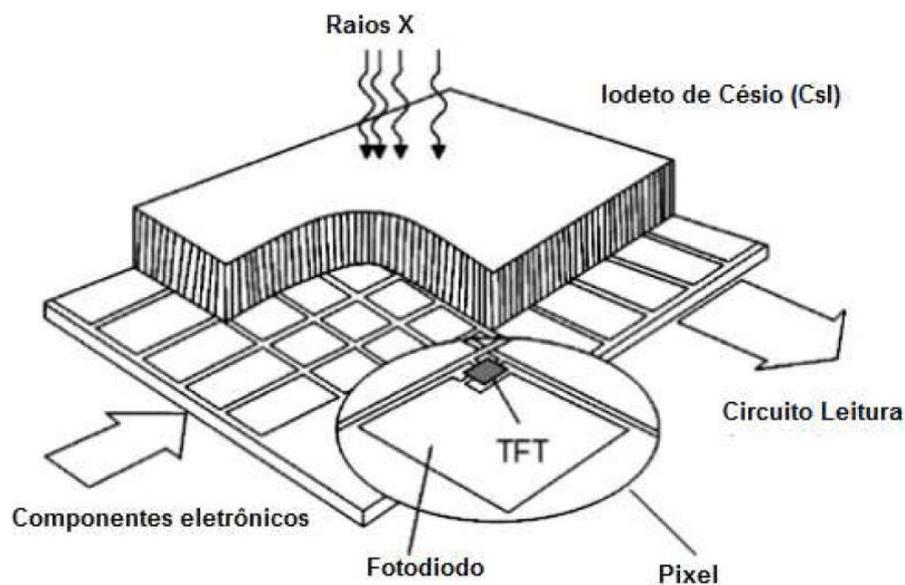


Fonte: Adaptado de Schueler (2000).

Mais recentemente, com o desenvolvimento de novas tecnologias, o sinal digital pode ser obtido através da captura dos raios X em um detector plano (*flat panel*), que está baseado

em arranjos de fotodiodos e transistores de filme fino, combinados ou não com cintiladores (POOLEY et al, 2001). Os detectores planos mais usados são os de conversão indireta. Primeiramente, o feixe de raios X atinge uma placa de material cintilador; geralmente Iodeto de Césio (CsI) que vai converter a radiação em luz visível. No segundo momento, a luz é recebida por uma matriz de fotodiodos de silício amorfo (a-Si) e convertida em um sinal elétrico que pode ativar os pixels numa camada de silício amorfo. A Figura 6 mostra o esquema de um detector plano de conversão indireta, baseado em um cintilador de CsI e uma matriz de silício amorfo.

Figura 6 - Esquema de um detector plano de conversão indireta.



Fonte: Adaptado de Strobel et al., 2009

Os detectores planos apresentam melhor qualidade de imagem e amplo intervalo de doses quando comparados com os intensificadores de imagem. Entretanto, o intensificador de imagem oferece melhor qualidade de imagem para baixos níveis de exposição em fluoroscopia (SEIBERT, 2006). Estudos têm mostrado que equipamentos com detector plano utilizados em radiologia intervencionista não necessariamente produzem taxas de dose na entrada do paciente menores que os intensificadores de imagens (TRIANNI et al., 2005; CHIDA et al., 2009).

- **Modos de aquisição da imagem**

A aquisição das imagens em procedimentos intervencionistas é realizada principalmente utilizando fluoroscopia, (DSA) *Digital Subtraction Angiography* - Angiografia de Subtração Digital e (CBCT) *Cone Beam Computerized Tomography* - Tomografia computadorizada de feixe cônico.

O modo de fluoroscopia é usado para guiar dispositivos (cateteres) através dos vasos sanguíneos do paciente e atingir diversos segmentos do corpo e para observar estruturas em movimento. A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA, 1998) estabelece que as taxas de kerma ar na entrada do paciente para fluoroscopia normal e de alta taxa não devem ultrapassar 87 mGy/min e 174 mGy/min, respectivamente no BRASIL. Dois métodos são utilizados para energizar o tubo de raios X no modo de fluoroscopia: contínuo e pulsado. No modo contínuo, o gerador fornece ao tubo uma corrente constante. As imagens são adquiridas a uma taxa de 30 quadros por segundo, resultando em um tempo de aquisição de 33 ms por imagem. Para o modo de fluoroscopia pulsada, a exposição da radiação ocorre em pulsos com largura variável. Dependendo do tipo de procedimento a ser realizado, várias taxas podem ser empregadas, desde poucos pulsos por segundo até taxas de 30 pulsos por segundo. Os pulsos de raios X podem ser produzidos por chaveamento (liga-desliga) da corrente no gerador o que está na Figura 4. Uma vantagem da fluoroscopia pulsada é a melhoria na resolução temporal, reduzindo o “borrão” causado pelo movimento na imagem.

No modo de DSA as imagens são armazenadas para ser interpretadas pelo médico após o procedimento. Às vezes durante o procedimento deseja-se obter as imagens dos vasos que estão conduzindo a substância contrastante, sem a interferência de outras estruturas do paciente. Para tanto, uma imagem “máscara” é selecionada antes da aplicação do material de contraste e é utilizada para ser subtraída das sucessivas imagens a serem adquiridas após a aplicação do contraste. Com a tecnologia digital, é possível “subtrair” ou remover algumas estruturas anatômicas de modo que a imagem resultante demonstre apenas os vasos de interesse que contém o contraste. Uma imagem subtraída aparece como uma imagem inversa e pode mostrar informações para o diagnóstico, que não seriam visualizadas em uma imagem convencional. Contudo, as taxas de exposição no modo de DSA são de 10 a 60 vezes maiores que as taxas empregadas no modo de fluoroscopia (NCRP, 2010).

CBCT é uma técnica que adquire imagens volumétricas de tomografia computadorizada tridimensional (3D) com o equipamento de angiografia usando um sistema de arco C fixo equipado com um detector plano, que gira ao redor do paciente deitado na mesa um determinado

número de graus num tempo definido previamente em função do tipo de procedimento intervencionista que é realizado.

2.3 Protocolo de angiografia e embolização das artérias prostáticas

O objetivo do procedimento de embolização das artérias prostáticas (EAP) é interromper parcialmente a circulação sanguínea que irriga a próstata, levando à redução do tamanho da glândula. Este procedimento permite um alívio da obstrução da uretra, causada pelo aumento volumétrico da glândula.

Na fluoroscopia, o sistema gera a imagem no monitor em tempo real, o que possibilita “guiar” o médico durante o procedimento para a colocação do cateter, ou outros dispositivos, até atingir as artérias prostáticas e administrar o agente embolizante. Para identificar os diferentes vasos sanguíneos, é utilizada a angiografia por subtração digital (DSA). Nesta técnica, ocorre a aquisição de uma série de imagens em que, a cada série, a primeira imagem é adquirida sem contraste e é chamada de “máscara”. A sequência seguinte de imagens é adquirida no momento da passagem do contraste pela rede vascular. Com a subtração digital (a sequência com o contraste é subtraída da imagem máscara), a rede vascular do paciente pode ser melhor visualizada.

A CBCT permite a aquisição de um conjunto de dados tridimensional com potencial impacto clínico, eliminando a necessidade de mover o paciente. Fornece menos resolução espacial e temporal do que a DSA, mas oferece uma excepcional resolução de atenuação de tecido mole, e pode, potencialmente, melhorar a segurança do procedimento, identificando locais potenciais de embolização não-alvo (BAGLA et al, 2013).

A EAP pode ser realizada em regime ambulatorial, com equipamento de angiografia com subtração digital. O procedimento é realizado por punção percutânea e cateterismo da artéria femoral comum direita, com anestesia local. Faz-se uma aortografia panorâmica, seguida de angiografia seletiva de ambas artérias hipogástricas para identificar a anatomia vascular da pelve, com particular atenção à origem das artérias da próstata, como é mostrado na Figura 7.

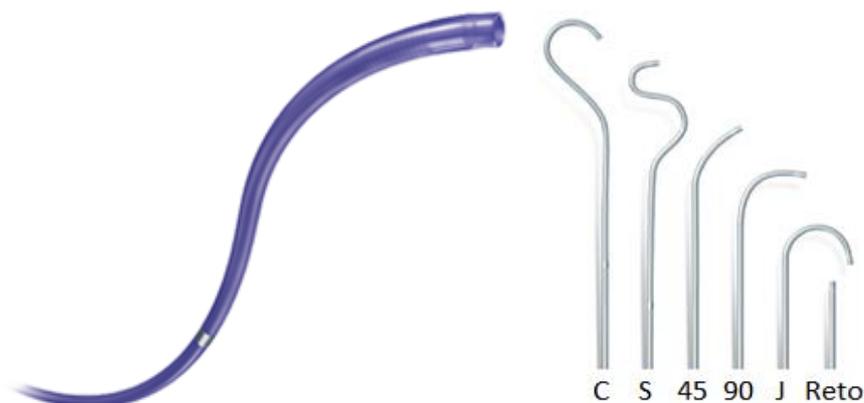
Figura 7 - Angiografia seletiva de artéria.



Fonte: Autoria própria.

Uma vez reconhecidas as artérias prostáticas, são cateterizadas seletivamente com um microcateter Excelsior 1018 (mostrado na Figura 8), que é colocado coaxialmente através do fio guia Transend de 0.014 polegadas (Stryker Neurovascular, Fremont, Califórnia, E.U.A.).

Figura 8 - Microcateter tipo Excelsior 1018.

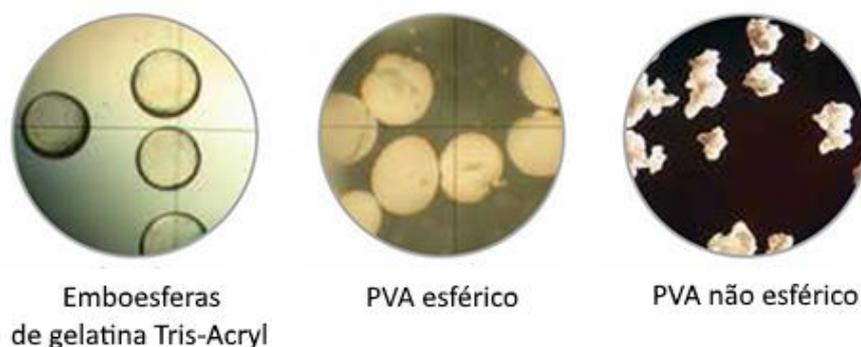


Fonte: Adaptado de strykerneurovascular.com

Com o microcateter localizado na posição correta, faz-se uma embolização com microesfera ou micropartículas (mostradas na Figura 9) para obstruir o fluxo de sangue da próstata. Seguidamente, faz-se a embolização do outro lado da próstata, procedendo-se da mesma forma anterior.

Os pacientes recebem alta em cerca de 24 horas após o procedimento, com mínimos efeitos adversos. Esta tolerância ao tratamento oferece uma vantagem adicional para os pacientes e tem um impacto benéfico sobre a ocupação hospitalar.

**Figura 9 - Microscopia de microesferas e micropartículas de gelatina e polivinil - álcool (PVA)
(Emboesferas de 400µm, PVA de 100 - 200 µm).**



Fonte: Adaptado de merit-decortinteractiv.netdna-ssl.com.

2.4 Riscos de exposição à radiação em radiologia intervencionista

A monitoração individual externa tem como função medir as doses recebidas pelo indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) e, além disso, servir para fornecer informação suplementar sobre práticas de trabalho e tendências de dose e dar suporte na determinação da dose no caso de exposição acidental (ICRP, 1997).

Devido à natureza probabilística dos efeitos estocásticos e às incertezas dos efeitos de doses absorvida abaixo de 100 mSv, é imprescindível a adoção dos princípios fundamentais de proteção radiológica: justificação; otimização; e aplicação de limites individuais de dose (ICRP, 2007; CNEN, 2014).

Os limites individuais de doses são valores de dose efetiva ou dose equivalente, estabelecidos para exposição ocupacional e de público, decorrentes de práticas controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas (CNEN, 2014). Os limites de dose são necessários como parte do controle de exposição ocupacional e têm por objetivo estabelecer um nível de dose, abaixo do qual o risco é aceitável e compatível com o de outras atividades consideradas seguras (ICRP, 2007). O limite anual ⁽¹⁾de dose efetiva (corpo inteiro) para IOE é de 20 mSv ⁽²⁾, igual para a dose equivalente no cristalino. Para a dose equivalente na pele ⁽³⁾ e mãos e pés (extremidades) é de 500 mSv, de acordo com a regulamentação nacional atual (CNEN, 2014).

Segundo a posição regulatória 3.01-004 (CNEN, 2011), o nível de registro é o valor de dose cuja magnitude é relevante para justificar seu registro. Para monitoração individual mensal

¹ Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

² Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

³ Valor médio de 1 cm² de área, na região mais irradiada.

de IOE, esse valor deve ser igual a 0,20 mSv. O nível de investigação é o nível de referência que, quando atingido, torna necessária a avaliação das causas e consequências dos fatos que levaram à detecção deste nível, bem como proposição de ações corretivas necessárias. Para monitoração individual de IOE, o nível de investigação deve ser, para dose efetiva, de 6 mSv por ano ou 1 mSv em qualquer mês; para dose equivalente, é de 150 mSv por ano ou 20 mSv em qualquer mês na pele e extremidades; no cristalino, o nível de investigação é 6 mSv por ano ou 1 mSv em qualquer mês.

Na Tabela 1, os limiares de dose para reações tissulares. Os efeitos estocásticos não têm limiar de dose, a sua probabilidade de ocorrência aumenta com o aumento da dose.

Tabela 1 - Limiares de dose de radiação para ocorrência de reação na pele.

Efeitos (pele)	Limiar de dose aproximado (Gy)	Tempo de início	Minutos de fluoroscopia com taxa de dose em nível normal típica de (20mGy/min)	Minutos de fluoroscopia com taxa de dose em nível alto típica de (200mGy/min)
Eritema agudo transitório	2	2-24h	100	10
Eritema principal	6	≅1.5 sem	300	30
Depilação temporária	3	≅3 sem	150	15
Depilação permanente	7	≅3 sem	350	35
Descamação seca	14	≅4 sem	700	70
Descamação úmida	18	≅4 sem	900	90
Ulceração secundária	24	>6 sem	1200	120
Eritema tardio	15	≅8-10 sem	750	75
Necrose cutânea isquêmica	18	>10 sem	900	90
Atrofia cutânea (fase 1)	10	>52 sem	500	50
Telangiectasia	10	>52 sem	500	50
Necrose cutânea tardia	>12	>52 sem	750	75
Câncer de pele	desconhecido	>15 sem	n/a	n/a

Fonte: Adaptado de ICRP (2000).

Em procedimentos intervencionistas, as doses recebidas por IOE, devido à radiação espalhada, são altas (VALENTIN, 2000; VAÑO et al., 1998a; PRATT et al.,1993). Em particular, as doses de radiação nas lentes dos olhos podem exceder o limiar para reações tissulares em radiologia intervencionista (segundo a ICRP, o limiar para catarata está entre 0 e 0,5 Sv recebidas em exposições altamente fracionadas ou prolongadas), especialmente entre os médicos intervencionistas com carga de trabalho elevada, a menos que sejam utilizados instrumentos de proteção e medidas operacionais adequadas (VALENTIN, 2000). Tem sido relatadas cataratas induzidas por radiação em intervencionistas e doses equivalentes no cristalino aproximando-se do limite de 150 mSv por ano durante procedimentos angiográficos (VAÑO et al.,1998b; PAGES, 2000; HIDAJAT et al., 2006). Segundo VAÑO et al. (2006a),

em condições de trabalho típicas, os valores recebidos no cristalino do radiologista intervencionista podem exceder 10 mSv/h em modos de fluoroscopia de dose elevada e 50 mSv/h durante a aquisição de imagens (valores instantâneos) quando não são utilizadas ferramentas de proteção contra radiações.

Tanto o médico que realiza o procedimento, quanto a equipe, estão sujeitos a efeitos adversos da radiação, que, no decorrer do tempo, aumentam o risco de efeitos tais como catarata, tumores neurais, lesões na pele das mãos e risco de câncer (KLEIN et al., 2009). Vários estudos na literatura (VAÑO et al., 1998b; CIRAJ-BJELAC et al., 2010; VAÑO et al., 2013) têm reportado casos de incidência de catarata ou opacidade subcapsular posterior no cristalino em radiologistas intervencionistas e cardiologistas após a realização de um número determinado de procedimentos durante vários anos sem a utilização de dispositivos de radioproteção.

Considerando o novo limite de dose equivalente estabelecido para a o cristalino (ICRP, 2012), um médico que realiza procedimentos de EAP atingirá o limite anual de dose equivalente nos olhos com apenas um procedimento deste tipo por semana se a tela de proteção não é usada corretamente ou óculos com chumbo não são empregados durante o procedimento (GARZÓN et al., 2016).

Para monitorar a dose ocupacional, são empregadas grandezas dosimétricas operacionais definidas pela Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU). O equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, é definido como a dose equivalente em tecido mole a uma profundidade adequada $d(\text{mm})$ abaixo de um ponto especificado no corpo, e é a grandeza para monitoração individual atualmente recomendada. A unidade de medida utilizada para expressar o equivalente de dose pessoal é o sievert (Sv) (ICRU, 1993).

A estimativa da dose por exposição a fontes radioativas externas normalmente é realizada usando dosímetros pessoais colocados sobre o corpo. A posição do dosímetro que melhor representa a exposição à radiação é o ponto mais exposto do tórax, devendo o dosímetro estar calibrado na grandeza $H_p(10)$. Se o dosímetro pessoal é usado na posição do corpo mais representativa da sua exposição, assumindo que a exposição é uniforme para todo o corpo, o valor de $H_p(10)$ fornece um valor de dose efetiva suficientemente preciso para fins de proteção radiológica (ICRP, 2007; EUROPEAN COMMISSION, 2009).

Nos casos em que as extremidades possam estar sujeitas a doses significativamente altas, recomenda-se fazer o uso adicional de dosímetro de extremidade (ICRP, 1997; EUROPEAN COMMISSION, 2009; ISO, 2015; CNEN, 2013). Neste caso, deve-se estimar o

equivalente de dose na pele, através de monitores individuais calibrados na grandeza operacional Hp (0,07) (ICRP, 2007; ISO, 2015).

A monitoração da dose recebida pelo cristalino tornou-se um assunto de extrema importância devido à redução de seu limite de dose ocupacional anual de 150 mSv para 20 mSv, inicialmente recomendado pela ICRP (ICRP, 2007; 2012) e, em seguida, adotado pela CNEN (2014). O limite de dose equivalente mais recentemente recomendado para a exposição ocupacional do cristalino objetiva a prevenção de catarata devido à exposição à radiação. A redução do limite foi baseada em evidências epidemiológicas que sugerem a existência de efeitos devido à reação dos tecidos, particularmente efeitos com manifestação tardia, cujos limiares de dose absorvida podem ser inferiores ao limiar considerado anteriormente, ou seja, entre 0,5 e 2 Gy para exposição aguda e 5 Gy para exposições prolongadas do cristalino, segundo a publicação 103 da ICRP (2007).

A dose no cristalino é estimada por meio da grandeza Hp (3) (ICRP, 2007, ISO, 2015). Segundo o TECDOC-1731 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2013), o método mais preciso para monitorar a dose equivalente do cristalino é medir o Hp (3) com um dosímetro usado o mais próximo possível do olho e calibrado em um phantom de cabeça. O método para monitorar a dose no cristalino depende do tipo de radiação à qual o profissional é exposto (fóton, beta ou nêutron). Para cada tipo de radiação, existem fatores de impacto principais que devem ser levados em consideração na monitoração da dose do cristalino: energia e ângulo de incidência da radiação, geometria do campo de radiação (que pode mudar no período de monitoração) e uso de dispositivo de proteção individual ou blindagens. Se a energia média do fóton for maior que 40 keV e a radiação normalmente incidir na parte frontal do profissional, ou este se mover no campo de radiação, as grandezas Hp (0,07) e Hp (10) podem ser usadas no lugar do Hp (3).

Tendo em vista evidências de lesões por radiação em pacientes e pessoal de imagem, a ICRP recomenda treinamento específico em proteção contra radiações para todos os intervencionistas. A regulamentação europeia mais importante sobre este tema (EUROPEAN, 1997) obriga os Estados membros da União Europeia a assegurar que os profissionais e indivíduos envolvidos na radiologia intervencionista tenham uma formação teórica e prática adequada, bem como a competência relevante, na proteção contra as radiações.

O uso regular de dosímetros pessoais por médicos e outros membros da equipe não é habitual. Metade dos funcionários entrevistados por Niklason et al. (1993) admitiram que não usavam seus dosímetros pessoais regularmente. Em um estudo retrospectivo mais recente,

Vaño et al. (2006b) relataram que entre 20% e 30% dos cardiologistas negligenciaram o envio de seus dosímetros pessoais ao serviço de dosimetria para o processamento.

Para garantir um monitoramento adequado da dose, a ICRP (do inglês *International Commission on Radiological Protection*) e o NCRP (do inglês *National Council on Radiation Protection and Measurements* nos Estados Unidos) recomendam a utilização de dois dosímetros - um embaixo do avental na região do tórax e outro sobre o protetor de tireoide para uma estimativa mais precisa do risco de radiação (VALENTIN, 2000; NCRP, 2000).

2.5 Otimização da proteção radiológica

Quando uma prática envolve o emprego das radiações ionizantes, esta deve ser justificada em relação às outras práticas, de forma que o benefício adquirido seja maior que o dano causado (ICRP, 2007; CNEN, 2014).

Em relação às exposições causadas por uma determinada fonte associada a uma prática, a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente exequível (princípio ALARA: *As Low as Reasonably Achievable*), levando-se em consideração os fatores econômicos e sociais. Nesse processo de otimização, deve ser observado que as doses nos indivíduos decorrentes de exposição à fonte devem estar sujeitas às restrições de dose relacionadas a essa fonte (ICRP, 2007; CNEN, 2014).

Um monitor de radiação padrão usado no nível do pescoço e acima de todas as roupas de radioproteção fornece uma estimativa da dose do cristalino. Os olhos desprotegidos recebem aproximadamente a dose indicada por esse monitor. Óculos de proteção de alta qualidade reduzirão a dose do olho para aproximadamente 1/3 da leitura do monitor. Isso é menor que a atenuação nominal das lentes de rádio proteção porque a radiação atinge os olhos através da transmissão em torno dos óculos e através da dispersão na cabeça do trabalhador.

A aplicação de medidas de otimização é um dos meios mais eficazes de que o profissional radiologista dispõe para reduzir a exposição aos pacientes. Algumas dessas medidas práticas para redução da dose são relacionadas a seguir (ICRP, 2000; CHIDA et al., 2010):

a) usar a máxima colimação. Quanto maior o tamanho de campo utilizado pelo operador, maior será a área irradiada do paciente e maior a produção de radiação espalhada;

b) minimizar o tempo de radiação. A emissão de raios X deve ser efetuada apenas quando a imagem fluoroscópica oferecer informação dinâmica. Nunca se deve irradiar o paciente sem que o hemodinamicista esteja olhando para o monitor;

c) uso moderado do modo de altas taxas de doses, tanto para fluoroscopia quanto para grafia. Geralmente, um decréscimo na taxa de dose degrada a qualidade da imagem. O que se procura é estabelecer um “ponto ótimo” entre a menor taxa de dose possível e a obtenção de uma imagem necessária para atingir a confiabilidade diagnóstica. É imprescindível relacionar qualidade da imagem obtida com as taxas de doses associadas;

d) utilizar um baixo valor de corrente e uma tensão elevada o quanto possível, mantendo o compromisso qualidade de imagem e dose: aumentar a corrente produz, geralmente, um número suficiente de fótons para fornecer uma imagem satisfatória, no entanto, pode produzir uma dose elevada no paciente. Um pequeno aumento na tensão gera um pequeno acréscimo na dose, produzindo também uma imagem de boa qualidade diagnóstica. Uma desvantagem do aumento da tensão é o aumento da radiação espalhada produzida, possibilitando menor contraste na imagem;

e) manter o tubo de raios X o mais afastado do paciente e o receptor de imagem o mais perto possível, mantendo a distância foco-receptor de imagem. A radiação na entrada da pele do paciente será reduzida. A Tabela 2 apresenta a relação entre a distância intensificador de imagem-paciente e a dose no paciente, a uma distância foco-intensificador de 100 cm (CHIDA et al., 2010);

Tabela 2 - Relação entre a distância intensificador de imagem-paciente e a dose no paciente, a uma distância foco-intensificador de 100 cm.

Distância intensificador de imagem-paciente	Dose no paciente
0 cm	100%
10 cm	Acréscimo de aproximadamente 20%
20 cm	Acréscimo de aproximadamente 45%

Fonte: Adaptado de CHIDA et al., 2010.

f) minimizar o uso de magnificação do intensificador de imagem. O uso da magnificação aumenta significativamente a dose, no entanto, melhora a resolução espacial da imagem. Este é um dos conflitos da relação dose-qualidade da imagem. Em detectores *flat-panel*, o aumento

da magnificação não produz aumento significativo na dose, mas também não gera uma melhor resolução espacial da imagem;

g) em procedimentos longos, posicionar o campo de radiação de maneira que a mesma área da pele não permaneça continuamente no campo de radiação;

h) uso de fluoroscopia pulsada;

i) uso de filtração adicional. A filtração tem como objetivo reduzir o número de fótons de baixa energia, uma vez que estes não contribuem para formação da imagem e aumentam a dose no paciente. O endurecimento do feixe proporciona um maior poder de penetração dos fótons de raios X através do paciente e contribuem para a formação da imagem diagnóstica. No entanto, há uma redução no contraste da imagem, devido ao aumento da tensão. A Tabela 3 apresenta a relação entre a espessura da filtração adicional e a dose absorvida na pele do paciente (CHIDA et al., 2010);

Tabela 3 - Relação entre a espessura do filtro de Cu e a redução da dose na pele do paciente.

Filtração adicional Cu	Dose na pele do paciente
0,1 mm	Decréscimo de 36%
0,2 mm	Decréscimo de 50%

Fonte: CHIDA et al., 2010

j) treinamento. Um profissional sem treinamento estará mais propenso a realizar um maior número de aquisições de imagens do que o necessário, utilização de magnificação sem necessidade diagnóstica, maior tempo de fluoroscopia, entre outros fatores;

k) controle de qualidade dos equipamentos emissores de radiação. A redução de efeitos tissulares no paciente advém do conhecimento das taxas de dose emitidas pelo equipamento de raios X. A qualidade do serviço de radiologia intervencionista está intimamente relacionada com a verificação periódica da dose e desempenho da imagem, tanto para fluoroscopia quanto para aquisição de imagens;

l) presença de um físico médico dentro do serviço de radiologia intervencionista. A boa inter-relação entre o hemodinamicista e o físico médico é essencial para o adequado desempenho do programa de garantia da qualidade. A relação entre dose e qualidade de imagem, por exemplo, deve ser discutida em conjunto. Além disso, o desempenho do equipamento e aspectos que envolvem proteção radiológica e dosimetria são de competência de um físico médico (RODRIGUES, 2012).

2.6 Dosimetria de pacientes

Os métodos dosimétricos utilizados para a monitoração e estimativa das doses de radiação recebidas pelos pacientes durante procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia são divididos em duas categorias: dosimetria para estimativa da máxima dose na pele, para avaliação de reações tissulares; e estimativa da dose absorvida em órgãos, para avaliação dos efeitos estocásticos associados com o risco de indução de câncer.

Para a proteção ao paciente, várias grandezas têm sido utilizadas. Dose absorvida em órgãos, dose equivalente são indicadas quando há um interesse na estimativa de riscos. A estimativa da dose equivalente no paciente em radiologia intervencionista é difícil, devido às constantes mudanças do tamanho de campo e das projeções do tubo durante o procedimento. Além disso, não é viável determinar quais regiões do paciente foram irradiadas. Vale também ressaltar que o emprego da dose efetiva para avaliação do risco em pacientes tem sido questionado, uma vez que a grandeza foi desenvolvida para a quantificação de riscos ocupacionais (BORRÁS et al., 2010).

O produto kerma ar-área (P_{KA}) também é importante no controle de efeitos estocásticos (CANEVARO, 2009). Uma câmara de ionização de grande área intercepta inteiramente o feixe, independente da colimação; então sua resposta é proporcional à área do feixe e à exposição. Isto possibilita uma medição mais completa da exposição total do paciente e, assim, está mais intimamente relacionado ao risco produzido pela radiação, que depende da extensão do volume irradiado do paciente, assim como da exposição no centro do feixe de raios X. Além disso, há uma vantagem prática na flexibilidade permitida no posicionamento da câmara, devido à invariância do produto da exposição pela área para todos os planos perpendiculares ao feixe central de raios X e o paciente.

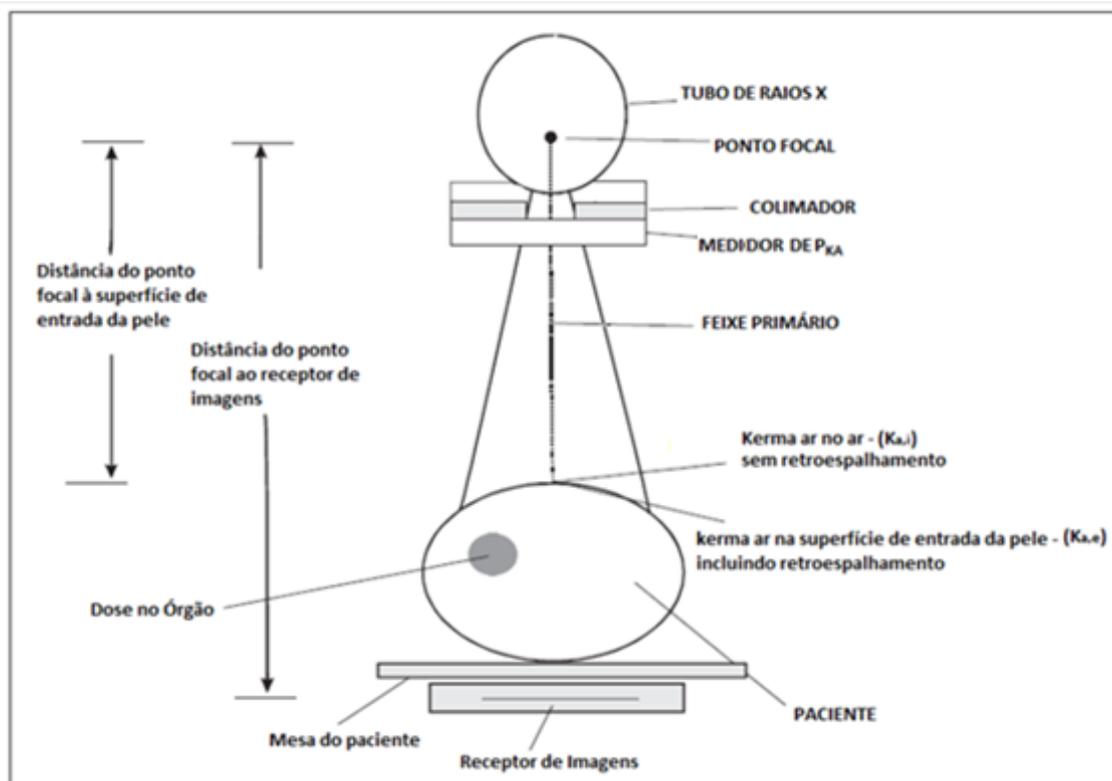
O rendimento e o tempo total de fluoroscopia também têm sido empregados para a proteção ao paciente. O rendimento é definido como a quantidade de radiação medida em um ponto no centro do feixe de raios X a uma distância de 1 m do ponto focal por mAs (SPRALWS, 1993). O rendimento expressa a habilidade do tubo de raios X para converter energia elétrica em raios X. Esta grandeza também permite estimar a dose recebida pelo paciente. O kerma ar livre no ar, por exemplo, pode ser obtido a partir do valor do rendimento.

A escolha da aplicação de uma ou outra grandeza depende da situação. Em certas ocasiões, o interesse é medir diretamente no paciente. No entanto, quando o objetivo é o controle de parâmetros técnicos para otimização e intercomparação entre diferentes

equipamentos fluoroscópicos, ou a realização de medidas de controle de qualidade do equipamento de raios X, é recomendável a utilização de um fantoma, simulando o paciente. Nestes casos, a taxa de kerma no ar na entrada do fantoma e do intensificador de imagem são as mais recomendadas (IAEA, 2007).

Para determinar a dose no paciente em radiodiagnóstico, as grandezas dosimétricas recomendadas pela ICRU são: $K_{a,i}$ (kerma ar incidente); $K_{a,e}$ (kerma ar na superfície de entrada); P_{KA} (Produto kerma ar-área); e suas respectivas taxas. A geometria para determinação dessas grandezas de acordo com as definições da ICRU 74 (ICRU, 2005) é mostrada na Figura 10, onde $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ são medidas no ponto onde o eixo central do feixe de raios X intercepta o plano perpendicular correspondente à entrada na pele do paciente, enquanto a grandeza P_{KA} é medida numa área perpendicular ao feixe, geralmente, na saída do colimador. A relação entre $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ é obtida pela expressão $K_{a,e} = K_{a,i} * B$, onde B é o fator de retro espalhamento. A unidade de medida para $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ é o Gy e para P_{KA} é o $Gy.cm^2$ (ICRU, 2005; IAEA, 2007).

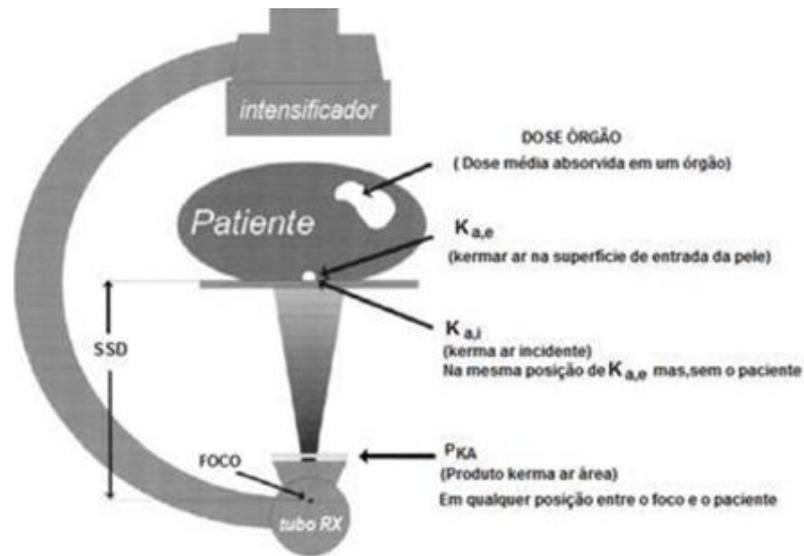
Figura 10 - Geometria para determinação de grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico.



Fonte: CANEVARO, 2009.

Na Figura 11 estão ilustrados os pontos de medição dessas grandezas em sistemas de fluoroscopia.

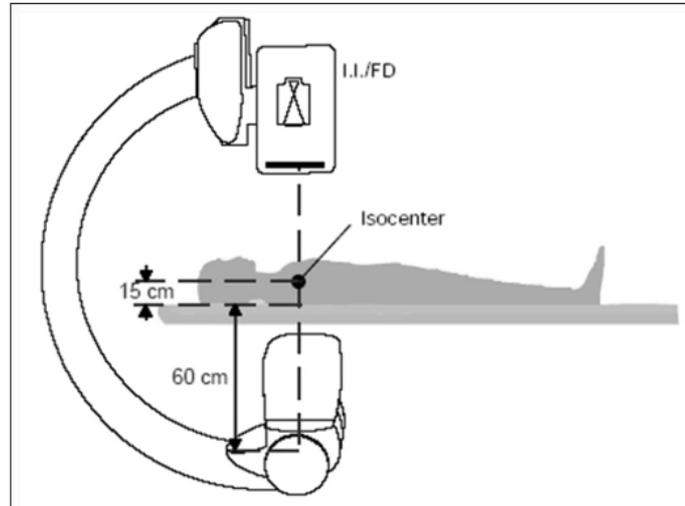
Figura 11 - Grandezas para dosimetria em radiodiagnóstico intervencionista.



Fonte: ICRP 85, 2000. SSD: do inglês *Skin Source Distance* - Distancia Fonte Pele.

O ponto de referência para determinação do $K_{a,r}$ é mostrado na Figura 12.

Figura 12 - Localização do ponto de referência intervencionista.



Fonte: ICRU (2005). I.I./FD Intensificador de imagem/Detector Plano.

Entre estas possíveis grandezas, a máxima dose absorvida e o P_{KA} são um dos mais frequentemente utilizados para a proteção dos pacientes. Nos procedimentos intervencionistas, os tecidos na entrada da pele do paciente são os que recebem altas doses de radiação e, por isso, estão em maior risco de sofrer danos. O feixe que entra no paciente é 100 vezes mais intenso que o feixe que sai (IAEA, 2007). Padovani et al. (2006) em estudo retrospectivo avaliando a ocorrência de lesões na pele de pacientes em procedimentos de cardiologia intervencionista

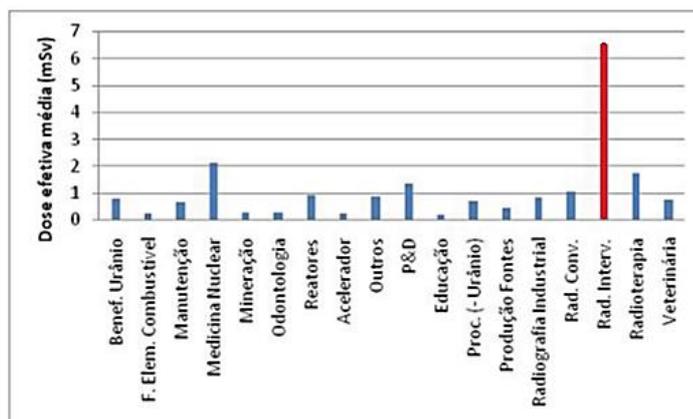
destacaram que a pele é o órgão que está sob maior risco, especialmente nos procedimentos de maior complexidade. Por essa razão, a MDP é a principal medida a ser determinada em procedimentos intervencionistas, onde as altas taxas de dose na entrada da pele estão envolvidas podendo acarretar lesões severas. Adicionalmente, o P_{KA} é um importante indicador para o risco de efeitos tardios (estocásticos) para avaliar o risco global para o paciente (MILLER et al., 2012).

2.7 Dosimetria ocupacional

Segundo dados do Comitê Científico das Nações Unidas sobre os efeitos das radiações ionizantes (UNSCEAR), a exposição dos médicos à radiação em procedimentos intervencionistas é a maior fonte de exposição ocupacional em medicina no mundo (UNSCEAR, 2008). Registros da dose ocupacional externa no Brasil no período de 1987 a 2011 mostraram que a dose efetiva média anual em radiologia intervencionista ultrapassou o valor de 6 mSv, adotado como nível de investigação anual pela CNEN (2014). A Figura 13 mostra os valores das doses médias por prática. Neste caso, as maiores doses aparecem em radiologia intervencionista, o que é esperado.

Em comparação com outros exames diagnósticos (radiologia convencional, tomografia computadorizada e medicina nuclear), os médicos que realizam procedimentos guiados por fluoroscopia são mais expostos à radiação, uma vez que permanecem perto do paciente e do tubo de raios X durante a realização dos exames. A carga de trabalho, a complexidade dos procedimentos e a falta de treinamento em proteção radiológica são fatores que também contribuem para o aumento da exposição desses profissionais (VAÑO et al., 2006b).

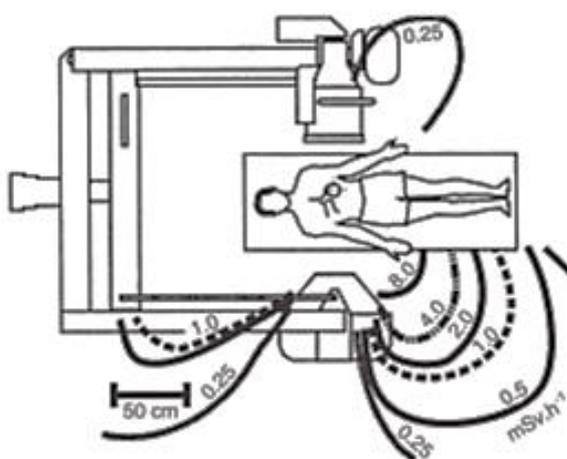
Figura 13 - Valores de dose efetiva média anual por prática no Brasil.



Fonte: Adaptado de MAURICIO et al., 2015

A exposição ocupacional em procedimentos de radiologia intervencionista tem como principal origem a radiação espalhada pelo paciente, em todas as direções, como ilustra a Figura 14, onde são representadas as curvas de isodose medidas em termos da taxa de kerma ar em distintos pontos ao redor do paciente. Esse espalhamento não é uniforme e surge em consequência da interação da radiação do feixe primário com objetos interpostos nesse feixe como a mesa do paciente e o próprio paciente. Outros fatores que implicam no aumento ou redução dessa radiação espalhada são: a altura da mesa; a posição do intensificador; e as projeções utilizadas durante o procedimento (BRASSELET et al., 2008; KIM et al., 2009).

Figura 14 - Radiação espalhada: arco C em projeção perfil-esquerdo, 125 kV, fluoroscopia normal pulsada (30 pps) a 1m do chão.



Fonte: Adaptado de (BALTER, 2001).

O estudo de VAÑO et al., 2013 consistiu em avaliações oculares em 127 profissionais (58 médicos e 69 paramédicos) que trabalhavam em laboratórios de cateterismo cardíaco, bem como, em um grupo controle de 91 profissionais que não foram expostos à radiação ionizante na região da cabeça ou pescoço. Os resultados mostraram que, dos 127 profissionais expostos à radiação ionizante, 27 cardiologistas (50%) e 28 paramédicos (41%) apresentaram opacidade subcapsular posterior quando comparados com 9 (10%) dos profissionais do grupo controle. Baseados na carga de trabalho dos profissionais e informações como o uso do dosímetro e elementos de radioproteção durante os procedimentos, os autores estimaram uma dose acumulada no cristalino de 8,3 Gy para o grupo de médicos e de 2,7 Gy para o grupo de paramédicos que apresentaram opacidade subcapsular posterior.

Para a estimativa da dose efetiva a partir da grandeza Hp (10), assume-se que o dosímetro é colocado sobre a parte do tronco que é representativa da parte mais exposta. Porém,

o uso de vestimentas de proteção (avental, protetor de tireoide) e a exposição não uniforme do corpo do trabalhador em radiologia intervencionista implicarão que o valor da grandeza $H_p(10)$ dependerá fortemente da localização do dosímetro no corpo do trabalhador (COVENS et al., 2007). Järvinen et al. (2008a; 2008b) avaliaram a adequação e a acurácia de cinco algoritmos reportados na literatura; os algoritmos foram testados computacional e experimentalmente para uma ampla faixa de projeções radiográficas, angulações do equipamento de fluoroscopia, a influência do uso de vestimentas de proteção no radiologista e diferentes tipos de fantasmas. Von Boetticher et al. (2010) apresentaram novos coeficientes para o algoritmo padrão de cálculo da dose efetiva, considerando os fatores de ponderação da radiação para órgãos e tecidos estabelecidos na publicação 103 da ICRP (2007), e a influência da espessura das vestimentas de proteção.

Para monitorar a dose no cristalino, em teoria, a grandeza operacional $H_p(3)$ é a mais adequada, uma vez que a lente é coberta por cerca de 3 mm de tecido. No entanto, esta grandeza não é comumente utilizada e os dosímetros respectivos raramente estão disponíveis. Pode-se demonstrar que os dosímetros projetados para medir a dose superficial $H_p(0,07)$ são capazes de estimar suficientemente bem a dose da lente dos olhos devido à radiação de fótons (REHANI et al., 2011; GUALDRINI et al., 2011).

3 MATERIAL E MÉTODOS

Foram avaliados 24 procedimentos de EAP na sala de Hemodinâmica do “Hospital da Restauração” de Recife em cooperação com a equipe médica e um especialista clínico da Siemens Healthcare. A Tabela 4 mostra as informações de idade, peso, altura e índice de massa corpórea (IMC) dos 15 pacientes avaliados com o protocolo usual e as informações dos 9 pacientes avaliados com o protocolo otimizado. O número de pacientes avaliados neste trabalho dependeu do equipamento e do número de casos realizados durante o período do estudo (2016 e 2017).

Tabela 4 - Dados dos pacientes avaliados.

Parâmetros	Protocolo usual	Protocolo otimizado
Idade (anos) média (min.-máx.)	67±11 (43-85)	72±12 (51-85)
Peso (kg) média (min.-máx.)	70±9 (54-88)	75±13 (59-96)
Altura (cm) média (min.-máx.)	166.1±5.7 (155.0-176.0)	170.0±8.2 (155.0-181.0)
IMC (kg/m²) média (min.-máx.)	25.2±2.6 (21.0-28.4)	25.9±3.9 (20.4-32.8)

Percebe-se os valores próximos de peso e altura, o que possibilita fazer as comparações entre todos os procedimentos. O percentual de pacientes avaliados neste estudo, por grau de obesidade, segundo classificação da Organização Mundial da Saúde, é mostrado na Tabela 5. Em ambos protocolos, não foi coletada a informação de peso e altura de um paciente, pelo que não foi calculado o Índice de Massa Corpórea (IMC) dele.

Tabela 5 - Percentual de pacientes avaliados neste estudo, por grau de obesidade.

IMC (kg.m ⁻²)	Classificação	Protocolo usual (n=14)	Protocolo otimizado (n=8)
<18,5	Baixo Peso	0%	0%
18,5-24,9	Normal	36%	38%
≥25	Sobrepeso	64%	50%
30-34,9	Obesidade Nível I	0%	13%
35-39,9	Obesidade Nível II	0%	0%
>40	Obesidade Mórbida	0%	0%

Os valores obtidos para IMC indicaram maior percentual de pacientes acima do peso normal, entre os que realizaram procedimentos com o protocolo usual (64%) em comparação

aos avaliados com o protocolo otimizado (63%). A Tabela 6 mostra os valores médios e os desvios padrões correspondentes aos dados de idade e IMC dos pacientes deste estudo em comparação com outro estudo de EAP encontrado na literatura.

Tabela 6 - Comparação dos perfis de pacientes.

Estudo	Nº Pacientes	Idade (anos)	IMC (kg.m ⁻²)
Bhatia et al. (2017) I-TFA	32	67,8±9,9	28,1±5,3
Bhatia et al. (2017) A-TFA	32	70,5±10,8	26,7±3,7
Bhatia et al. (2017) TR/UA	32	66,8±6,8	28,3±4,5
Este Estudo	22	68,3±11,9	25,5±3,1

Legenda: A-TFA – *Advanced Transfemoral Access* (Acesso Transfemoral Avançado); I-TFA – *Initial Transfemoral Access* (Acesso Transfemoral Primário); TR/UA – *Transradial / Transulnar Access* (Acesso Transradial / Transulnar).

Os valores da Tabela 6 mostram que o perfil dos pacientes avaliados neste estudo é similar aos dos pacientes do estudo citado.

O angiógrafo Siemens Artis Zee modelo de teto (*ceiling*), mostrado na Figura 15, foi o empregado para a realização dos procedimentos avaliados neste trabalho.

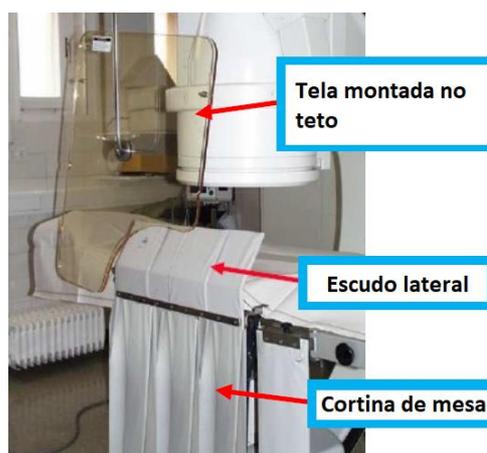
Figura 15 - Angiógrafo Siemens Artis Zee ceiling, empregado nos procedimentos de EAP.



Fonte: Autoria própria

Em todos os procedimentos avaliados, foram empregados a cortina de mesa com escudo lateral e a tela de acrílico plumbífero montada no teto, mostrados na Figura 16, e os médicos contavam com o protetor de tireoide e o avental plumbífero, não foram empregados óculos protetores.

Figura 16 - Equipamentos de proteção.



3.1 Protocolo de otimização RECiFE

Foi implementado um protocolo de redução da radiação para a realização dos procedimentos de EAP, o protocolo de otimização RECiFE: do inglês (*Radiation Exposure Curtailment for Embolization* - Redução da Exposição à Radiação para Embolização), consiste principalmente na variação de um grupo de parâmetros de trabalho do modo de aquisição DSA, garantindo uma boa qualidade das imagens para a realização da embolização com menor radiação para o paciente e a equipe médica. Os parâmetros que foram variados na otimização, feita pelo especialista clínico da Siemens junto ao médico, são mostrados a seguir na Tabela 7.

Tabela 7 - Parâmetros de do modo de aquisição DSA.

Parâmetros	Protocolo Usual	Protocolo RECiFE
Largura do pulso	100,0 ms	50,0 ms
Dose	3.600 μ Gy/quadros	1.200 μ Gy/quadros
Min. Filtro Cu	0,0mm	0,1mm
Max. Filtro Cu	0,9 mm	0,3 mm
I- Redução de ruído	desligado	Normal
I- Detalhes redução de ruído	-	Auto5
Realce da borda NAT	20 %	50 %
Realce da borda SUB	20 %	25 %
EE - Kernel	7	3
Centro da janela	1600	1900
Largura da janela	2400	2700
Brilho da janela	2800	3100
Correção de ganho	1,0 EP	-1,5 EP

- **Largura de pulso:** largura de pulso máxima exigida, em milissegundos. Dependendo da espessura do paciente, é determinada durante a fluoroscopia. Este valor será adaptado à espessura do paciente para garantir o brilho correto da imagem. Para um valor de tensão configurável de 102 kV, o valor de ms é aumentado em até 60% para o mesmo kV em vez de aumentar o valor kV. O aumento automático no valor ms é 60%, mas não mais do que a largura máxima de pulso definida no programa de aquisição (que depende da taxa de quadros).
- **Dose:** A dose mostrada é um valor nominal em μ Gy, que se aplica às condições de medição em pré-filtração de 70 kV, 2,1 mmCu, campo de entrada de 16 cm FD. Com um grande campo de entrada FD, a dose é reduzida automaticamente, e com um pequeno campo de entrada, e é aumentada automaticamente.
- **Min. Filtro Cu, Max. Filtro Cu:** Valores mínimo e máximo do filtro de cobre adicional.
- **I- Redução de ruído:** ativação da redução de ruído.
- **I- Detalhes redução de ruído:** ajuste do nível de detalhes nas imagens.
- **Realce da borda NAT, Realce da borda SUB:** Controle de exposição e modo de exibição para observação, nos modos NAT (*native, non-subtracted display*) e SUB (*subtracted display*).
- **EE – Kernel:** ajuste do nível de realce das bordas nas imagens. O realce de borda resulta em uma exibição mais clara de diferenças de contraste (bordas dos vasos sanguíneos). No entanto, isso também causa mais ruído, pois o ruído da imagem também é exibido

mais claramente devido ao realce.

- **Centro da janela, Largura da janela, Brilho da janela:** Ajuste dos parâmetros da janela da imagem.
- **Correção de ganho:** Correção de radiação em pontos de exposição da Siemens.

3.2 Dosimetria de pacientes

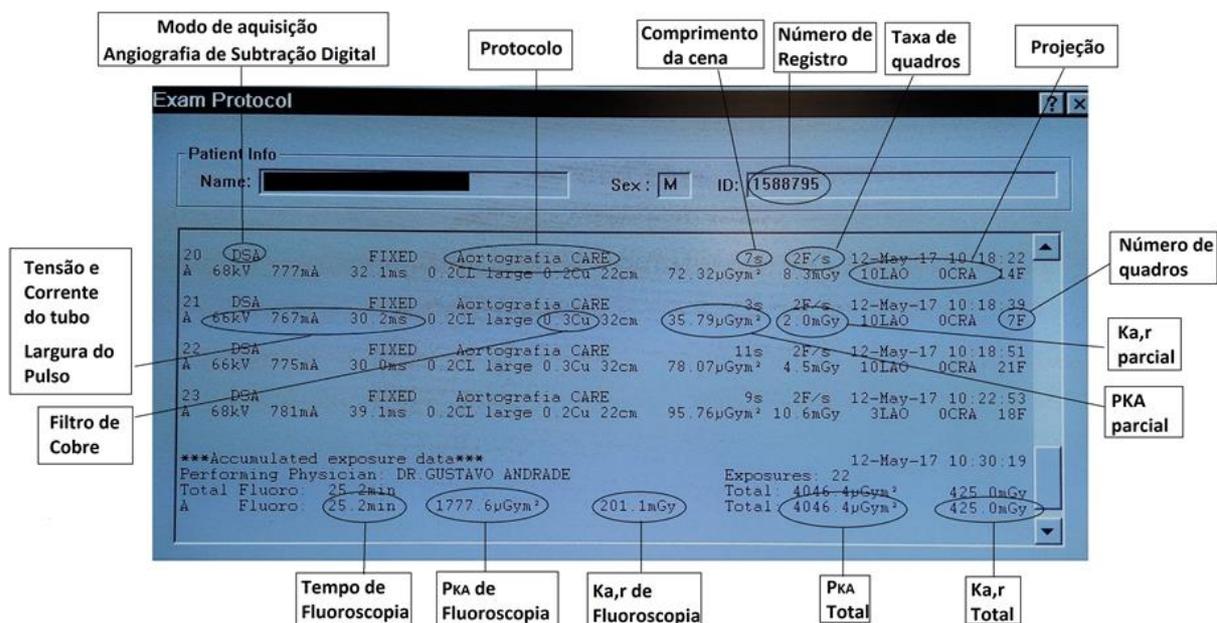
Para o estudo da dose recebida pelos pacientes, em cada procedimento foram coletadas, mediante um formulário mostrado no Apêndice A, as informações de: gênero; idade; peso; altura; e informações clínicas sobre as enfermidades em estudo que influenciaram na complexidade dos procedimentos. O estudo de exposição à radiação ionizante dos pacientes e operadores na embolização das artérias prostáticas para hiperplasia benigna foi aprovado pelo Sistema Nacional de Informação sobre Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos (SISNEP).

3.2.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e Ka,r

Os valores totais e parciais de P_{KA} e Ka,r para cada procedimento foram extraídos do relatório de dose gerado pelo equipamento angiográfico, no sistema DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), mostrado na Figura 17. Além deles, foram coletados os parâmetros de irradiação (tensão do tubo, corrente e largura do pulso) para fluoroscopia e angiografia de subtração digital, o número de imagens de DSA, o tempo acumulado de fluoroscopia, a distância foco-detector (DFD) e os valores das angulações e rotações do arco C, com o devido valor de magnificação (FOV).

Os valores de P_{KA} obtidos foram corrigidos levando em consideração os fatores de correção previamente determinados, conforme procedimento descrito no APÊNDICE B, para corrigir o efeito da radiação espalhada pelo sistema de colimação do equipamento de raios X. Os valores de P_{KA} corrigidos por estes fatores foram comparados com os níveis de referência disponíveis na literatura e os valores de outros estudos. Os valores de Ka,r registrados também foram comparados com outros trabalhos disponíveis na literatura.

Figura 17 - Informações dosimétricas fornecidas no relatório final do equipamento.



Fonte: Autoria própria.

3.2.2 Dosimetria com filme radiocrômico

Para avaliar a distribuição do feixe de radiação e a máxima dose na pele (MDP) dos pacientes submetidos a procedimentos de embolização das artérias prostáticas, foram utilizados filmes radiocrômicos do tipo GAFCHROMIC XR-RV3, 14"x17" fabricados pela *International Specialty Products* (ISP, Wayne, NJ, E.U.A.).

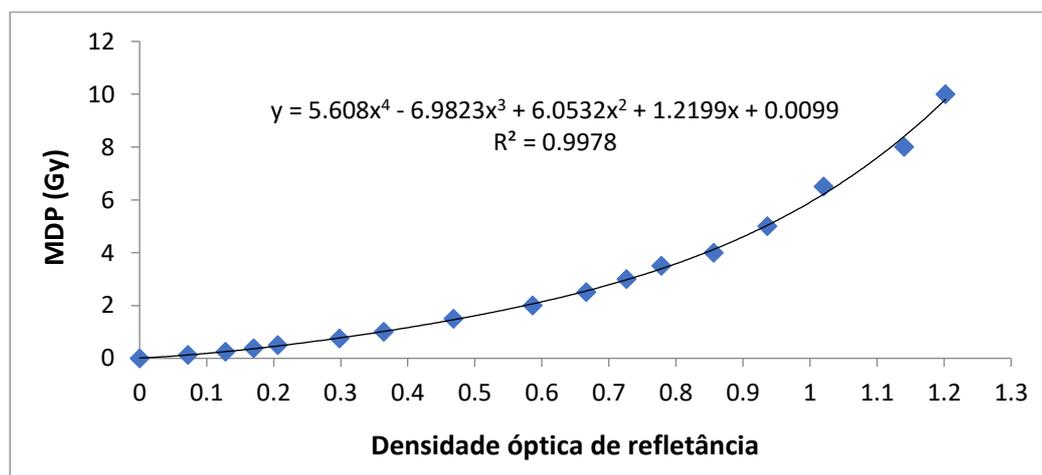
Durante a realização dos procedimentos, o filme radiocrômico foi posicionado sob o paciente, na região pélvica, com a face branca voltada para a entrada do feixe de raios X. Com esta orientação, a sensibilidade do filme é maior devido ao conteúdo de bário na camada de poliéster branca (FARAH et al., 2015). Após ser irradiado no procedimento, espera-se vinte e quatro horas para garantir a estabilidade da resposta do filme radiocrômico. Após este tempo, foram identificados os pontos de maior escurecimento no filme e realizadas as medições de densidade óptica de refletância com o espectrodensitômetro X-Rite modelo 500. Para relacionar a resposta do filme com a dose na pele do paciente, foi utilizada uma curva de calibração que relaciona a densidade óptica de refletância medida no filme com valores de kerma ar na faixa de energias encontradas em radiologia intervencionista. O procedimento adotado na obtenção da curva de calibração do filme XR RV3 é descrito a seguir.

Para a obtenção da curva de calibração característica do filme radiocrômico XR-RV3, foram recortados 17 pedaços de filme (dimensões: 3 cm x 4 cm) e encapsulados em plásticos

pretos para evitar a incidência de luz ambiente e irradiados no ar com doses entre 0,125 Gy e 10 Gy. As irradiações foram realizadas com um equipamento de raios X industrial, de potencial constante, marca PANTAK, no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes, Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (LMRI-DEN/UFPE), com um feixe de raios X na qualidade RQR 6 (80 kV, 10 mA e camada semi – redutora (CSR) de 3,01 mmAl) de acordo com a norma 61267 da IEC (IEC, 2005). O kerma ar para cada filme irradiado foi medido com uma câmara de ionização dedal marca Radcal, modelo 20X6-3, calibrada nas energias típicas de radiodiagnóstico. Uma tira não irradiada foi mantida como referência (branco) para ter em conta a radiação de fundo. A medida da densidade de refletância óptica nos filmes foi realizada vinte quatro horas depois da irradiação para garantir a estabilidade do processo de polimerização, conforme determina o protocolo do fabricante.

As leituras da densidade de refletância foram realizadas em seis canais do densitômetro: visual; magenta; ciano; vermelho; verde; e azul. As leituras de cada canal foram relacionadas com os valores do kerma ar medido com a câmara de ionização e construída então a respectiva curva característica. Após analisar a curva característica com o melhor coeficiente de correlação, foi escolhido o canal visual. A Figura 18 mostra a curva de calibração do filme XR-RV3 no canal visual, utilizada neste trabalho.

Figura 18 - Curva de calibração do filme XR-RV3.



Foi subtraído o valor da densidade de refletância do filme que não tinha sido irradiado ao valor de densidade de refletância obtido no ponto de maior escurecimento, obtendo assim a densidade de refletância líquida. Este valor é substituído na equação da curva de calibração apresentada na Figura 18, e foi obtido o valor máximo do kerma ar na entrada da pele do

paciente. Os valores da máxima dose na pele (MDP) obtidos neste trabalho também foram comparados com outros trabalhos disponíveis na literatura.

3.3 Dosimetria ocupacional

3.3.1 Dosimetria com TLD

Para avaliar as doses de radiação no médico principal durante os procedimentos intervencionistas, foram usados dosímetros termoluminescentes (TLDs) do tipo LiF: Mg, Ti (TLD-100; *Thermo Scientific, Waltham, Massachusetts, E.U.A.*), nas dimensões de 3 x 3 x 1 mm³. Estes dosímetros foram previamente caracterizados e calibrados no LMRI-DEN/UFPE em termos das grandezas operacionais Hp (10) para os dosímetros colocados na região do tórax e tireoide, Hp (0,07), para os dosímetros colocados nas extremidades, e Hp (3), para os dosímetros colocados na cabeça, utilizando fantasmas de referência e coeficientes de conversão reportados na literatura (ISO, 1999; BEHRENS, 2012).

- **Metodologia empregada na caracterização e calibração dos TLDs.**

Para avaliar a reprodutibilidade e o *fading* (perda do sinal TL no tempo) dos TLDs, foram calculados o coeficiente de variação e o fator de sensibilidade para cada um deles. Para isso foram irradiados 186 cristais com uma fonte de cézio (¹³⁷Cs) durante 5 minutos. Este processo foi realizado um total de três vezes para obter uma leitura média e calcular o coeficiente de variação. TLDs com coeficiente de variação maior que 3,2% foram separados por não possuírem uma boa reprodutibilidade. O fator de sensibilidade (FS) para cada dosímetro foi calculado pela equação:

$$FS = \frac{\text{Média geral}}{\text{Média três leituras de cada TLD}}$$

Os TLDs selecionados receberam tratamento térmico de pré-irradiação (400°C por uma hora e 100 °C por três horas) para apagamento de qualquer sinal residual e sua posterior utilização.

Após a caracterização, os TLDs foram calibrados no LMRI-DEN/ UFPE em termos das grandezas operacionais Hp (10), Hp (0,07) e Hp (3) utilizando o feixe de referência ISO N-80 definido na norma ISO 4037-1 (ISO, 1996). A metodologia empregada na determinação da

resposta dos dosímetros foi realizada com base nos procedimentos estabelecidos na norma ISO4037-3 (ISO, 1999) e será descrita a seguir. A resposta dos dosímetros foi calculada pela equação:

$$R = H_{p(d)cv}/H_{p(d)m}$$

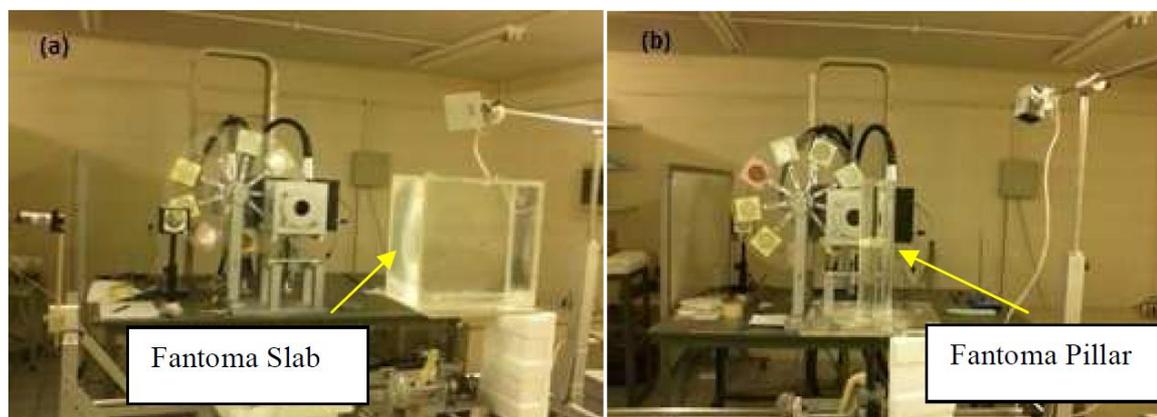
onde $H_{p(d)m}$ é o valor de H_p (d) registrado pelo dosímetro e $H_{p(d)cv}$ é o valor convencionalmente verdadeiro. Os valores convencionalmente verdadeiros para H_p (10), $H_p(0,07)$ e H_p (3) foram determinados através da multiplicação de coeficientes de conversão $h_{pK}(d,E,\alpha)$, reportados na literatura (ISO, 1999; BEHRENS et al., 2012) pelo valor do kerma ar determinado com uma câmara de ionização padrão no ponto de teste de calibração. A Tabela 8 apresenta os fantomas utilizados nas irradiações, os valores dos coeficientes de conversão utilizados para estimar o valor convencionalmente verdadeiro das grandezas H_p (d) e o valor da taxa do kerma ar de referência estabelecida no LMRI-DEN/UFPE para o feixe de referência ISO N-80.

Tabela 8 - Fantomas, coeficientes de conversão e taxa de kerma ar de referência utilizados nas calibrações dos dosímetros.

Fantoma	Grandeza operacional	$h_{pK}(d,E,\alpha)$ (Sv/Gy)	Taxa kerma ar (mGy/h) – 1,5m
Slab	H_p (10)	1,88	12,8
Pillar	H_p (0,07)	1,39	12,8
Head	H_p (3)	1,66	12,8

As irradiações dos detectores foram realizadas com um equipamento de raios X industrial, de potencial constante, marca PANTAK, modelo HF 320. Os dosímetros foram posicionados sobre os fantomas Slab, Pillar e o cilindro circular (*Head*) e irradiados com o feixe incidente a 0° e com valores de H_p (d) entre 0,1 mSv e 3 mSv. A distância entre a fonte de raios X e o ponto de referência dos dosímetros foi de 1,5 m conforme requerido pela norma ISO 4037-3. O arranjo experimental utilizado nas calibrações é ilustrado na Figura 19.

Figura 19 - Arranjo experimental na calibração dos TLDs.



Legenda: a) calibração dos TLDs em termos de Hp (10); b) calibração dos TLDs em termos de Hp (0.07)
 Fonte: Autoria própria

A partir dos dados obtidos foi traçada a reta que relaciona a leitura do dosímetro com o valor convencionalmente verdadeiro de Hp (d). Foram feitos ajustes lineares às retas de calibração obtidas e os fatores de calibração foram determinados a partir de seus coeficientes angulares. A Tabela 9 apresenta os valores dos coeficientes angulares e os coeficientes de correlação de cada uma das retas obtidas no procedimento de calibração dos TLDs em termos de Hp (0,07), Hp (3) e Hp (10).

Tabela 9 - Parâmetros associados às curvas de calibração obtidas para TLD-100.

Grandeza operacional	Coefficiente angular	R²
Hp (0,07)	0,047	0,99
Hp (3)	0,045	0,99
Hp (10)	0,052	0,96

Os TLDs foram encapsulados em sacos plásticos em pares (dimensões de 1,4 x 1,4 cm²) e fixados em diferentes partes do corpo do médico radiologista, conforme ilustra a Figura 20. No total, onze pares de TLDs foram colocados nos médicos em cada procedimento.

Figura 20 - Localização dos TLDs no corpo do médico.



Glabela (1); olho esquerdo (2); olho direito (3); sobre o protetor de tireoide (4); embaixo do avental plumbífero (5); mão esquerda (6); mão direita (7); joelho esquerdo (8); joelho direito (9); pé esquerdo (10); pé direito (11).

Fonte: Autoria própria.

A dose efetiva (E) foi calculada a partir do algoritmo de dosimetria dupla proposto por von Boetticher et al. (2010), descrito pela seguinte equação:

$$E = 0,84H_{p,u}(10) + 0,051H_{p,o}(10)$$

onde $H_{p,u}(10)$ corresponde ao valor de $H_p(10)$ obtido com o dosímetro colocado por dentro do avental (na região do tórax), e $H_{p,o}(10)$ é o valor de $H_p(10)$ obtido com o dosímetro colocado sobre o protetor de tireoide, na região do pescoço.

Os TLDs foram medidos em uma leitora VICTOREEN modelo 2800M, operada no modo de aquecimento STEP (múltiplos patamares). A resposta termoluminescente foi determinada integrando o sinal TL da região de interesse da curva de emissão entre 100 - 300 °C.

Os valores médios da dose efetiva e do equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ por procedimento encontrados em nosso estudo foram comparados com valores reportados na literatura. Com base na carga de trabalho do médico, foram estimados os valores anuais de $H_p(d)$ para realizar uma comparação com os limites de dose anuais estabelecidos internacionalmente.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Dosimetria de pacientes

4.1.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e Ka,r a partir dos parâmetros de irradiação

- **Pacientes avaliados com o protocolo usual.**

A Tabela 10 apresenta os valores médios com o desvio padrão e o intervalo de variação dos parâmetros de irradiação para os diferentes modos de trabalho nos procedimentos de EAP avaliados. Para a aquisição das imagens, foram utilizados os modos de fluoroscopia, angiografia de subtração digital (DSA) e tomografia computadorizada com feixe cônico (CBCT), este último feito nos procedimentos 1 a 5, o que representa 33% dos quinze avaliados.

Tabela 10 - Parâmetros da irradiação utilizados durante os procedimentos de EAP no protocolo usual.

Modo de trabalho	Parâmetros	Protocolo usual
Fluoroscopia média (mín.-máx.)	Tempo (minutos)	30,5±9,6 (15,5-48,3)
	kV	69,6±2,7 (66,7-76,6)
	mA	146±14 (124,8-174,0)
	Largura do pulso (ms)	13,9±0,53 (12,7-14,6)
DSA média (mín.-máx.)	kV	76,4±4,3 (71,0-82,4)
	mA	668±94 (443,0-777,1)
	Largura do pulso (ms)	97,8±7,2 (88,6-111,2)
CBCT média (mín.-máx.)	kV	105,8±2,8 (102,0-109,0)
	mA	350±34 (303,0-396,0)
	Largura do pulso (ms)	4,3±0,23 (4,0-4,6)

Os resultados da Tabela 10 mostram que os valores médios da corrente do tubo e largura do pulso no modo DSA são consideravelmente maiores (78% e 86%, respectivamente) quando comparados com o modo de fluoroscopia, o que contribui para as altas taxas de exposição do modo DSA, como é mostrado na Tabela 11, onde são apresentados os valores médios e o intervalo de variação de P_{KA} e Ka,r por modo de trabalho durante os procedimentos de EAP no protocolo usual.

Tabela 11 - Valores médios de PKA e Ka,r por modo de trabalho durante os procedimentos de EAP no protocolo usual.

Modo de trabalho	Parâmetros	Protocolo usual
Fluoroscopia	P _{KA} (Gy.cm ²)	81,5 (22,2-202,6)
	média (mín.-máx.)	Ka,r (mGy) 1041,8 (478,6-2973,0)
DSA	P _{KA} (Gy.cm ²)	332,0 (182,0-557,4)
	média (mín.-máx.)	Ka,r (mGy) 3061,1 (1555,4-4787,7)
CBCCT	P _{KA} (Gy.cm ²)	41,5 (31,5-52,7)
	média (mín.-máx.)	Ka,r (mGy) 135,6 (106,0-169,0)

O valor médio total com desvio padrão obtido de P_{KA} neste estudo foi de 429±171 Gy.cm² sendo este comparável com os valores reportados por Bagla et al. (2014) e Andrade et al. (2017), de 559,2 Gy.cm² e 451±181 Gy.cm², respectivamente. Na Tabela 12, são apresentados os valores médios totais com desvio padrão de Ka,r e tempo de fluoroscopia, comparados com dados encontrados na literatura de procedimentos complexos de intervencionismo, mostrando valores próximos.

Tabela 12 - Valores médios totais de Ka,r durante procedimentos de embolização.

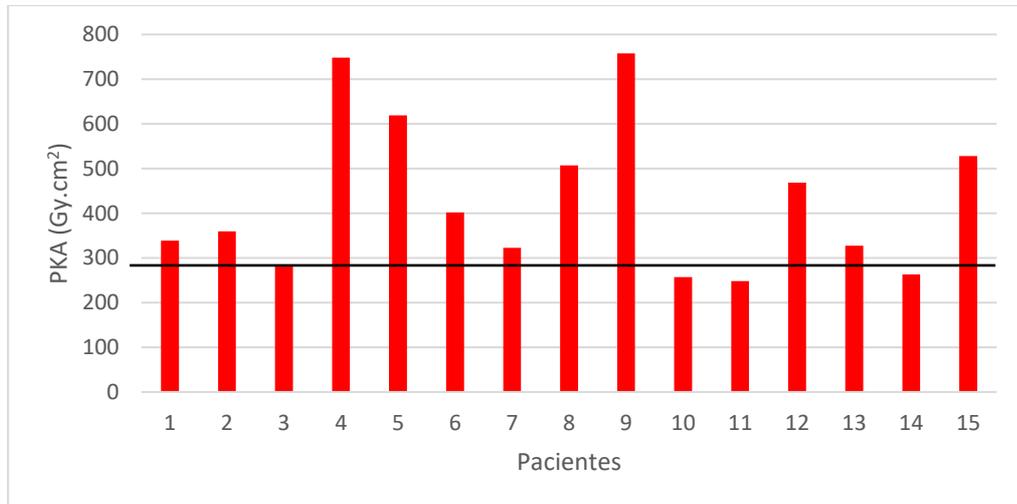
Autores	Procedimento	Ka,r (mGy)	Tempo de Fluoroscopia (min)
Miller et al., 2003	EA pélvica	2044	23
Bhatia et al., 2017	EAP A-TFA	4008±1827	38,8±15,8
Este Estudo	Protocolo usual EAP	4148±1559	25,5±3,1

Legenda: EA pélvica – embolização arterial pélvica; A-TFA – *Advanced Transfemoral Access* (Acesso Transfemoral Avançado).

73,3% dos procedimentos avaliados apresenta valores médios totais de P_{KA} superiores ao nível de alerta para ocorrência de eritema transitório, estabelecido em 300 Gy.cm² (NCRP, 2010) como é evidenciado na Figura 21.

Figura 21 - Valor médio total de PKA por paciente no protocolo usual.

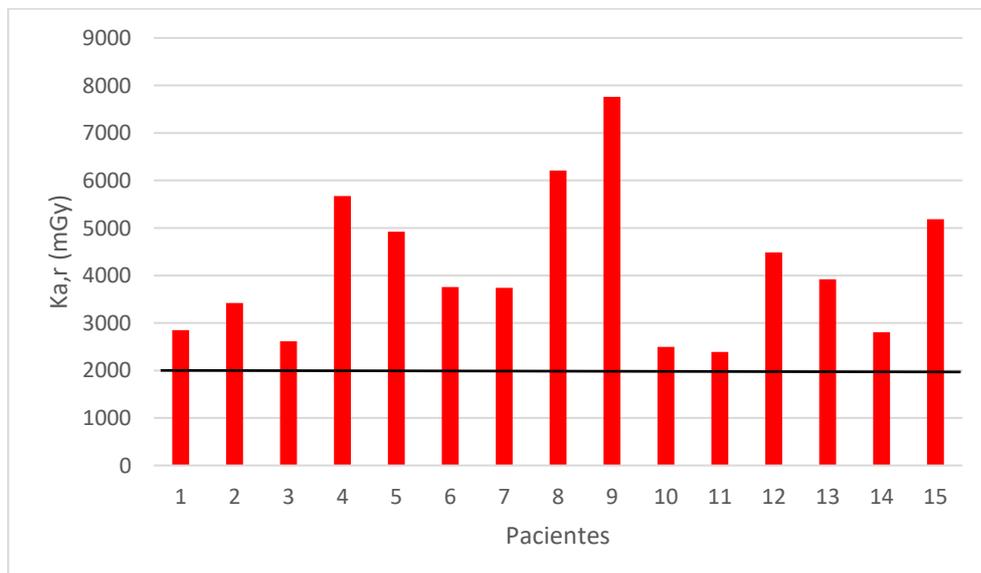
(A linha preta representa o nível de alerta para ocorrência de eritema transitório)



Na Figura 21, observa-se que o paciente com maior valor médio total de P_{KA} foi o 9. O tempo de fluoroscopia neste procedimento foi o maior (48,3 min), no modo DSA teve o maior número de imagens (710) com um tempo de aquisição elevado (291 s); e o paciente com menor valor médio total de P_{KA} é o 11, com o menor tempo de fluoroscopia (26,4 min), e a menor largura de pulso no modo DSA (88,63 ms). Os valores médios totais do $K_{a,r}$ são mostrados na Figura 22.

Figura 22 - Valor médio total de $K_{a,r}$ por paciente no protocolo usual.

(A linha preta representa o limiar para ocorrência de eritema agudo transitório na pele)



Na Figura 22, observa-se que o paciente com maior valor médio total de $K_{a,r}$ é o 9, e o paciente com menor valor médio total de P_{KA} é o 11, como foi observado anteriormente com o P_{KA} ; percebe-se que todos os procedimentos superaram o valor de 2 Gy, limiar para ocorrência de eritema agudo transitório na pele segundo a ICRP (2000).

- **Pacientes avaliados com o protocolo de otimização RECiFE.**

A Tabela 13 apresenta os valores médios e o intervalo de variação dos parâmetros de irradiação para os diferentes modos de trabalho nos procedimentos de EAP que foram realizados com o protocolo RECiFE. Para a aquisição das imagens, foram utilizados os modos de fluoroscopia, angiografia de subtração digital (DSA) e o modo de tomografia computadorizada com feixe cônico (CBCT), este último nos procedimentos 1 e 2, o que representa 22% dos nove avaliados, sendo que, no procedimento 1, não foi concluído o CBCT, pela ocorrência de um erro na aquisição e não foi repetido.

Tabela 13 - Parâmetros de irradiação utilizados durante os procedimentos de EAP com o protocolo de otimização RECiFE.

Modo de trabalho	Parâmetros	Protocolo RECiFE
Fluoroscopia média (mín.-máx.)	Tempo (minutos)	26,7±8,7 (18,8-41,2)
	kV	66,5±2,1 (64,1-70,8)
	mA	176,8±33,8 (121,0-233,0)
	Largura do pulso (ms)	13,6±1,2 (11,0-14,7)
DSA média (mín.-máx.)	kV	70,4±2,9 (67,8-76,7)
	mA	779,1±3,7 (773,7-783,6)
	Largura do pulso (ms)	44,1±4,2 (37,0-50,4)
CBCT média (mín.-máx.)	kV	109,5±2,1 (108,0-111,0)
	mA	367,3±17,3 (355,0-379,5)
	Largura do pulso (ms)	4,5±0,13 (4,4-4,5)

Os resultados da Tabela 13 mostram que os valores médios da corrente do tubo e largura do pulso no modo DSA são consideravelmente maiores (77% e 69% respectivamente) comparados com o modo de fluoroscopia. O elevado tempo de fluoroscopia nos procedimentos 1 e 3 (aproximadamente o dobro do resto) contribuiu para os elevados valores de $K_{a,r}$ no modo de fluoroscopia, sendo maior que no modo DSA, como mostra a Tabela 14.

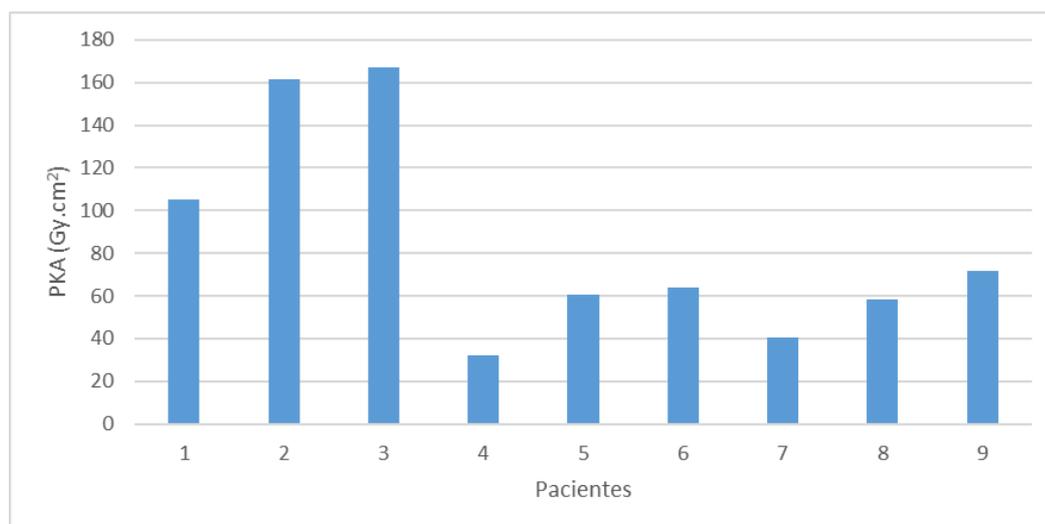
Tabela 14 - Valores médios do P_{KA} e Ka,r por modo de trabalho durante os procedimentos de EAP no protocolo de otimização RECiFE.

Modo de trabalho	Parâmetros	Protocolo RECiFE
Fluoroscopia média (mín.-máx.)	P_{KA} (Gy.cm ²)	39,7 (17,4-104,4)
	Ka,r (mGy)	472,7 (162,0-1273,0)
DSA média (mín.-máx.)	P_{KA} (Gy.cm ²)	40,7 (10,4-75,9)
	Ka,r (mGy)	338,0 (76,1-587,9)
CBCT média (mín.-máx.)	P_{KA} (Gy.cm ²)	18,5 (1,2-35,8)
	Ka,r (mGy)	77,6 (3,9-151,2)

O valor médio total de P_{KA} calculado foi de 98,9 Gy.cm², sendo a contribuição do modo fluoroscopia e DSA muito próxima de 40% e 41%, respectivamente.

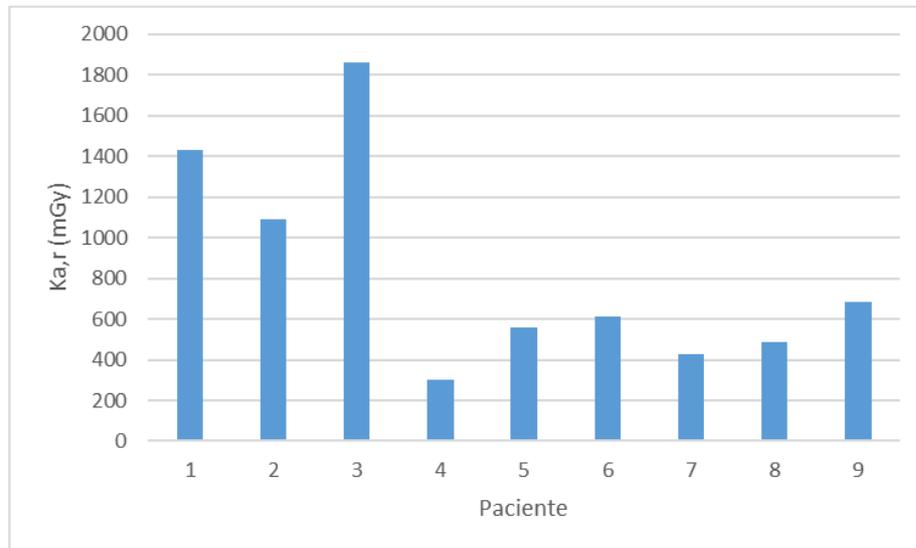
O nível de alerta de 300 Gy.cm², não é atingido, como é evidenciado na Figura 23.

Figura 23 - Valor médio total de P_{KA} por pacientes para o protocolo otimizado RECiFE.



Na Figura 23, observa-se que o paciente com maior valor médio total de P_{KA} é o 3; o tempo de fluoroscopia nele foi o maior (41,2 min), no modo DSA teve o maior número de imagens (444) com um tempo de aquisição elevado (227 s) em comparação com o resto dos pacientes; e o paciente com menor valor médio total de P_{KA} é o 4, com o menor valor de P_{KA} no modo DSA (10,4 Gy.cm²), porque o número de imagens adquiridas foi o menor (286). Os valores médios totais do Ka,r são mostrados na Figura 4.

Figura 24 - Valor médio total de $K_{a,r}$ por paciente no protocolo RECiFE.

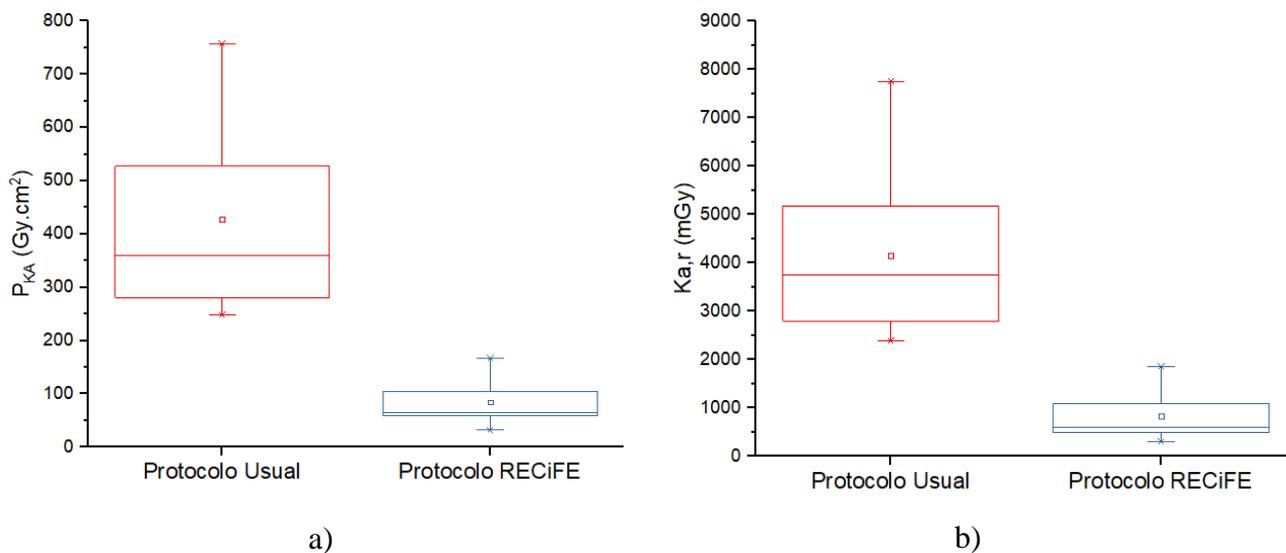


Na Figura 24, observa-se que o paciente com maior valor médio total de $K_{a,r}$ é o 3, e o paciente com menor valor médio total de P_{KA} é o 4, como foi observado anteriormente com o P_{KA} ; percebe-se que não é atingido o valor de 2 Gy, limiar para ocorrência de eritema agudo transitório na pele segundo a ICRP (2000), nestes pacientes.

- **Comparação dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ dos pacientes avaliados com o protocolo usual e o protocolo de otimização RECiFE.**

Os resultados da distribuição estão apresentados em termos de gráficos “*box-plot*”, na Figura 25 a) os valores do P_{KA} e b) distribuição dos valores do $K_{a,r}$, nos procedimentos de EAP. Nesse tipo de gráfico os limites superiores e inferiores da caixa indicam os percentis 75% e 25% respectivamente. A linha horizontal na caixa indica o valor da mediana dos dados e o quadrado, a média. Os extremos do gráfico indicam os valores mínimos e máximos da distribuição. Os pontos fora do gráfico são considerados valores discrepantes (*outliers*) e seram denotados por asterisco (*).

Figura 25 - Distribuição dos procedimentos de EAP realizados com o protocolo usual e o protocolo de otimização RECiFE para os valores de a) PKA e b) Ka,r.



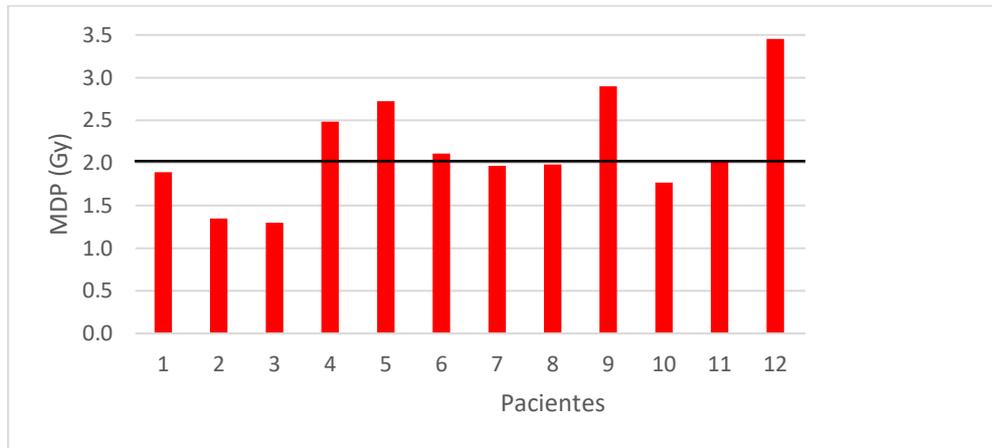
A Figura 25 a) mostra que os valores médios de P_{KA} dos procedimentos realizados com o protocolo RECiFE apresentam uma diferença significativa com relação ao protocolo usual, sendo reduzidos em 80,3 %. Os resultados apresentados na Figura 25 b) mostram que, houve uma redução dos valores de Ka,r em aproximadamente de 80 % com o protocolo de otimização RECiFE em relação ao protocolo usual, cujos valores de Ka,r foram superiores a 2 Gy. Estes resultados foram possíveis pela redução no modo DSA da largura de pulso em 50%, a dose em ($\mu\text{Gy}/\text{quadros}$) em 33,3% e o filtro máximo de cobre em 33,3%, ficando com um filtro de 0,3 mmCu.

4.1.2 Dosimetria com filme radiocrômico

- **Pacientes avaliados com o protocolo usual.**

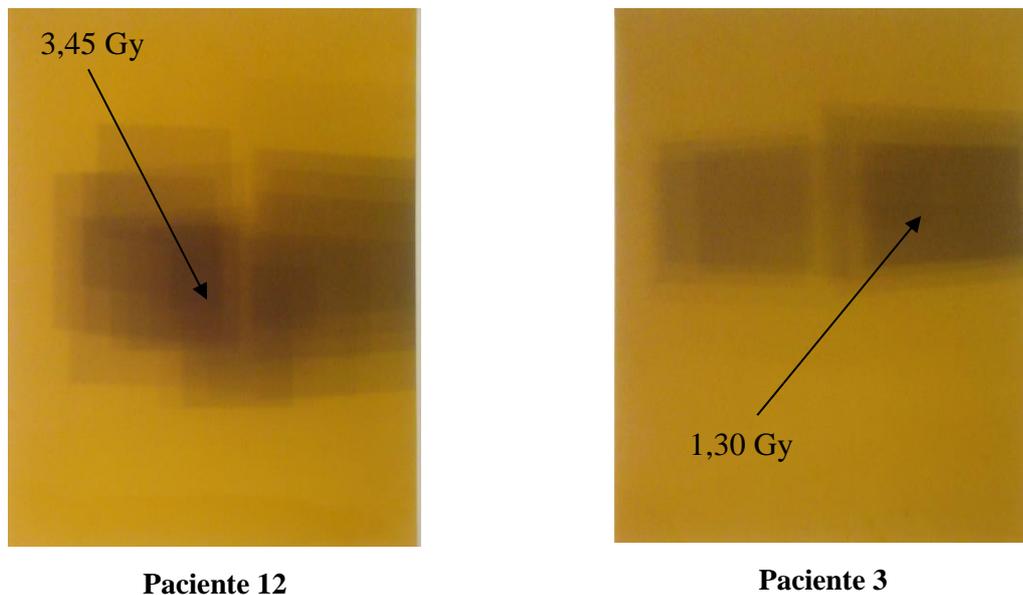
A Figura 26 mostra o valor médio de MDP por paciente no protocolo usual (para os pacientes 13, 14 e 15, não foram registrados esses valores); observa-se que cinco pacientes (42%) receberam doses superiores a 2 Gy, que é o limite para ocorrência de eritema transitório na pele. Também pode-se observar que o maior valor de MDP foi atingido pelo paciente 12, com dose de 3,45 Gy. Possivelmente, este valor elevado deve-se às múltiplas aquisições feitas com pouca variação no ângulo de entrada. O menor valor de MDP foi registrado para o paciente 3, com dose de 1,29 Gy.

Figura 26 - Valor médio de MDP por paciente no protocolo usual.



A Figura 27 mostra o filme radiocrômico dos pacientes 12 e 3, durante o procedimento de EAP realizado com o protocolo usual.

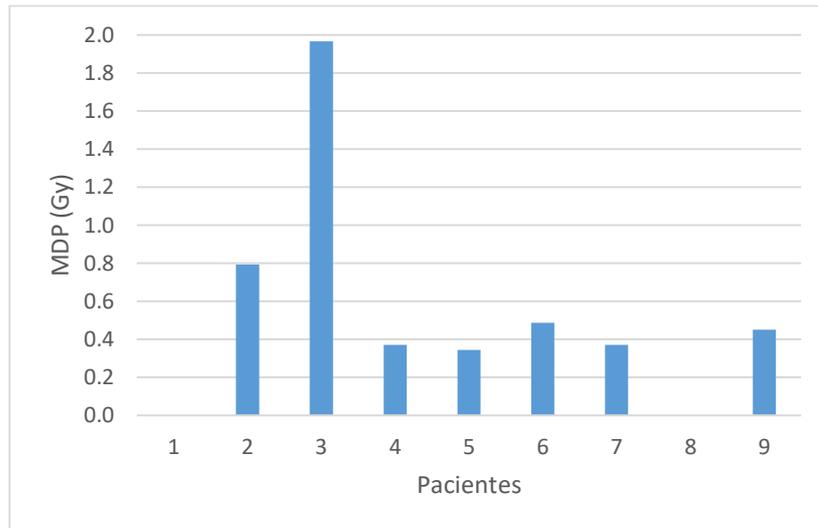
Figura 27 - Distribuição da MDP e variação do feixe de campo de radiação observada em um filme radiocrômico usado durante os procedimentos de EAP realizados com o protocolo usual.



- **Pacientes avaliados com o protocolo de otimização RECiFE.**

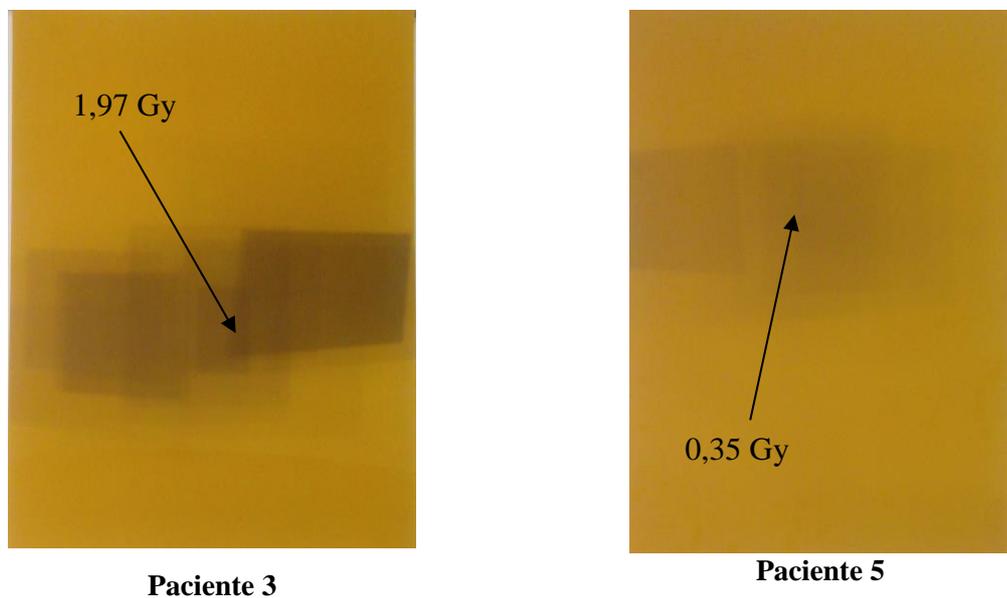
A Figura 28 mostra o valor médio de MDP por paciente no protocolo RECiFE (nos pacientes 1 e 8 não foram registrados esses valores), observa-se que o valor maior de MDP foi atingido pelo paciente 3, com uma dose de 1,97 Gy, e o menor valor de MDP foi com o paciente 5, com 0,34 Gy.

Figura 28 - Valor médio de MDP por paciente no protocolo RECIFE.



A Figura 29 mostra o filme radiocrômico dos pacientes 3 e 5, durante o procedimento de EAP realizado com o protocolo usual.

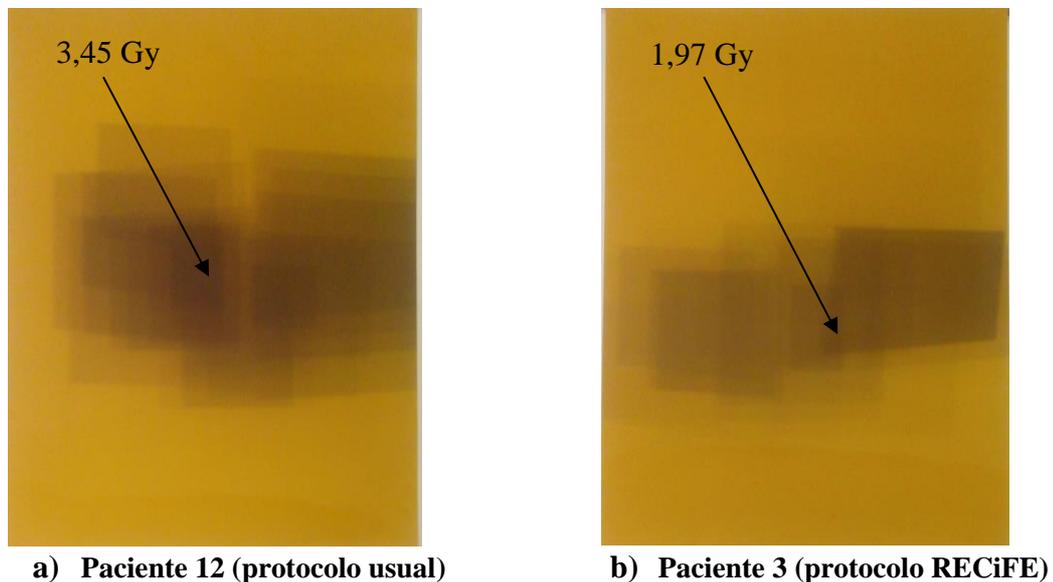
Figura 29 - Distribuição da MDP e variação do feixe de campo de radiação observada em um filme radiocrômico usado durante os procedimentos de EAP realizados com o protocolo RECIFE.



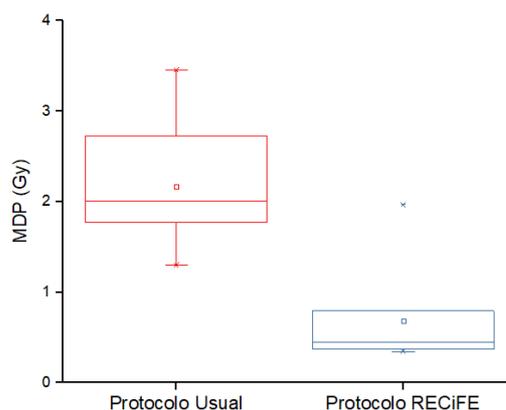
- **Comparação dos valores de MDP dos pacientes avaliados com o protocolo usual e protocolo de otimização RECiFE.**

A Figura 30 mostra o filme radiocrômico com maior MDP usado durante o procedimento de EAP realizado com o protocolo usual (a) e o protocolo de otimização RECiFE (b).

Figura 30 - Distribuição MDP e variação do feixe de campo de radiação observada em um filme radiocrômico usado durante os procedimentos de EAP realizados com o a) protocolo usual e b) protocolo RECiFE.



Os resultados obtidos mostram que, com a otimização do procedimento de EAP com o protocolo RECiFE, o valor médio de MDP teve uma redução de até 68,4%. A Figura 31 mostra a distribuição da dose na pele do paciente durante os procedimentos de EAP com o protocolo usual e o protocolo RECiFE, observando-se um valor extremo no protocolo RECiFE correspondente ao paciente 3.

Figura 31 - Distribuição da MDP durante os procedimentos de EAP.

Na Tabela 15 são apresentados os valores médios totais do MDP comparados com dados encontrados na literatura de procedimentos complexos de intervencionismo (no foram encontrados estudos MDP para procedimento de EAP), mostrando valores próximos.

Tabela 15 - Valores médios do MDP durante procedimentos intervencionistas complexos.

Autores	Procedimentos	MDP (mGy)
Miller et al., 2003	SPIT	2168
	NE	1977
	EA pélvica	1817
Khoury et al., 2015	QT	1860
Neste estudo	EAP protocolo usual	2163
	EAP protocolo RECIFE	683

Legenda: SPIT, shunt portossistêmico intra-hepático transjugular; NE, neuroembolização; EA pélvica, embolização arterial pélvica; QT, quimioembolização transarterial; EAP, embolização das artérias prostáticas.

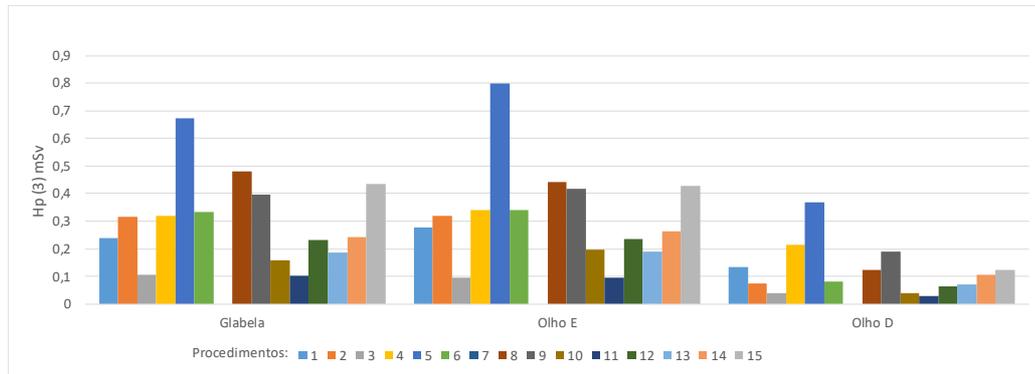
4.2 Dosimetria ocupacional

4.2.1 Dosimetria com TLD

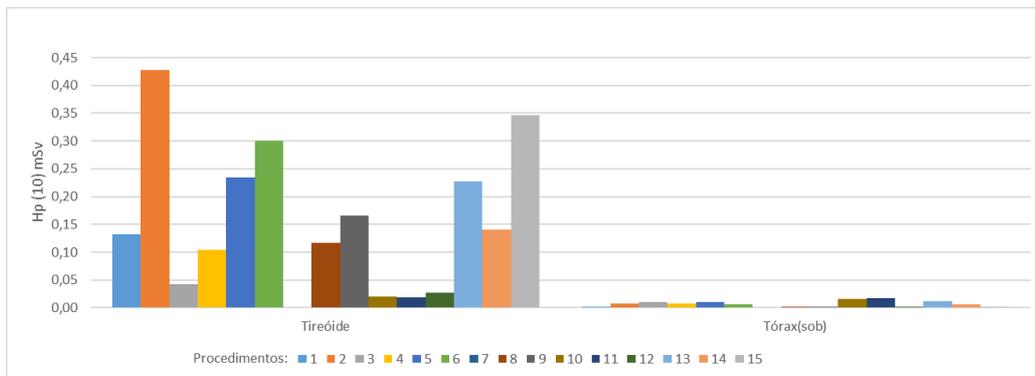
- **Médicos avaliados com o protocolo usual.**

A Figura 32 mostra a distribuição de valores de equivalente de dose pessoal Hp (d) nas diferentes regiões do corpo do médico principal monitoradas durante os procedimentos de EAP no protocolo usual. Deve-se destacar que não foi registrado o procedimento 7 para Hp (3) e Hp (10) e os procedimentos 1, 8 e 12 para Hp (0,07).

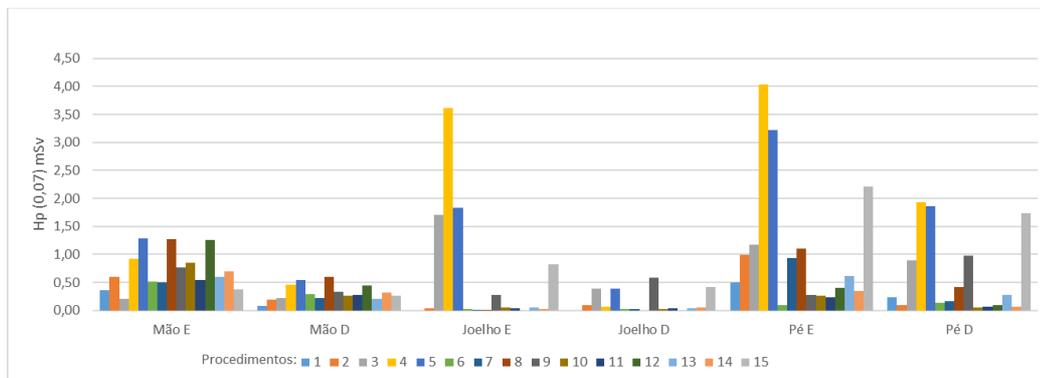
Figura 32 - Distribuição dos valores Hp (d) do médico principal durante os procedimentos de EAP no protocolo usual.



a) Hp (3)



b) Hp (10)



c) Hp (0,07)

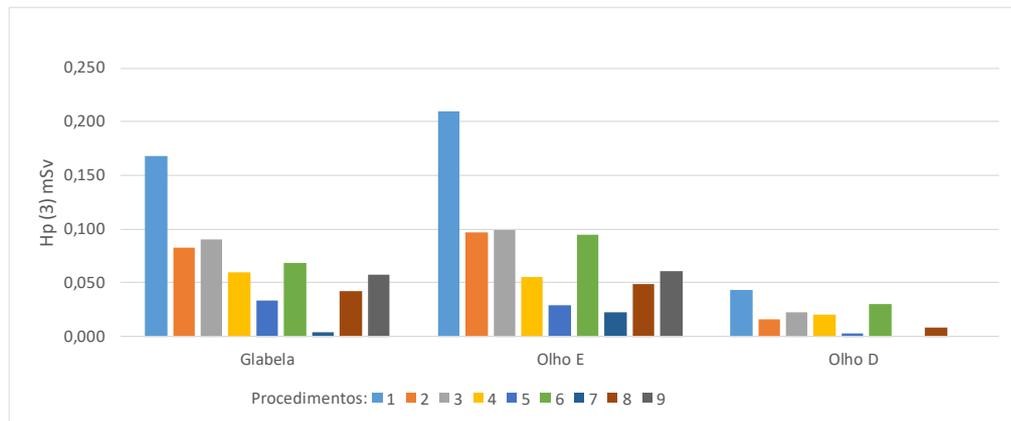
Os valores de equivalente de dose pessoal Hp (d) apresentados na Figura 32 mostram que o lado esquerdo do médico principal foi o lado mais exposto, principalmente na região das extremidades inferiores.

- **Médicos avaliados com o protocolo de otimização RECiFE.**

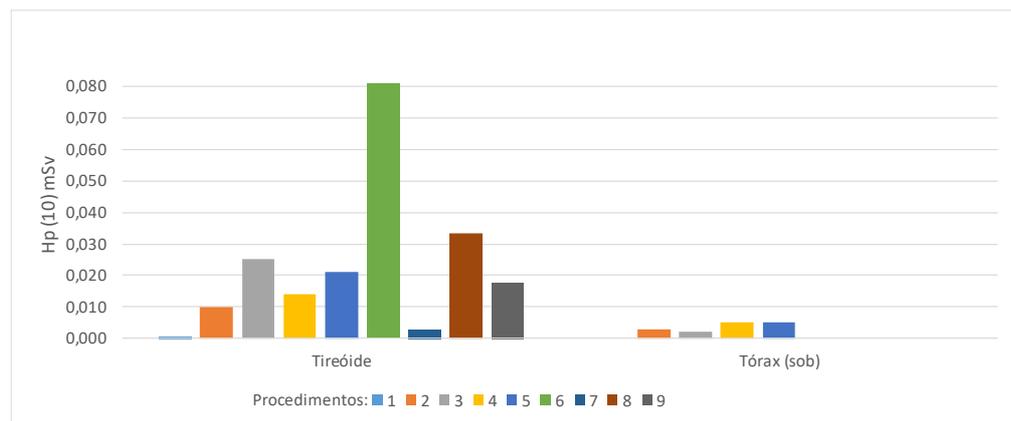
A Figura 33 mostra a distribuição de valores de equivalente de dose pessoal Hp (d) nas diferentes regiões do corpo do médico principal monitoradas durante os procedimentos de

EAP no protocolo RECiFE. Deve-se destacar que não foram registrados os procedimentos 2, 3, 4 e 5 para Hp (0,07).

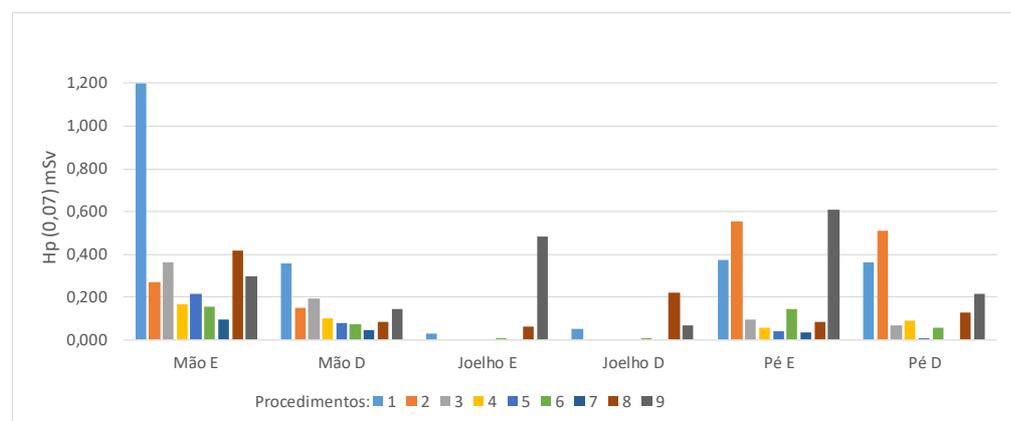
Figura 33 - Distribuição dos valores Hp (d) do médico principal durante os procedimentos de EAP no protocolo RECiFE.



a) Hp (3)



b) Hp (10)



c) Hp (0,07)

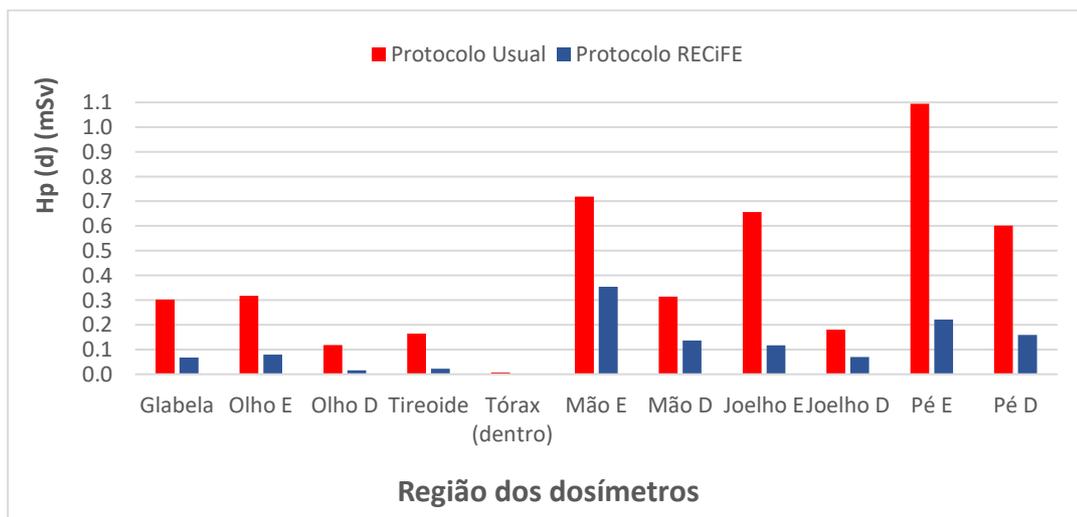
Os valores de equivalente de dose pessoal Hp (d) apresentados na Figura 33 mostram que o lado esquerdo do médico principal foi o lado mais exposto. O valor de Hp (0,07) na mão

esquerda no procedimento 1 foi o maior (1,197 mSv), comparado com as outras regiões monitoradas, porque este procedimento em particular demorou uma hora e quarenta e cinco minutos pela complexidade anatômica do paciente.

- **Comparação da dosimetria pessoal do médico principal avaliado com o protocolo usual e protocolo de otimização RECiFE.**

A Figura 34 mostra a distribuição nas diferentes regiões do corpo do equivalente de dose pessoal Hp (d) do médico principal durante os procedimentos de EAP antes e depois da otimização do protocolo.

Figura 34 - Distribuição da média dos valores absolutos Hp (d) do médico principal durante os procedimentos de EAP.



Pode ser observada a diminuição dos valores de Hp (d) com o protocolo RECiFE, em todas as regiões, o lado esquerdo do médico principal recebe maior radiação que o lado direito, isto é, porque o tubo de raios X ficou em todos os procedimentos do lado esquerdo do médico principal embaixo da mesa do paciente; observa-se que, com o protocolo usual o pé esquerdo recebe maior radiação que nas outras regiões analisadas.

Na Tabela 16 são mostrados os valores médio com desvio padrão e mínimo - máximo do equivalente de dose pessoal do médico principal durante os procedimentos de EAP; note-se que os maiores percentis de redução foram na região do olho direito, da tireoide e do joelho esquerdo, atingindo-se mais de 80% de redução; a menor redução ocorreu na mão esquerda,

com 50,8% de redução do equivalente de dose, influenciado pelo valor medido no procedimento 1.

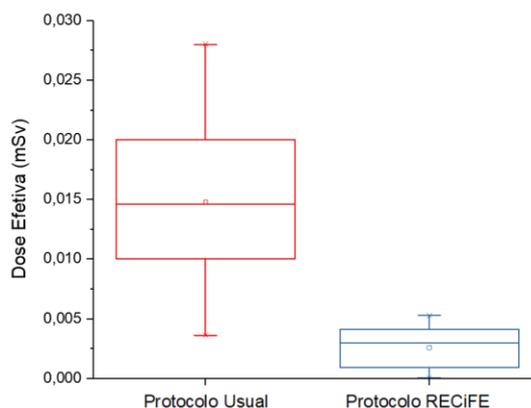
Tabela 16 - Valores absolutos do equivalente de dose do médico principal durante os procedimentos de EAP.

Localização	Hp (d) (mSv)				% de redução da média
	Protocolo usual		Protocolo RECiFE		
	média	(min.-máx.)	média	(min.-máx.)	
glabela	0,302±0,16	(0,104-0,673)	0,067±0,046	(0,0041-0,1675)	77,7
olho esq.	0,317±0,18	(0,094-0,798)	0,080±0,056	(0,0224-0,2094)	74,9
olho dir.	0,118±0,090	(0,027-0,367)	0,016±0,015	(0,0000-0,0434)	86,4
tireóide	0,165±0,13	(0,019-0,428)	0,023±0,024	(0,0008-0,0808)	86,1
tórax (dentro)	0,007±0,005	(0,001-0,018)	0,002±0,0022	(0,0000-0,0050)	77,2
mão esq.	0,718±0,34	(0,203-1,286)	0,354±0,33	(0,0975-1,1974)	50,8
mão dir.	0,315±0,14	(0,084-0,594)	0,136±0,095	(0,0430-0,3564)	56,7
joelho esq.	0,657±1,1	(0,009-3,610)	0,117±0,207	(0,0000-0,4835)	82,2
joelho der.	0,181±0,20	(0,031-0,583)	0,070±0,090	(0,0000-0,2233)	61,3
pé esq.	1,094±1,2	(0,094-4,026)	0,221±0,229	(0,0338-0,6097)	79,8
pé dir.	0,602±0,70	(0,060-1,935)	0,159±0,174	(0,0000-0,5120)	73,5

A partir dos valores médios registrados de Hp (3) no olho esquerdo, para uma carga de trabalho anual de 36 procedimentos de EAP, o nível de investigação por ano para o cristalino (olhos) de 6 mSv é excedido. Com a otimização do procedimento, a carga de trabalho poderia aumentar para o dobro de procedimentos no ano, sem exceder o nível de investigação.

Com o emprego do protocolo RECiFE, a dose efetiva recebida pelo médico principal foi reduzida em 82,6 %, devido à diminuição da radiação espalhada provocada pela redução da largura de pulso no modo de trabalho DSA. A Figura 35 mostra a distribuição da dose efetiva do médico principal obtida com o protocolo usual e o protocolo RECiFE.

Figura 35 - Distribuição da dose efetiva do médico principal durante os procedimentos de EAP.



5 CONCLUSÃO

A avaliação das doses nos pacientes e na equipe médica nos 24 procedimentos intervencionistas de embolização das artérias prostáticas (EAP) para o tratamento da hiperplasia prostática benigna (HPB) realizada neste estudo e a implementação do protocolo de otimização RECiFE permitem concluir que:

Os resultados obtidos mostram que, com o protocolo usual, os valores médios de $K_{a,r}$ e MDP atingiram valores superiores ao limiar de ocorrência de eritema transitório na pele (2 Gy), em 100% e 42%, respectivamente. No caso dos valores médios do P_{KA} , este limite é de 300 Gy.cm², 73,3% dos procedimentos avaliados receberam doses de radiação superiores a esse limite. Considerando o valor médio registrado de H_p (d), o lado esquerdo do médico principal recebeu, em média, 59% mais dose que o lado direito.

Os resultados obtidos mostram que, com o protocolo RECiFE, os valores médios de P_{KA} , $K_{a,r}$ e MDP não atingiram os valores limites de ocorrência de eritema transitório na pele. Considerando o valor médio registrado de H_p (d), o lado esquerdo do médico principal recebeu, em média, 52% mais dose de radiação que o lado direito.

Finalmente, conclui-se que o novo protocolo de otimização RECiFE proposto neste trabalho é eficaz em reduzir as doses para pacientes e trabalhadores em torno de 80%, aumentando a vida útil do equipamento e aumentando ao dobro o número possível de procedimentos anuais de EAP.

REFERÊNCIAS

ANDRADE, G.; KHOURY, H. J.; GARZÓN, W. J.; DUBOURCQ, F.; BREDOW, M. F.; MONSIGNORE, L. M.; ABUD, D. G. Radiation Exposure of Patients and Interventional Radiologists during Prostatic Artery Embolization: A Prospective Single-Operator Study **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 28, n. 4, p. 517 – 521, 2017.

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. **Portaria Federal No. 453 de 1/06/1998**, Brasil: VISALEGIS, 1998.

ARTIS ZEE/ZEEGO. **Manual do Utilizador Volume 1**. Siemens AG, Muenchen, 2009.

BAAZEEM, A.; ELHILALI, M. M. Surgical management of benign prostatic hyperplasia: current evidence. **Nature clinical practice. Urology**, v. 5, n. 10, p. 540–9, 2008.

BAGLA, S.; RHOLL, K. S.; STERLING, K. M.; VAN BREDA, A.; PAPADOURIS, D.; COOPER, J. M. Utility of cone-beam CT imaging in prostatic artery embolization. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 24, p.1603-7, 2013.

BALTER, S. Stray radiation in the cardiac catheterization laboratory. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 94, n. 1–2, p. 183–188, 2001.

BALTER, S. Capturing patient doses from fluoroscopically based diagnostic and interventional systems. **Health Physics**, v. 95, n.5, p. 535-540, 2008.

BALTER, S.; MILLER, D. L. Patient skin reactions from interventional fluoroscopy procedures. **American Journal of Roentgenology**, v. 202, n. 4, p. 335–343, 2014.

BEHRENS, R. Air kerma to HP (3) conversion coefficients for a new cylinder phantom for photon reference radiation qualities. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 151, n. 3, p. 450–455, 2012.

BHATIA, S.; HARWARD, S. H.; SINHA, V. K.; NARAYANAN, G. Prostate artery embolization via transradial or transulnar versus transfemoral arterial access: technical results. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 28, n. 6, p. 898-905, 2017.

BOLAND, G. W. L.; MURPHY, B.; ARELLANO, R. Dose reduction in gastrointestinal and genitourinary fluoroscopy: use of grid-controlled pulsed fluoroscopy. **American Journal of Roentgenology**, 175:1453–457, 2000.

BORRÁS, C.; HUDA, W.; ORTON, C. G. The use of effective dose for medical procedures is inappropriate. **Medical Physics**, v. 37, n. 7, p. 3497, 2010.

BRASSELET, C.; BLANPAIN, T.; MANGINA, S. T.; DESCHILDRE, A.; DUVAL, S.; VITRY, F.; PETIT, N. G.; CLÉMENT, J. P.; METZ, D. Comparison of operator radiation exposure with optimized radiation protection devices during coronary angiograms and ad hoc percutaneous coronary interventions by radial and femoral routes. **European Heart Journal**, v.29, p. 63–70, 2008.

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 101–115, 2009.

CARNEVALE, F. C.; ANTUNES, A. A.; DA MOTTA LEAL FILHO, J. M.; DE OLIVEIRA CERRI, L. M.; BARONI, R. H.; MARCELINO, A. S. Z.; FREIRE, G. C.; MOREIRA, A. M.; SROUGI, M.; CERRI, G. G. Prostatic artery embolization as a primary treatment for benign prostatic hyperplasia: Preliminary results in two patients. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 33, n. 2, p. 355–361, 2010.

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear, Restrição de Dose, Níveis de Referência Ocupacionais e Classificação de Áreas, **PR-3.01/004**, Brasil, 2011.

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear, Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear, **CNEN-NN-3.05**, Brasil, 2013.

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, **CNEN-NN-3.01**, Brasil, 2014.

CHIDA, K.; INABA, Y.; SAITO, H.; ISHIBASHI, T.; TAKAHASHI, S.; KOHZUKI, M.; ZUGUCHI, M. Radiation dose of interventional radiology system using a flat-panel detector. **Vascular and Interventional Radiology**, v. 193, p. 1680-1685, 2009.

CHIDA, K.; KATO, M.; SAITO, H.; ISHIBASHI, T.; TAKAHASHI, S.; KOHZUKI, M.; ZUGUCHI, M. Optimizing patient radiation dose in intervention procedures. **Acta Radiológica**, v. 51, n. 1, p. 33–39, 2010.

CIRAJ-BJELAC, O.; REHANI, M. M.; SIM, K. H.; LIEW, H. B.; VAÑO, E.; KLEIMAN, N. J. Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: Is there reason for concern? **Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 76, n. 6, p. 826–834, 2010.

COVENS, P.; BERUS, D.; BULS, N.; CLERINX, P.; VANHAVERE, F. Personal Dose Monitoring in Hospitals: Global Assessment, Critical Applications and Future Needs. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 124, n. 3, p. 250-259, 2007.

DATASUS, 2008.

DEMERRITT, J. S.; ELMASRI, F. F.; ESPOSITO, M. P.; ROSENBERG, G. S. Case Report Relief of Benign Prostatic Hyperplasia- Transarterial Polyvinyl Alcohol Prostate Embolization 1. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, p. 767–770, 2000.

ECKHARDT, M. D.; VAN VENROOIJ, G. E. P. M.; VAN MELICK, H. H. E.; BOON, T. A. Prevalence and bothersomeness of lower urinary tract symptoms in benign prostatic hyperplasia and their impact on well-being. **The Journal of Urology**, v. 166, n. 2, p. 563–568, 2001.

EUROPEAN COMMISSION. Council directive 97/43 Euratom on health protection of individuals against the dangers of ionizing Radiation in relation to medical exposure, and repealing directive 84/466 Euratom. **Official Journal no. L180**. Luxembourg, Belgium: European Commission; 22–27, 1997.

EUROPEAN COMMISSION. Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation, **Radiation Protection no. 160**, 2009.

FAINTUCH, S.; MOSTAFA, E. M.; CARNEVALE, F. C.; GANGULI, S.; RABKIN, D. J.; GOLDBERG, S. N. Prostatic artery embolization as a primary treatment for benign prostatic hyperplasia in a canine model [abstract]. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, 19 Suppl: S7, 2008.

FARAH, J.; TRIANNI, A.; CIRAJ-BJELAC, O.; CLAIRAND, I.; DE ANGELIS, C. Characterization of XR-RV3 GafChromic films in standard laboratory and in clinical conditions and means to evaluate uncertainties and reduce errors. **Medical Physics**, v. 42, n. 7, p. 4211-4226, 2015.

GARCIA-MONACO, R.; GARATEGUI, L.; KIZILEVSKY, N.; PERALTA, O.; RODRIGUEZ, P.; PALACIOS-JARAQUEMADA, J. Human cadaveric specimen study of the prostatic arterial anatomy: Implications for arterial embolization. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 25, n. 2, p. 315–322, 2014.

GARRAWAY, W. M.; LEE, R. J.; COLLINS, G. N. High prevalence of benign prostatic hypertrophy in the community. **The Lancet**, v. 338, n. 8765, p. 469–471, 1991.

GARZÓN, W. J.; ANDRADE, G.; DUBOURCQ, F.; ABUD, D. G.; BREDOW, M.; KHOURY, H. J.; KRAMER, R. Prostatic artery embolization: radiation exposure to patients and staff. **Journal of Radiological Protection**, v. 36, n. 2, p. 246–254, 2016.

GUALDRINI, G.; MARIOTTI, F.; WACH, S.; BILSKI, P.; DENOZIERE, M.; DAURES, J.; BORDY, J. M.; FERRARI, P.; MONTEVENTI, F.; FANTUZZI, E.; VANHAVERE, F. A new cylindrical phantom for eye lens dosimetry development. **Radiation Measurements**, v. 46, n. 11, p. 1231–1234, 2011.

HIDAJAT, N.; WUST, P.; FELIX, R.; SCHRODER, R. J. Radiation exposure to patient and staff in hepatic chemoembolization: risk estimation of cancer and deterministic effects. **Cardiovascular Intervention Radiology**; v. 29 n. 5 p 791–796, 2006.

IAEA. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical Reports Series No 457. **International Atomic Energy Agency**. 2007.

IAEA, Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye - Interim Guidance for Use and Comment. **International Atomic Energy Agency** IAEA, TECDOC-1731. Vienna, 2013.

ICRP, International Commission on Radiological Protection, General Principles for the Radiation Protection of Workers, **Publication 75**, v. 27, n.1, 1997

ICRP, International Commission on Radiological Protection, "Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85," **Ann. ICRP 30**, 2000.

ICRP, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection: ICRP publication 103. **Ann International Commission on Radiological Protection**; 37:1–332, 2007.

ICRP, International Commission on Radiological Protection, Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. **ICRP Publication 118**. **Ann. ICRP 41 (1/2)**, 2012

ICRU. Quantities and units in radiation protection dosimetry. ICRU report 51. Bethesda, Md: **Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements**, 1993.

ICRU. Patient dosimetry for x rays used in medical imaging, ICRU report 74. **Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements**, v. 5, Issue 2, 1 December, Pages iv–vi, 2005.

IEC. Report 60580:2000. Medical electrical equipment - dose area product meter. **International Electrotechnical Commission**. IEC 60580, 2000.

IEC. Report 61267:2005. Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics. **International Electrotechnical Commission**. IEC 61267, 2005.

ISO. X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy, Part 1: Radiation characteristics and production methods. **International Organization for Standardization**, ISO 4037-1, 1996.

ISO. X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy, Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. **International Organization for Standardization**, ISO 4037-3, 1999.

ISO. International Organization for Standardization, Radiological protection — Procedures for monitoring the dose to the lens of the eye, the skin and the extremities. **International Organization for Standardization** ISO-15382 , 2015

JÄRVINEN, H.; BULS, N.; CLERINX, P.; JANSEN, J.; MILJANIĆ, S.; NIKODEMOVA, D.; RANOGAJEC-KOMOR, M.; D'ERRICO. Overview of double dosimetry procedures for the determination of the effective dose to the interventional radiology staff. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1-3, p. 333-339, 2008a.

JÄRVINEN, H.; BULS, N.; CLERINX, P.; MILJANIĆ, S.; NIKODEMOVA, D.; RANOGAJEC-KOMOR, M.; STRUELENS, L.; D'ERRICO. Comparison of double dosimetry algorithms for estimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 131, n. 1, p. 80-86, 2008b.

JEON, G. S.; WON, J. H.; LEE, B. M.; KIM, J. H.; AHN, H. S.; LEE, E. J.; PARK, S. IL; PARK, S. W. The Effect of Transarterial Prostate Embolization in Hormone-induced Benign Prostatic Hyperplasia in Dogs: A Pilot Study. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 20, n. 3, p. 384–390, 2009.

KASSABIAN, V. S. Sexual function in patients treated for benign prostatic hyperplasia. **The Lancet**, v. 361, n. 9351, p. 60–62, 2003.

KHOURY, H. J.; GARZON, W. J.; ANDRADE, G.; LUNELLI, N.; KRAMER, R.; DE BARROS, V. S. M.; HUDA, A. Radiation exposure to patients and medical staff in hepatic chemoembolization interventional procedures in Recife, Brazil. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 165, n. 1-4, p. 263-267, 2015.

KIM, K. P.; MILLER, D. L. Minimizing radiation exposure to physicians performing fluoroscopically guided cardiac catheterization procedures: a review. **Radiation Protection Dosimetry**, v.133, n. 4, p. 227–233, 2009.

KIM, K. P.; MILLER, D. L.; BERRINGTON DE GONZALEZ, A.; BALTER, S.; KLEINERMAN, R. A.; OSTROUMOVA, E.; SIMON, S. L.; LINET, M. S. Occupational Radiation Doses To Operators Performing Fluoroscopically-Guided Procedures. **Health Physics Society**, v. 103, n. 1, p. 80–99, 2012.

KLEIN, L. W.; MILLER, D. L.; BALTER, S.; LASKEY, W.; HAINES, D.; NORBASH, A.; MAURO, M. A.; GOLDSTEIN, J. A. Occupational Health Hazards in the Interventional Laboratory: Time for a Safer Environment. **Radiology. Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 73, n. 3, p. 432-438, 2009.

LOURENCO, T.; PICKARD, R.; VALE, L.; GRANT, A.; FRASER, C.; MACLENNAN, G.; N'DOW, J. Minimally invasive treatments for benign prostatic enlargement: systematic review of randomised controlled trials. **British Medical Journal**, v. 337, n. a1662, p. 1–8, 2008.

MAURICIO, C. L. P.; SILVA, H. L. R.; SILVA, C. R. OF RADIATION SCIENCES Análise dos registros de dose ocupacional externa no Brasil. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, p. 1–18, 2015.

MAURO, M. A. Can hyperplastic prostate follow uterine fibroids and be managed with transcatheter arterial embolization? **Radiology**, v. 246, n. 3, p. 657–658, 2008.

MERIT. Disponível em: <<https://merit-decortinteractiv.netdna-ssl.com>>. Acesso em: 01 dez. 2017.

MILLER, D. L.; BALTER, S.; COLE, P. E.; LU, H. T.; SCHUELER, B. A.; GEISINGER, M.; CARDELLA, J. F. Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study part I: overall measures of dose. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 14, n. 6, p. 711-727, 2003.

NCRP. Radiation protection for procedures performed outside the radiology department. NCRP report 133. Bethesda, Md: **National Council on Radiation Protection and Measurements**, 2000.

NCRP. Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Procedures. **National Council on Radiation Protection and Measurements**. NCRP Report No. 168, Bethesda, 2010.

NIKLASON, L. T.; MARX, M. V.; CHAN, H. P. Interventional radiologists: occupational Radiation doses and risks. **Radiology**; 187:729–733, 1993.

PADOVANI, R.; BERNARDI, G.; QUIA, E.; SIGNOR, M.; TOH, H. S.; MOROCUTTI, G.; SPEDICATO, L. Retrospective evaluation of occurrence of skin injuries in interventional cardiac procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1–3, p. 247–250, 2006.

PAGES, J. Effective dose and dose to the crystalline lens during angiographic procedures. **JBR-BTR (Journal Belge de Radiologie - Belgisch Tijdschrift voor Radiologi)**; 83:108–110, 2000.

PATEL, A. K.; CHAPPLE, C. R. Benign prostatic hyperplasia: treatment in primary care. **British Medical Journal (Clinical research ed.)**, v. 333, n. 7567, p. 535–539, 2006.

PISCO, J.; CAMPOS PINHEIRO, L.; BILHIM, T.; DUARTE, M.; RIO TINTO, H.; FERNANDES, L.; VAZ SANTOS, V.; OLIVEIRA, A. G. Prostatic Arterial Embolization for Benign Prostatic Hyperplasia: Short- and Intermediate-term Results. **Radiology**, v. 266, n. 2, p. 668–677, 2013.

POOLEY, R. A.; MCKINNEY, M.; MILLER, D. A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. **RadioGraphics**, v. 21, p. 521-534, 2001.

PRATT, T. A.; SHAW, A. J. Factors affecting the Radiation dose to the lens of the eye during cardiac catheterization procedures. **British Journal of Radiology**; 66:346–350, 1993.

REHANI, M. M.; VAÑO, E.; CIRAJ-BJELAC, O.; KLEIMAN, N. J. Radiation and cataract. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 147, n. 1–2, p. 300–304, 2011.

RODRIGUES, B. B. D. **Análise dos aspectos dosimétricos , de radioproteção e controle de qualidade em cardiologia intervencionista . uma proposta para otimização da prática.** Universidade Federal do Rio de Janeiro, p. 156, 2012.

ROSEN, R. C.; GIULIANO, F.; CARSON, C. C. Sexual dysfunction and lower urinary tract symptoms (LUTS) associated with benign prostatic hyperplasia (BPH). **European Urology**, v. 47, n. 6, p. 824–837, 2005.

SALUD CONSULTAS. Disponível em: < <https://www.saludconsultas.com/>>. Acesso em: 01 dez. 2017.

SCHUELER, B. A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents-General Overview of Fluoroscopic imaging. **RadioGraphics**, v. 20, p. 1115-1126, 2000.

SEIBERT, J. A. Flat panel detector: how much better are they? **Pediatric Radiology**, v. 36, P. 173-181, 2006.

SIEMENS HEALTHCARE. Disponível em: <<https://www.healthcare.siemens.com/angio/innovations-technologies/care-clear>>. Acesso em: 01 dez. 2017.

SPRALWS, P. Physical Principles of Medical Imaging, ed 2, U.S. 1993: **Aspen Pub**; 2 Sub edition (maio 1993).

STROBEL, N.; MEISSNER, O.; BOESE, J.; BRUNNER, T.; HEIGL, B.; HOHEISEL, M.; SCHOLZ, B. 3D Imaging with Flat-Detector C-Arm Systems. In Multislice CT. **Springer**, Berlin, Heidelberg. p. 33-51, 2009.

STRYKER NEUROVASCULAR. Disponível em: < <https://www.strykerneurovascular.com> >. Acesso em: 01 dez. 2017.

SUN, F.; SÁNCHEZ, F. M.; CRISÓSTOMO, V.; LIMA, J. R.; LUIS, L.; GARCÍA-MARTÍNEZ, V.; LÓPEZ-SÁNCHEZ, C.; USÓN, J.; MAYNAR, M. Benign prostatic hyperplasia: transcatheter arterial embolization as potential treatment--preliminary study in pigs. **Radiology**, v. 246, n. 3, p. 783–789, 2008.

TRIANNI, A.; BERNARDI, G.; PADOVANI, R. Are New Technologies Always Reducing Patient Doses in Cardiac Procedures? **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1-3, p. 97-101, 2005.

UNEP - United Nations Environment Program. **Radiação, Efeitos e Fontes** (Versão ao português). 2016

UNSCEAR. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Report to the general assembly with scientific annexes, vol. II: effects. New York: **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation**, 2008.

VALENTIN, J. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures: ICRP Publication 85. **Annals of the ICRP**, v. 30, n. 2, p. 7–67, 2000.

VAN MELICK, H. H. E.; VAN VENROOIJ, G. E. P. M.; ECKHARDT, M. D.; BOON, T. A. A. Randomized Controlled Trial Comparing Transurethral Resection of the Prostate, Contact Laser Prostatectomy and Electrovaporization in Men With Benign Prostatic Hyperplasia: Analysis of Subjective Changes, Morbidity and Mortality. **The Journal of Urology**, v. 169, n. 4, p. 1411–1416, 2003.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; GUIBELALDE, E.; FERNANDEZ, J. M.; TEN, JI. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. **British Journal of Radiology**; 71:954–960, 1998a.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; BENEYTEZ, F.; MORENO, F. Lens injuries induced by occupational exposure to non-optimized interventional radiology laboratories. **British Journal of Radiology**; 71:728–733, 1998b.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; FERNANDEZ, J. M.; PRIETO, C.; GUIBELALDE, E. Influence of patient thickness and operation modes on occupational and patient radiation doses in interventional cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**; 118: 325–330, 2006a.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; FERNANDEZ, J.M.; ALFONSO, F.; MACAYA, C. Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up. **British Journal of Radiology**; 79:383–88, 2006b.

VAÑO, E.; KLEIMAN, N. J.; DURAN, A.; ROMANO-MILLER, M.; REHANI, M. M. Radiation-associated lens opacities in catheterization personnel: Results of a survey and direct assessments. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 24, n. 2, p. 197–204, 2013.

VARKARAKIS, J.; BARTSCH, G.; HORNINGER, W. Long-Term Morbidity and Mortality of Transurethral Prostatectomy: A 10-Year Follow-Up. **The Prostate**, v. 58, n. 3, p. 248–251, 2004.

VON BOETTICHER, H.; LACHMUND, J.; HOFFMANN, W. An analytic approach to double dosimetry algorithms in occupational dosimetry using energy dependent organ dose conversion coefficients. **Health Physics**, v. 99, n. 6, p. 800-805, 2010.

APÊNDICE B – OBTENÇÃO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS DO ANGIÓGRAFO SIEMENS ARTIS ZEE.

Para a medição clínica do P_{KA} , uma câmara de ionização de transmissão de placas paralelas, com área suficiente para abranger todo o feixe de raios X, é colocada à saída do feixe, após o colimador, para monitorar a exposição total do paciente. O medidor de P_{KA} deverá indicar o produto kerma ar-área do feixe incidente no plano de entrada do paciente (IEC, 2000). Para obter uma precisão adequada nas medidas de dose no paciente, é recomendado corrigir as medidas de P_{KA} fornecidas pela câmara de ionização por um fator de correção. O fator de correção leva em consideração as diferenças entre o P_{KA} fornecido pela câmara de ionização na saída do colimador e o P_{KA} da radiação que incide sobre o paciente. De acordo com a norma 60580 da IEC, uma incerteza padrão combinada de 25% ($k=2$) não deve ser ultrapassada em medições do P_{KA} na faixa de energias do radiodiagnóstico (IEC, 2000).

A determinação dos fatores de correção das câmaras de ionização de placas paralelas do angiógrafo foi realizada utilizando a metodologia descrita no Apêndice IX do relatório técnico 457 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2007). Foi colocada uma chapa de cobre na entrada do receptor de imagens para atenuar o feixe e protegê-lo. Uma câmara de ionização dedal marca Radcal, modelo 20X6-3, calibrada no Laboratório de Metrologia das radiações ionizantes (LMRI) nas energias típicas de radiodiagnóstico, foi colocada em cima da mesa do paciente a uma distância do foco do tubo de raios X de 64 cm. No mesmo plano da câmara, foi colocado um filme radiocrômico com o objetivo de determinar a área do campo de radiação nesse plano. Foi ajustado o colimador com um pequeno campo suficiente para cobrir o elemento sensível da câmara. Foi então realizada uma exposição em modo de angiografia de subtração digital suficiente para sensibilizar o filme e delinear o campo de radiação. Depois, foi medido o valor do kerma ar pela câmara de ionização e, simultaneamente, registrado o valor de P_{KA} fornecido pelo equipamento para esta exposição.

O P_{KA} estimado pelo produto da leitura do kerma ar e o valor da área transversal ao campo de radiação foi obtido pela seguinte equação:

$$P_{KA} = k_a * K_Q * F_{P,T} * A$$

onde k_a é o kerma ar medido com a câmara de ionização de referência, K_Q é o fator de calibração da câmara, $F_{P,T}$, é o fator de correção para pressão e temperatura ambientais e A é a área do campo de radiação medida com o filme radiocrômico.

Por fim, o fator de correção foi calculado como a razão do P_{KA} medido com a câmara de ionização de referência e o valor de P_{KA} fornecido pelo equipamento angiográfico. O fator de correção da câmara de ionização de placas paralelas para o equipamento de angiografia utilizado nesse estudo é 0,79.