



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E  
NUCLEARES

ARÍCIA RAVANE PEREIRA DA CRUZ

**AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS  
PARA TRATAMENTO DE LITÍASE URINÁRIA**

Recife

2022

ARÍCIA RAVANE PEREIRA DA CRUZ

**AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS  
PARA TRATAMENTO DE LITÍASE URINÁRIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Centro de Tecnologia e Geociências da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Aplicações de Radioisótopos na Indústria e Medicina.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

Recife

2022

Catálogo na fonte  
Bibliotecário Gabriel Luz CRB4 / 2222

C957a Cruz, Arícia Ravane Pereira da.  
Avaliação da dose ocupacional em procedimentos cirúrgicos para tratamento de litíase urinária / Arícia Ravane Pereira da Cruz. 2022.  
90 f., figs., tabs., abrev. e siglas.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.  
Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares,  
Recife, 2022.  
Inclui referências, apêndices.

1. Tecnologias energéticas e nucleares. 2. Litíase urinária. 3. Nefrolitotripsia percutânea. 4. Ureterorrenolitotripsia. 5. Fluoroscopia. 6. Dosimetria ocupacional. I. Khoury, Helen Jamil (Orientadora). II. Título.

UFPE

621.4837 CDD (22. ed.)

BCTG/2022-193

**ARÍCIA RAVANE PEREIRA DA CRUZ**

**AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS  
PARA TRATAMENTO DE LITÍASE URINÁRIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Centro de Tecnologia e Geociências da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Aplicações de Radioisótopos na Indústria e Medicina.

Aprovado em: 07/03/2022

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin (Membro Externo)  
Instituto de Pesquisa Pelé Pequeno Príncipe

---

Prof. Dr. William Jaramillo Garzon (Membro Externo)  
Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colômbia

---

Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros  
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

## AGRADECIMENTOS

A Deus por me conceder o dom da vida, por me confortar em todas as horas difíceis e por me dar a força para perseverar nos meus objetivos.

Aos meus pais, William e Eliana, e às minhas irmãs, Lana e Ariane, por serem o meu porto seguro e por me apoiarem incondicionalmente.

À professora Dra. Helen Jamil Khoury por toda dedicação, apoio e conselhos valiosos que foram imprescindíveis para realização deste trabalho.

Aos professores Dra. Viviane Asfora e Dr. Vinícius Saito pelas sugestões e incentivo ao meu desenvolvimento acadêmico.

Às equipes médicas de urologia das instituições acompanhadas, especialmente, ao Dr. Seráfico Pereira Cabral Junior, pela disponibilidade e pelo suporte fundamentais para a concretização deste projeto.

Aos amigos do LMRI e do LPR: Ana Dayse, André, Caio, Dayana, Égita, Sr. Elias, Itayana, Kendy e Ivan por estarem sempre dispostos a me ajudar e me aconselhar.

Aos queridos amigos Gabriela Tereza, Ivysson Lima, Wladimir Filho, Lucas Amorim, Charles Nilton, Maria Thalita, Boisguillebert Andrade, Bruno Soares, Jorge Savignon, Yelina Gonzalez e Jaaziel Adryan pelo acolhimento, amizade e apoio em todos os momentos. Em especial, também gostaria de agradecer à Alcilene Cristina, Lilian Torres e Luiz Matheus pelo companheirismo e pela ajuda imensurável em diversas etapas desta pesquisa.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão da bolsa de mestrado.

## RESUMO

A nefrolitotripsia percutânea (NLPC) e a ureterorrenolitotripsia (UR) são consideradas modalidades de tratamento endourológico de primeira linha para litíase urinária, de modo que ambas as técnicas fazem uso intraoperatório de fluoroscopia para visualização do sistema coletor e localização dos cálculos urinários. Entretanto, apesar dos benefícios gerados, tais procedimentos cirúrgicos podem acarretar exposições fluoroscópicas de longa duração, submetendo a equipe médica aos riscos associados à radiação ionizante. O presente estudo apresenta os resultados da avaliação dosimétrica ocupacional para procedimentos de nefrolitotripsia percutânea e de ureterorrenolitotripsia, realizados em três hospitais da cidade de Recife, Pernambuco. Foram monitorados 30 procedimentos de NLPC e 23 procedimentos de UR, realizados com equipamentos de arco em C de um mesmo fabricante, dotados de intensificador de imagem. Para a dosimetria ocupacional, foram utilizados dosímetros termoluminescentes na região dos olhos, mãos, joelhos e pés dos profissionais; além de dosímetros opticamente estimulados posicionados nas regiões do tórax e da tireoide, para avaliação da dose efetiva. Os resultados mostraram que a partir de 4 procedimentos de NLPC por semana, o médico principal poderá receber doses na região dos olhos que ultrapassem o limite anual de 20 mSv, estabelecido por normas nacionais e internacionais. Para os casos de UR, esta carga de trabalho semanal foi de 30 procedimentos. O máximo valor de equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$  obtido neste trabalho foi 1586  $\mu\text{Sv}$  registrado para a mão esquerda do médico principal em um procedimento de NLPC. A interposição da mão do cirurgião no feixe de radiação primário e o elevado índice de massa corpórea do paciente tratado neste procedimento foram fatores associados a este resultado. Quanto à dose efetiva, os valores médios obtidos em procedimentos de NLPC para os médicos principal e auxiliar em uma das instituições avaliadas, foram 9,9  $\mu\text{Sv}$  e 10,4  $\mu\text{Sv}$ , respectivamente. Para os procedimentos de UR, os valores médios de dose efetiva nesta mesma instituição foram 5,3  $\mu\text{Sv}$  e 4,6  $\mu\text{Sv}$  para os médicos principal e auxiliar, respectivamente. Ademais, os resultados apontam que a nefrolitotripsia percutânea é a modalidade de tratamento endourológico que está associada às exposições ocupacionais mais significativas, entretanto, medidas de radioproteção como o uso da fluoroscopia pulsada e de óculos pumbíferos mostraram-se eficazes para a redução das doses recebidas por membros da equipe médica.

**Palavras-chave:** litíase urinária; nefrolitotripsia percutânea; ureterorrenolitotripsia; fluoroscopia; dosimetria ocupacional.

## ABSTRACT

Percutaneous nephrolithotomy (PCNL) and ureterorenolithotripsy (UR) are considered first-line endourologic treatment modalities for urolithiasis, so both techniques make intraoperative use of fluoroscopy for visualization of the collecting system and location of urinary stones. However, despite the benefits generated, such surgical procedures can lead to long-term fluoroscopic exposures, exposing the medical team to the risks associated with ionizing radiation. The present study presents the results of occupational dosimetric assessment for percutaneous nephrolithotomy and ureterorenolithotripsy procedures performed in three hospitals in the city of Recife, Pernambuco. Thirty NLPC procedures and twenty three UR procedures were monitored, performed with C-arc equipment from the same manufacturer, equipped with an image intensifier. For occupational dosimetry, thermoluminescent dosimeters were used in the region of the professionals' eyes, hands, knees and feet; in addition to optically stimulated dosimeters positioned in the thorax and thyroid regions, to evaluate the effective dose. The results showed that make 4 PCNL procedures per week to the main operator will result in doses to the eye lens that exceed the annual limit of 20 mSv, established by national and international standards. For UR cases, this weekly workload was 30 procedures. The maximum value of personal equivalent dose  $H_p(d)$  obtained in this work was 1586  $\mu\text{Sv}$  recorded for the main operator's left hand in a PCNL procedure. Interposition of the surgeon's hand in the primary radiation beam and the high body mass index of the patient treated in this procedure were factors that contributed to this result. As for the effective dose, the average values obtained in PCNL procedures for the main and auxiliary operators in one of the evaluated institutions were 9.9  $\mu\text{Sv}$  and 10.4  $\mu\text{Sv}$ , respectively. For UR procedures, the average values of effective dose in this same institution were 5.3  $\mu\text{Sv}$  and 4.6  $\mu\text{Sv}$  for the main and auxiliary operators, respectively. In addition, the results indicate that percutaneous nephrolithotomy is the endourological treatment modality that is associated with the most significant occupational exposures, however, radioprotection measures such as the use of pulsed fluoroscopy and lead glasses proved to be effective in reducing the doses received by medical team members.

**Keywords:** urinary lithiasis; percutaneous nephrolithotomy; ureterorenolithotripsy; fluoroscopy; occupational dosimetry.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Representação esquemática do sistema excretor. ....	14
Figura 2 -	Imagem ilustrativa do procedimento de nefrolitotripsia percutânea. ....	21
Figura 3 -	Modalidades de ureterorrenolitotripsia para o tratamento de cálculos urinários. ....	23
Figura 4 -	Diagrama dos componentes de um sistema fluoroscópico. ....	25
Figura 5 -	Grade com chaveamento para modo de fluoroscopia pulsada. ....	27
Figura 6 -	Esquema de um tubo intensificador de imagem. ....	29
Figura 7 -	Processos de conversão direta e indireta dos raios X em detectores planos. ....	30
Figura 8 -	Sistema DoseAware para monitoração individual em tempo real. ....	37
Figura 9 -	Posicionamento do dosímetro DoseAware sobre o avental pumbífero do profissional. ....	38
Figura 10 -	Disposição dos dosímetros OSLs nos óculos de proteção do urologista. ....	38
Figura 11 -	Distribuição dos dosímetros no corpo do médico monitorado. ....	42
Figura 12 -	Arranjo experimental para calibração dos TLDs em termos de Hp(0,07). ...	44
Figura 13 -	Arranjo experimental para calibração dos TLDs em termos de Hp(3). ....	45
Figura 14 -	Distribuição dos valores de Hp(d) nos (a) olhos, (b) mãos, (c) pés e joelhos, (d) tireoide e tórax do médico principal em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea. ....	49
Figura 15 -	Posicionamento da equipe médica em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea. ....	50
Figura 16 -	Imagem mostrando a mão esquerda do médico principal no feixe de radiação primário em um dos procedimentos de nefrolitotripsia percutânea monitorados. ....	51
Figura 17 -	Distribuição dos valores de Hp(0,07) em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea executados na Instituição 1 de acordo com a experiência do médico principal. ....	52
Figura 18 -	Posicionamento dos médicos com relação ao tubo de raios X em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea. ....	53
Figura 19 -	Valores médios de Hp(d) para os médicos principal e auxiliar em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea realizados na (a) Instituição 1 e na (b) Instituição 2. ....	56

Figura 20 -	Distribuição dos valores de Hp(3) estimados para o médico auxiliar mediante uso de óculos pumblíferos na Instituição 1. ....	58
Figura 21 -	Distribuição dos valores de dose efetiva para os médicos principal e auxiliar em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea. ....	58
Figura 22 -	Distribuição dos valores de Hp(d) nos (a) olhos, (b) mãos, (c) pés e joelhos, (d) tireoide e tórax do médico principal em procedimentos de ureterorrenolitotripsia. ....	60
Figura 23 -	Posicionamento da equipe médica em procedimentos de ureterorrenolitotripsia. ....	61
Figura 24 -	Valores médios de Hp(3) registrados nos olhos (a) direito e (b) esquerdo do médico principal em diferentes condições de exposição, de acordo com cada instituição. ....	64
Figura 25 -	Valores médios de Hp(d) para os médicos principal e auxiliar em procedimentos de ureterorrenolitotripsia realizados nas Instituições (a) 1, (b) 2 e (c) 3. ....	66
Figura 26 -	Distribuição dos valores de dose efetiva para os médicos principal e auxiliar em procedimentos de ureterorrenolitotripsia. ....	68

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Algoritmos de dosimetria dupla para cálculo de dose efetiva. ....	34
Tabela 2 -	Equipamentos de arco em C instalados nas instituições avaliadas. ....	40
Tabela 3 -	Descrição das características de cada instituição para procedimentos de nefrolitotripsia percutânea (NLPC). ....	41
Tabela 4 -	Descrição das características de cada instituição para procedimentos de ureterorrenolitotripsia (UR). ....	41
Tabela 5 -	Parâmetros associados às curvas de calibração obtidas para os dosímetros TLD-100. ....	45
Tabela 6 -	Valores médio, mínimo e máximo para os dados dos pacientes em cada tipo de procedimento. ....	46
Tabela 7 -	Percentual de pacientes em função do grau de obesidade. ....	46
Tabela 8 -	Valores médios dos parâmetros de irradiação em procedimentos de endourologia na literatura e neste estudo. ....	47
Tabela 9 -	Percentual de uso de elementos de radioproteção pelos profissionais monitorados. ....	48
Tabela 10 -	Comparativo de valores de Hp(3) obtidos nos modos contínuo e pulsado para procedimentos de nefrolitotripsia percutânea. ....	54
Tabela 11 -	Valores médios de Hp(d) em diversas regiões do corpo do médico principal em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea reportados na literatura e neste trabalho. ....	55
Tabela 12 -	Valores de dose efetiva para o médico principal reportados na literatura e neste estudo. ....	59
Tabela 13 -	Valores médios de Hp(0,07) para as mãos do médico principal de acordo com o modo de fluoroscopia empregado em procedimentos de ureterorrenolitotripsia. ....	63
Tabela 14 -	Valores médios de Hp(d) em diversas regiões do corpo do médico principal em procedimentos de ureterorrenolitotripsia reportados na literatura e neste trabalho. ....	65

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AINEs	Anti-inflamatórios não esteroidais
BeO	Óxido de Berílio
CAE	Controle Automático de Exposição
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CsI	Iodeto de Césio
CSR	Camada semirredutora
DATASUS	Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde
DEN	Departamento de Energia Nuclear
DG	Distorção geométrica
EAU	<i>European Association of Urology</i> - Associação Europeia de Urologia
Hp(d)	<i>Personal dose equivalent</i> - Equivalente de dose pessoal
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> - Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements - Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação
IMC	Índice de massa corpórea
LECO	Litotripsia extracorpórea por ondas de choque
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> - Conselho Nacional de Proteção à Radiação e Medidas
NLPC	Nefrolitotripsia percutânea
NN	Norma Nuclear
OMS	Organização Mundial da Saúde
OSL	<i>Optically stimulated luminescence</i> - luminescência opticamente estimulada
pH	Potencial hidrogeniônico de uma solução
PMMA	Polimetil-metacrilato (acrílico)
SUS	Sistema Único de Saúde
TC	Tomografia computadorizada
TF	Tempo de fluoroscopia
TFT	<i>Thin Film Transistor</i> - transistores de filme fino
TLD	Dosímetro termoluminescente
R	Reprodutibilidade

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>14</b>
2.1	LITÍASE URINÁRIA .....	14
2.2	MODALIDADES DE TRATAMENTO PARA LITÍASE URINÁRIA .....	17
<b>2.2.1</b>	<b>Nefrolitotripsia Percutânea (NLPC) .....</b>	<b>19</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Ureterorrenolitotripsia (UR) .....</b>	<b>22</b>
2.3	SISTEMA DE FLUOROSCOPIA .....	24
2.4	DOSIMETRIA OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS ENDOUROLÓGICOS .....	31
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>40</b>
3.1	DOSIMETRIA OCUPACIONAL .....	41
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>46</b>
4.1	DOSIMETRIA OCUPACIONAL .....	47
<b>4.1.1</b>	<b>Procedimentos de Nefrolitotripsia Percutânea .....</b>	<b>47</b>
<b>4.1.2</b>	<b>Procedimentos de Ureterorrenolitotripsia .....</b>	<b>60</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>70</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>72</b>
	<b>APÊNDICE A – FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS .....</b>	<b>83</b>
	<b>APÊNDICE B – TESTES DE AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DOS EQUIPAMENTOS DE ARCO EM C.....</b>	<b>84</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A Endourologia é a subárea da Urologia que trata da manipulação endoscópica do trato urinário. Esta subespecialidade médica é responsável pelo tratamento de diversas doenças do sistema urogenital com o auxílio de microcâmeras e de instrumentos inseridos diretamente pela uretra do paciente ou através de pequenas incisões na pele.

Os procedimentos endourológicos para o tratamento de litíase urinária, nomeadamente, nefrolitotripsia percutânea (NLPC) e ureterorenolitotripsia (UR), têm se destacado por representarem uma alternativa à cirurgia aberta para remoção de cálculos urinários, uma vez que requerem pequenas ou nenhuma incisão na pele do paciente, além de reduzirem substancialmente o risco de infecção e de sangramento, bem como o tempo de recuperação do paciente. Cada uma dessas técnicas minimamente invasivas geralmente utiliza a fluoroscopia para obter imagens da via excretora e viabilizar a localização do cálculo urinário (BOROFSKY; LINGEMAN, 2015). Assim, com o advento da Endourologia, a fluoroscopia passou a ser parte integrante da prática urológica ao fornecer imagens dinâmicas do trato urinário em tempo real.

Entretanto, o uso rotineiro da fluoroscopia submete os urologistas e a equipe da sala de operações ao risco ocupacional de exposição à radiação ionizante, o que pode acarretar efeitos biológicos radioinduzidos (ICRP, 2000). A exposição da equipe médica deve-se principalmente à radiação espalhada ao redor do paciente, a qual depende de diversos fatores, tais como: complexidade e tempo de execução do procedimento; características físicas do paciente; parâmetros de irradiação; e, geometria do equipamento de fluoroscopia (KIM et al., 2012).

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection – ICRP*), por meio da publicação 117 (2010), identificou que os profissionais que realizam procedimentos intervencionistas de urologia devem ser alertados sobre os riscos da exposição à radiação ionizante. Em um estudo sobre radioproteção ocupacional para residentes e urologistas praticantes, Friedman et al. (2013) concluíram que o uso de equipamentos de proteção individual e o monitoramento da exposição ocupacional para estes profissionais são insuficientes. Para Vañó e colaboradores (2016), resultados como este derivam, em parte, da falta de treinamento adequado em proteção radiológica e da ausência de uma cultura permanente de radioproteção entre os profissionais de saúde que atuam fora dos departamentos de imagiologia. Além disso, a dificuldade em realizar avaliações dosimétricas detalhadas em salas de cirurgia; e a falta de dispositivos de radioproteção, na maioria destas salas, constituem problemas adicionais.

Poucos estudos sobre as doses recebidas pela equipe médica durante procedimentos endourológicos foram publicados (MAJIDPOUR, 2010; RITTER et al., 2012; TAYLOR et al., 2013) e estes apresentam uma grande variação nos valores das doses ocupacionais, inclusive para doses no cristalino. Essa ampla gama de doses oculares torna-se especialmente relevante após a publicação 118 da ICRP (2012) que recomendou a redução do limite anual de dose ocupacional para o cristalino de 150 mSv para 20 mSv, a fim de evitar opacidade das lentes oculares e catarata radioinduzida.

Assim, a monitoração das doses ocupacionais em procedimentos urológicos guiados por fluoroscopia configura um mecanismo fundamental para avaliar os riscos decorrentes da exposição à radiação ionizante, bem como verificar a eficácia e o comprometimento com as técnicas de redução de dose, como parte do processo de otimização da proteção radiológica.

Neste sentido, é objetivo do presente estudo estimar as doses recebidas pela equipe médica em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea e de ureterorenolitotripsia, bem como avaliar as práticas de radioproteção adotadas durante a realização destes procedimentos.

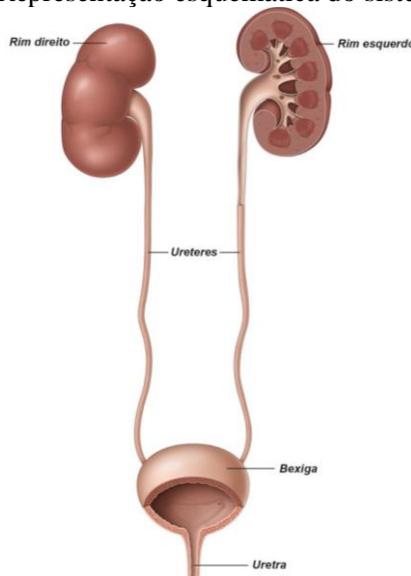
## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta seção descreverá aspectos fisiológicos importantes associados ao desenvolvimento da litíase urinária, bem como as diferentes modalidades de tratamento para este tipo de patologia. Ademais, será abordado o princípio de funcionamento dos sistemas fluoroscópicos adotados para a realização dos procedimentos endourológicos de nefrolitotripsia percutânea (NLPC) e de ureterorrenolitotripsia (UR), além de apresentar o estado da arte da dosimetria ocupacional para tais procedimentos.

### 2.1 LITÍASE URINÁRIA

O sistema urinário é um conjunto de órgãos constituído pelos rins e pelas vias urinárias, formadas pelos ureteres, a bexiga e a uretra. Este aparelho é responsável pela filtração da corrente sanguínea e pela excreção de produtos finais do metabolismo e outras substâncias, através da urina. Para desempenhar tais funções, os rins assumem as seguintes atribuições: regulação do balanço de água, sais e eletrólitos, evitando o aparecimento de edemas e a elevação da pressão arterial; manutenção do pH do sangue; e a regulação da osmolaridade dos líquidos corporais (ABREU JÚNIOR, 2018; SOHGAURA; BIGONIYA, 2017). Nos seres humanos, os rins estão localizados junto à parede posterior do abdômen, fora da cavidade peritoneal, de modo que cada rim se liga à bexiga através do ducto ureter (GUYTON; HALL, 2012). A Figura 1 ilustra o aparelho urinário e seus respectivos componentes.

Figura 1 – Representação esquemática do sistema excretor



Fonte: BACH et al. (2017).

A litíase urinária é caracterizada pela formação de cálculos ao nível do trato urinário resultante da aglomeração de cristais presentes numa urina patologicamente supersaturada (MONIZ, 2018).

Trata-se de uma doença de evolução crônica que pode acarretar morbidade significativa, déficit da função renal, perda de dias úteis de trabalho e altos custos associados ao tratamento. Além disso, a urolitíase ocupa a terceira posição entre as afecções mais comuns do aparelho genitourinário, sendo ultrapassada apenas pelas infecções do sistema urinário e por doenças da próstata (OLIVEIRA, 2016; SERRA, 2019).

A doença litiásica apresenta elevada prevalência mundial, com taxas que variam de 7% a 13% na América do Norte, 1% a 5% na Ásia e 5% a 9% na Europa (DALLAS et al., 2017; SOROKIN et al., 2017). Estima-se que até 20% da população mundial poderá desenvolver cálculos renais ao longo da vida, e mais de 50% poderão apresentar outro episódio sintomático num período de 10 anos (ALELIGN; PETROS et al., 2018; PACHALY; BAENA; CARVALHO et al., 2016). Quanto à distribuição de gênero, as estatísticas apontam predominância masculina numa proporção de prevalência de 3:1 de homens em relação às mulheres (MESCHI et al., 2012).

No Brasil, considera-se que aproximadamente 5% da população apresenta urolitíase, sintomática ou não (OLIVEIRA, 2016). De acordo com o DATASUS (2021), entre os anos de 2015 e 2021 foram registradas 558.899 admissões hospitalares diretamente associadas à litíase urinária. Tais internações geram um impacto econômico significativo nos gastos do Sistema Único de Saúde (SUS) do país. Em 2021, por exemplo, o SUS destinou R\$ 51.785.560,88 para atendimento e tratamento de pacientes com urolitíase (DATASUS, 2021).

Diante da relevância clínica desta patologia e com a ampliação dos conhecimentos relativos à anatomia do trato urinário e à fisiologia renal, diversas teorias foram desenvolvidas para explicar a patogênese dos cálculos. Há uma associação de múltiplos fatores que culmina na precipitação de cristais e consequente formação de cálculos renais, porém o mecanismo fundamental para o desenvolvimento dos mesmos é a supersaturação da urina (WEIN et al., 2016).

A urina contém produtos residuais do metabolismo, nomeadamente, minerais, ureia, ácido úrico e outras substâncias. Assim, a formação de cálculos no interior do cálice renal, na pelve renal, nos ureteres e na bexiga está diretamente correlacionada com um desequilíbrio entre a solubilidade e a precipitação de sais da urina. O baixo volume urinário e a ingestão excessiva de certos minerais são fatores que podem desencadear essa condição fisiológica anormal (ABENSUR, 2012).

O nível de supersaturação urinária é atingido quando as concentrações de determinados elementos formadores de cálculo são mais elevadas do que a solubilidade termodinâmica da urina. Como resultado, inicia-se o processo de nucleação que consiste na formação da estrutura básica do cristal – o núcleo. A próxima etapa da patogênese é caracterizada pela agregação dos cristais, devido a forças intermoleculares, a qual resulta em partículas maiores. O cálculo é, então, gerado a partir da retenção e da adesão destes cristais no epitélio do trato urinário (BAGGA; CHI; MILLER, 2013; ORTIZ; AMBROGINI, 2010; WORCESTER; COE, 2008).

Entretanto, existe a possibilidade de que na urina sejam encontrados sais formadores de cálculo em concentrações acima do ponto de saturação sem que ocorra cristalização. Isto se deve a mecanismos de defesa do túbulo renal contra a formação de cálculos urinários, através da ação de inibidores do processo de litogênese. Logo, a gênese dos cálculos urinários tem como denominador comum o aumento na excreção urinária de substâncias litogênicas e/ou a diminuição da excreção de inibidores da cristalização devido a uma alteração metabólica crônica (GOMES et al., 2005; HEILBERG; SCHOR, 2006; TAYLOR; MEIR; GARY, 2005).

Os cálculos urinários resultantes da aglomeração de cristais podem apresentar tamanhos diferentes em formatos variados (regulares, pontiagudos ou assimétricos). É clinicamente importante identificar os tipos de minerais constituintes do cálculo, pois isto auxiliará na seleção do tratamento ideal e na definição de um correto diagnóstico da etiologia do distúrbio metabólico adjacente à doença litiásica (MOE, 2006; MONIZ, 2018). Aproximadamente 80% dos cálculos renais são constituídos por cálcio, 10% por estruvita, 7% por ácido úrico e 1-3% por cistina (COSTA; NOVO, 2017; LÓPEZ; HOPPE, 2010; PEARLE, 2012).

A dor tipo cólica é o principal sintoma da litíase urinária, estando diretamente associada à obstrução aguda do sistema coletor. De modo geral, manifesta-se clinicamente através de dor lombar intensa, a qual pode ser irradiada para flancos, fossas ilíacas, testículos, grandes lábios ou uretra (ABREU JÚNIOR, 2018; KORKES; GOMES; HEILBERG, 2009).

Assim, diante da suspeição clínica, frente a um episódio sintomático de cólica renal, torna-se imprescindível uma investigação complementar para confirmação diagnóstica de urolitíase. O exame de imagem padrão-ouro é a tomografia computadorizada (TC) helicoidal de abdômen e pelve, em virtude das elevadas sensibilidade (96%) e especificidade (97-100%) (BULTITUDE; REES, 2012). Este método de abordagem diagnóstica contribui não apenas para identificação, mas também para a suspeita da composição dos cálculos urinários, o que influencia diretamente a escolha do tipo de tratamento a ser adotado. Além disso, é uma técnica que informa com precisão a localização do cálculo; e, tem a capacidade de excluir ou identificar

diagnósticos alternativos para dor lombar aguda (HIDAS et al., 2010; MAZZUCCHI; SROUGI, 2009; RODRIGUEZ; SACCO, 2015).

A radiografia abdominal pode ser utilizada como exame inicial, caso a TC não esteja disponível, entretanto, a sensibilidade de apenas 59% para detecção de cálculos urinários reduz a confiabilidade deste exame. Além disso, o mesmo não fornece informações acerca da anatomia e da função renal (MANJUNATH; SKINNER; PROBERT, 2013). A urografia excretora e a ultrassonografia também são consideradas técnicas alternativas de imagiologia para o diagnóstico de cálculos no trato urinário.

Embora o diagnóstico definitivo de urolitíase seja obtido por meio de imagens, alguns exames laboratoriais são indicados na investigação da cólica renal por auxiliarem na diagnose diferencial. A urinálise, por exemplo, pode constatar hematúria microscópica; apontar sinais sugestivos de infecção urinária; e, ajudar na identificação do tipo de cálculo existente através da análise do tipo de cristal presente na urina (MAYANS, 2019).

## 2.2 MODALIDADES DE TRATAMENTO PARA LITÍASE URINÁRIA

O tratamento da urolitíase tem como finalidade evitar as complicações inerentes a esta patologia, tais como: crises álgicas, infecções urinárias e obstrução do fluxo urinário com eventual comprometimento da função renal (BORGES, 2015). O tamanho do cálculo, sua composição e sua localização anatômica são fatores preponderantes para seleção do tratamento mais adequado, o qual deve ser, de preferência, minimamente agressivo e resultar em uma máxima extração do cálculo (PACHALY; BAENA; CARVALHO et al., 2016). Além disso, o tratamento ideal leva em consideração aspectos relativos ao paciente como, por exemplo, idade, estado de saúde, presença de comorbidades (obesidade, diabetes *mellitus*, cardiopatias, deformidades esqueléticas, coagulopatias) e tipo de atividade profissional (CAMILO et al., 2015).

A analgesia é a primeira etapa do tratamento de urolitíase. Analgésicos de ação periférica, anti-espasmódicos, anti-inflamatórios não esteroidais (AINEs) e/ou narcóticos são tradicionalmente utilizados. A administração por via intravenosa dos AINEs provoca efeitos diretos nas prostaglandinas e na inflamação diminuindo os espasmos ureterais (INGIMARSSON; KRAMBECK; PAIS, 2016).

Outro enfoque abordado no tratamento clínico dos cálculos ureterais é a chamada terapia expulsiva que consiste no uso de drogas relaxantes da musculatura ureteral com o intuito de aumentar o calibre funcional do ureter e reduzir a peristalse, facilitando, assim, a eliminação

dos cálculos (MAZZUCCHI; SROUGI, 2009). O tamanho da pedra é o melhor preditor da passagem espontânea (MAYANS, 2019). De acordo com a Pearle et al. (2014), a taxa de passagem espontânea para cálculos menores que 5 mm varia de 71% a 98%, e para aqueles com dimensões entre 5 e 10 mm, esta taxa situa-se entre 25% e 53%.

Para cálculos urinários com dimensões superiores a 5 mm e para casos em que não haja resposta clínica nem progressão do cálculo após a utilização da terapia expulsiva, recomenda-se que seja instituído um tratamento interventivo (PFAU; KNAUF, 2016).

As modalidades de tratamento cirúrgico da litíase urinária passaram por inúmeras mudanças nas últimas décadas. Até os anos 80, a cirurgia aberta era considerada o padrão de tratamento para a maioria dos cálculos. Hoje em dia, esta técnica interventiva abrange apenas 4% de todos os procedimentos de remoção de cálculos realizados nos Estados Unidos, por exemplo (GRASSO; GOLDFARB, 2014).

Segundo a Associação Europeia de Urologia (*European Association of Urology - EAU*) (2020), as principais indicações para cirurgia aberta são: grandes massas de cálculo renal, ocupando todos os cálices renais; existência de comorbidades médicas e/ou anormalidades anatômicas que inviabilizem outras abordagens terapêuticas; remoção de cálculo em pacientes que serão submetidos à cirurgia aberta para tratamento de outras patologias; e, para casos de procedimentos minimamente invasivos malsucedidos. Embora seja efetiva e apresente índices de até 100% de pacientes livres de cálculo, a cirurgia aberta está associada à elevada morbidade, dor no pós-operatório, maior período de recuperação para o paciente, complicações da incisão (infecção e hérnia) e problemas estéticos (CAMILO et al., 2015; SHAFI et al., 2016).

Contudo, com o avanço da tecnologia e o advento da endourologia, atualmente, a grande maioria dos cálculos pode ser tratada com procedimentos não invasivos ou minimamente invasivos, como a litotripsia extracorpórea por ondas de choque (LECO), a nefrolitotripsia percutânea (NLPC) e a ureterorenolitotripsia (UR). A segurança e a morbidade associadas a estas técnicas são favoráveis quando comparadas à cirurgia aberta. Entretanto, esses procedimentos demandam um conjunto de habilidades por parte da equipe médica, acesso à instrumentação e custos de manutenção relativamente elevados (SCALES, 2013).

A litotripsia extracorpórea por ondas de choque (LECO) é um método de tratamento externo ao corpo do paciente que consiste na aplicação de forças de fragmentação produzidas por um equipamento, chamado litotridor, capaz de gerar ondas acústicas de alta intensidade e baixa frequência, as quais são direcionadas para o cálculo renal ou ureteral de modo a promover a fragmentação e permitir a eliminação espontânea do mesmo (KRAMBECK; LINGEMAN, 2013).

Os melhores resultados da LECO correspondem ao tratamento de cálculos piélicos e caliciais superiores ou médios, menores que 2 cm, quando se obtém taxa de sucesso entre 71% e 91%. Entretanto, estes resultados são diretamente influenciados pelo tamanho e pela densidade do cálculo tratado, pela sua localização no trato urinário e por características do paciente, tais como: obesidade, distância pele-cálculo e doença renal crônica (BHOJANI; LINGEMAN, 2013).

Apesar do seu caráter não invasivo, baixa morbidade, facilidade de manuseio e boa eficácia no tratamento da litíase renal e ureteral, diversas complicações podem advir do uso indiscriminado da LECO: hematúria macroscópica, hematoma renal, hipertensão arterial, diabetes *mellitus*, obstrução ureteral e lesão renal, cuja extensão aumenta com o número de choques e de sessões (RODRIGUEZ; SACCO, 2015).

As cirurgias endoscópicas minimamente invasivas também merecem destaque entre os tratamentos possíveis de urolitíase. As técnicas de nefrolitotripsia percutânea (NLPC) e de ureterorrenolitotripsia são consideradas seguras e eficazes para o manejo de cálculos urinários e serão descritas, detalhadamente, a seguir.

### **2.2.1 Nefrolitotripsia Percutânea (NLPC)**

A nefrolitotripsia percutânea (NLPC) foi originalmente introduzida em 1976 por Fernström e Johansson. Desde então, evoluiu gradualmente para ser uma das principais opções de tratamento endourológico de litíase urinária (SABLER et al., 2018). Com o intuito de reduzir a morbidade, sem comprometer as taxas de sucesso e a eficácia do procedimento, foram introduzidas mudanças na técnica de NLPC que incluíram não apenas a diminuição dos diâmetros dos instrumentos de trabalho, mas também novas modalidades de imagem, melhoria no posicionamento do paciente, evolução de litotritores intracorpóreos e implantação de técnicas de dilatação do trato urinário mais seguras e eficazes (DE S et al., 2015).

Este procedimento cirúrgico consiste na extração de cálculos renais, inteiros ou fragmentados, mediante orientação fluoroscópica e/ou através de ultrassom. Inicialmente, com o paciente sob anestesia geral e em posição de litotomia, é realizada uma pielografia ascendente para visualização do sistema coletor e definição da anatomia da pelve e dos cálices renais, a partir da instilação retrógrada de contraste, através do ureter. O paciente pode ser posicionado em decúbito ventral, para obtenção do acesso posterior ao cálice alvo, ou em decúbito dorsal, de modo a apresentar algumas vantagens: melhor controle das vias aéreas, maior facilidade no

posicionamento do paciente, e possibilidade de executar simultaneamente NLPC e procedimentos ureteroscópicos (BORGES, 2010; MARTINS, 2014).

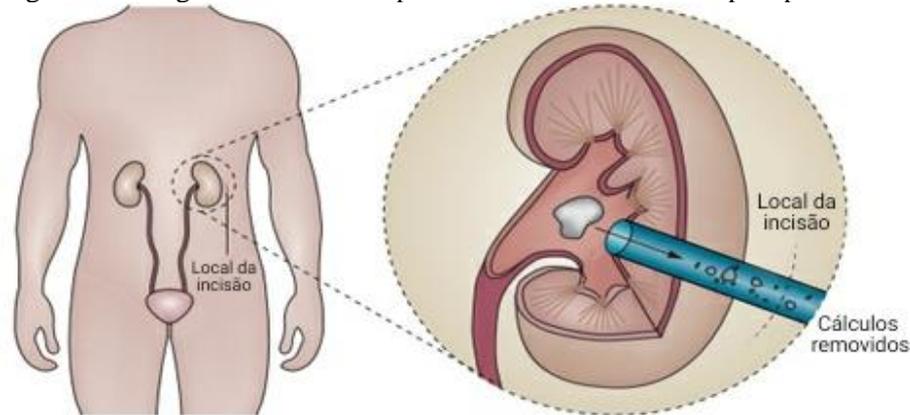
Ao visualizar o sistema renal coletor, seleciona-se o cálice renal mais apropriado para punção e posterior execução do acesso renal percutâneo, geralmente, guiado por fluoroscopia. A posição do equipamento de arco em C pode ser ajustada para melhor definir a localização no plano antero-posterior das estruturas renais, bem como a profundidade da agulha. Neste momento, punciona-se a pele do paciente com uma agulha longa introduzida na pele. A confirmação da posição no interior do sistema coletor se dá por meio da aspiração de urina com contraste. Em seguida, um fio guia deve ser introduzido na via excretora permitindo, assim, a orientação para os passos subsequentes, com a colocação de dilatadores do trajeto de punção e finalmente, do nefroscópio (BORGES, 2010).

A dilatação do trajeto percutâneo permitirá a passagem dos instrumentos necessários à realização do procedimento, podendo ser efetuada através de dilatadores fasciais (Amplatz), balões dilatadores ou dilatadores metálicos coaxiais. Esta etapa deve ser orientada por fluoroscopia ou ultrassom, a fim de evitar a perfuração da pelve renal e de órgãos adjacentes (AL-BAREEQ; WIGNALL; DENSTEDT, 2009).

Após a dilatação, posiciona-se a bainha de trabalho e através dela é introduzido um nefroscópio para visualização e fragmentação do cálculo, com o auxílio de litotritores. Cabe salientar, que cálculos menores que 1 cm podem ser removidos por meio do canal de nefrostomia sem necessidade de fragmentação. Para os demais casos, a litotripsia intracorpórea pode ser executada com litotritores pneumáticos, ultrassônicos, eletrohidráulicos ou a laser. Os fragmentos e resíduos resultantes desse processo são aspirados por um sistema de sucção ou retirados por sondas extratoras, cestos, pinças ou garras (RODRIGUEZ; SACCO, 2015).

A Figura 2 ilustra o procedimento de remoção de cálculos urinários a partir da técnica de NLPC.

Figura 2 – Imagem ilustrativa do procedimento de nefrolitotripsia percutânea



Fonte: Adaptado de BOROFSKY; LINGEMAN (2015).

Ao final da intervenção, o canal de acesso é removido, podendo ser colocado em seu lugar um cateter de nefrostomia com a finalidade de permitir a drenagem urinária e manter o trajeto para eventual reintervenção. Além disso, também pode ser necessário a introdução de um cateter duplo J no canal uretral, a fim de facilitar a eliminação de fragmentos residuais. Ambos os tipos de cateteres são posicionados mediante orientação fluoroscópica (MARTINS, 2014).

Quando comparada à cirurgia aberta, a NLPC apresenta as seguintes vantagens: as reoperações tardias são mais fáceis de serem executadas; a incisão lombar é substituída por orifícios na pele, o que reduz a dor no pós-operatório e o tempo de recuperação do paciente; cálculos bilaterais podem ser tratados durante a mesma cirurgia, sem aumento de morbidade; e, trata-se de uma técnica que pode ser realizada em portadores de rim único, sem prejuízo à função renal (MAZZUCCHI; SROUGI, 2009).

Os resultados da NLPC dependem de uma série de fatores: execução correta da técnica cirúrgica, obtenção do acesso adequado ao sistema coletor, utilização de materiais apropriados, localização do cálculo e características da anatomia renal. Contrariamente à LECO, em que os resultados pioram à medida que o tamanho do cálculo aumenta, na cirurgia renal percutânea, as taxas de sucesso são menos afetadas pelas dimensões e pela composição do cálculo. Em termos de pacientes livres de cálculos, os resultados da nefrolitotripsia percutânea, variam entre 60% e 100% (SHAFI et al., 2016).

As diretrizes da EAU (2020) recomendam que a nefrolitotripsia percutânea seja o tratamento de escolha para cálculos urinários maiores que 2 cm. Além disso, esta modalidade cirúrgica é indicada para cálculos coraliformes, cálculos de cistina (resistentes à fragmentação por LECO, devido à sua composição) e cálculos localizados no polo renal inferior com

dimensões superiores a 1 cm. As contraindicações para NLPC incluem coagulopatias não tratadas, infecções do trato urinário, presença de tumor ao longo do trajeto de acesso e gravidez.

### **2.2.2 Ureterorrenolitotripsia (UR)**

Historicamente, a primeira ureterosopia foi realizada em 1912, de maneira acidental, pelo Dr. Hugh Hampton Young. Entretanto, o sucesso com o uso de um ureteroscópio rígido para visualização do ureter distal só foi descrito na década de 1970 (MORAN, 2013).

Atualmente, o desenvolvimento de endoscópios de fibra óptica flexíveis, com extremidade controlável e múltiplos canais de trabalho, têm propiciado a esta modalidade de tratamento endourológico máxima eficácia com mínima morbidade e acesso a todo o trato urinário e ao sistema coletor. Além disso, a introdução de litotritores de laser *holmium:YAG* tem permitido a fragmentação de todos os tipos de cálculos, convertendo-os em partículas menores (MARTINS, 2014).

Assim, os avanços tecnológicos associados à miniaturização dos endoscópios flexíveis, à melhoria da litotripsia a laser e à qualidade dos materiais descartáveis tornaram a ureterorrenolitotripsia uma alternativa à LECO e à NLPC para o tratamento de cálculos urinários (ISARIYAWONGS; MONGA, 2013; MOLINA JÚNIOR et al., 2017).

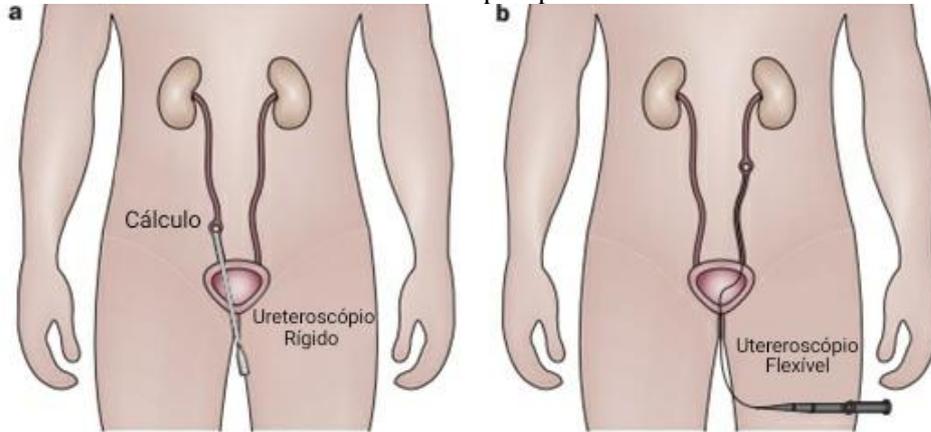
A ureterorrenolitotripsia (UR) consiste, basicamente, na remoção de cálculos renais e/ou ureterais por meio de um ureteroscópio introduzido pela uretra do paciente, podendo ser classificada como rígida ou flexível (CAMILO et al., 2015).

A UR rígida é o método de escolha para o tratamento de cálculos de ureter distal e baseia-se na inserção ureteral de um endoscópio longo e fino, dotado de uma lente e uma fonte de luz, até o nível do cálculo de ureter. Pelo canal de trabalho deste ureteroscópio podem ser passados os instrumentos cirúrgicos para fragmentação e retirada dos cálculos (BOROFSKY; LINGEMAN, 2015).

A ureterorrenolitotripsia flexível, por sua vez, apresenta conceito semelhante ao da ureterorrenolitotripsia rígida, porém permite maior manobrabilidade dentro do trato urinário, devido ao seu design flexível. Os ureteroscópios flexíveis são capazes de acessar todo o rim e são geralmente recomendados para o tratamento e a remoção de cálculos renais menores que 2 cm e cálculos ureterais, independentemente do tamanho. No entanto, esses instrumentos possuem algumas limitações: visibilidade e deflexão restritas; fragilidade e propensão a danos, tendo em vista que as fibras podem queimar ou quebrar, resultando em perda de qualidade da imagem; e, estreiteza dos canais de trabalho (RODRIGUEZ; SACCO, 2015).

A Figura 3 esquematiza as abordagens endoscópicas, rígida e flexível, para remoção de cálculos ureterais e/ou renais.

Figura 3 – Modalidades de ureterorrenolitripsia para o tratamento de cálculos urinários



Fonte: Adaptado de BOROFSKY; LINGEMAN (2015).

(a) ureterorrenolitripsia rígida; (b) ureterorrenolitripsia flexível.

Ambos os tipos de ureterorrenolitripsia são comumente realizados sob anestesia geral, embora, também possam ser efetuados sob anestesia raquidiana. O paciente deve estar em posição de litotomia, de modo que a perna contralateral ao lado a ser operado fique estendida e o quadril abduzido. As pernas devem ser adequadamente separadas a fim de facilitar o posicionamento do cirurgião entre elas e de permitir fácil acesso à uretra. Uma vez que o paciente está em posição, o equipamento de arco em C é posicionado de modo que o tubo de raios X fique embaixo da mesa cirúrgica (DESAI; GANPULE, 2011).

No início do procedimento, um fio guia é introduzido através da uretra com a finalidade de impedir falsos trajetos em caso de perfuração. É, então, inserida uma bainha de acesso uretérico, mediante orientação fluoroscópica, que facilita a manipulação dos instrumentos utilizados durante o procedimento; promove a dilatação do ureter; diminui a pressão intrarrenal; protege o ureteroscópio; e, melhora a visibilidade ao facilitar a drenagem do líquido de irrigação (MARTINS, 2014).

A irrigação é um aspecto relevante para o sucesso do procedimento, pois fornece a visibilidade necessária para realização do mesmo. A lavagem das cavidades intrarrenais, geralmente, utiliza solução salina e pode ser feita através do mesmo canal utilizado para os instrumentos de manipulação (NG et al., 2010).

Uma vez que o ureteroscópio é introduzido através da bainha de acesso, os cálculos urinários visualizados endoscopicamente podem ser extraídos por cestos de nitinol ou

fragmentados por litotritores. O sistema de litotripsia mais eficaz empregado atualmente em procedimentos de ureterorrenolitotripsia flexível é o *Holmium:YAG laser* que consiste num dispositivo de laser de estado sólido formado pelo hólmio (um elemento sintético da classe dos lantanídeos) e o composto *Yttrium-Aluminium-Garnet – YAG* (um material cristalino do grupo das granadas) que permitem a fragmentação de cálculos através de descargas pulsáteis de energia, requerendo contato direto entre o instrumento e o alvo. Quanto à ureterorrenolitotripsia rígida, sistemas de ultrassom, pneumáticos e laser também podem ser aplicados com alta eficácia de fragmentação. Após a litotripsia, os cálculos são prontamente removidos e/ou aspirados (GARG et al., 2009; MARTINS, 2014).

Rotineiramente, posiciona-se ao final do procedimento, através de visualização fluoroscópica, um cateter duplo J no interior do ureter, com umas das extremidades no rim e outra na bexiga, com o intuito de reduzir o risco de complicações; e, facilitar a passagem de fragmentos remanescentes impedindo, assim, a obstrução uretérica no pós-operatório (SONG et al., 2012).

As taxas de sucesso da UR para o tratamento de cálculos ureterais são significativas: para cálculos de ureter distal e proximal, os percentuais de pacientes livres de cálculos são de 94% e 95%, respectivamente. Quando ureteroscópios flexíveis são utilizados para tratar cálculos localizados nos rins, as taxas de sucesso são mais variáveis, sobretudo devido ao potencial para múltiplos cálculos. Nestes casos, estas taxas ficam em torno de 75% após uma única intervenção (BOROFSKY; LINGEMAN, 2015).

Portanto, a UR apresenta o melhor custo-benefício no tratamento de cálculos uretéricos, independentemente da sua localização, quando uma abordagem expectante não demonstra resolução espontânea. Com exceção de certas situações, como complicações devido à anestesia geral ou a infecções urinárias não tratadas, a ureterorrenolitotripsia pode ser realizada em todos os pacientes sem contraindicações específicas (ISARIYAWONGS; MONGA, 2013; MARTINS, 2014).

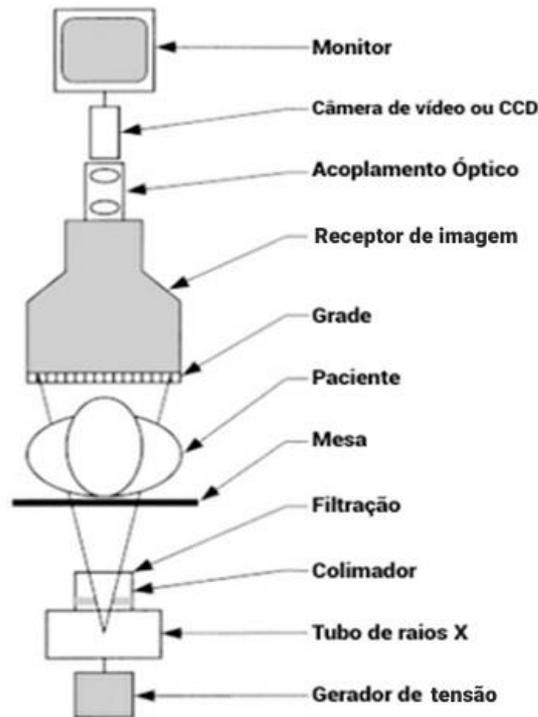
### 2.3 SISTEMA DE FLUOROSCOPIA

Os métodos minimamente invasivos para o tratamento de litíase urinária são executados mediante a utilização intra-operatória de radiação ionizante viabilizada por equipamentos de fluoroscopia do tipo arco cirúrgico. Os componentes básicos da cadeia de imagem do sistema fluoroscópico são: gerador de tensão; tubo de raios X com filtros e colimadores; detector de radiação (intensificador de imagem ou detector plano) e dispositivo formador da imagem,

gerenciado por um sistema de processamento, além de um monitor para visualização da imagem.

Os principais componentes dos equipamentos de arco em C estão esquematizados na Figura 4.

Figura 4 – Diagrama dos componentes de um sistema fluoroscópico



Fonte: Adaptado de SCHUELER (2000).

O arco em C é projetado de forma a manter o alinhamento do raio central do feixe de radiação primário com o centro do detector de imagem, independente dos deslocamentos realizados durante os procedimentos (GARZÓN, 2016).

A seguir serão descritos o funcionamento e as principais características de cada um dos componentes de um equipamento de fluoroscopia.

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

O gerador de alta tensão possibilita a alteração da tensão aplicada ao tubo de raios X, proporcionando as condições necessárias para a produção de feixes de radiação de diferentes energias e intensidades (SILVA, 2012).

Este gerador é associado a um sistema de controle automático de exposição (CAE) que controla os parâmetros operacionais de irradiação: tensão de pico (kVp), corrente (mA) e

largura do pulso (ms) aplicados ao tubo de raios X em função da espessura de paciente, das diferentes projeções e do meio de contraste utilizado (BUSHBERG et al., 2002). Fototemporizadores e subsistemas de controle de brilho automático medem a exposição da radiação incidente no receptor de imagem gerando instantaneamente um sinal de retorno que permite adequar o brilho da imagem fluoroscópica ou as densidades ópticas das imagens adquiridas. Assim, a ação do CAE permite que a intensidade da radiação seja constante na entrada do detector de imagem, independentemente da espessura do paciente, mediante ajustes automáticos da taxa de exposição (CANEVARO, 2009).

Em fluoroscopia, são empregados dois modos de funcionamento do tubo de raios X: contínuo e pulsado. Na fluoroscopia contínua, o gerador fornece ao tubo uma corrente constante enquanto o equipamento estiver acionado, resultando na produção contínua do feixe de raios X. As imagens são adquiridas a uma taxa de 30 quadros por segundo, resultando em um tempo de aquisição de 33 ms por imagem. No modo pulsado, são produzidos pulsos de radiação curtos e intensos, sendo possível controlar sua altura, largura e frequência. A fluoroscopia pulsada apresenta como vantagem a melhoria na resolução temporal, reduzindo o borramento da imagem causado pelo movimento. Além disso, a frequência de pulsos pode ser modificada de modo a obter uma redução da dose cumulativa (LUNELLI, 2012).

- **Tubo de raios X**

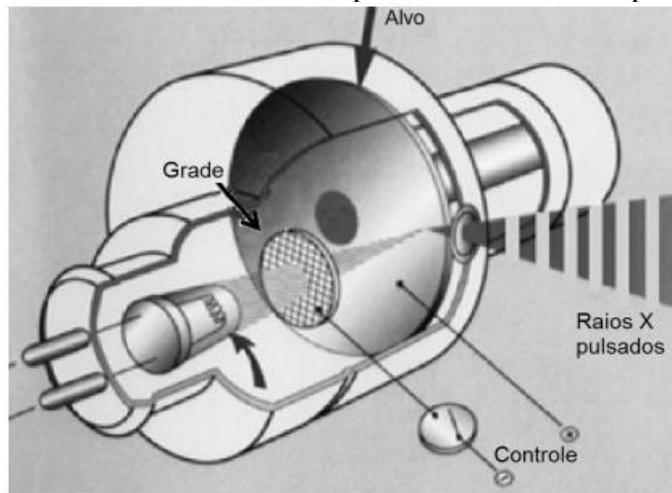
O tubo de raios X é composto basicamente por dois eletrodos metálicos, cátodo e ânodo, contidos em um encapsulamento de vidro a vácuo. O cátodo emite elétrons por emissão termoiônica os quais são acelerados até o ânodo e atingem um ponto denominado ponto focal do alvo, produzindo raios X e calor. O tamanho do ponto focal é muito importante para a formação da imagem, de modo que pontos focais pequenos (0,3-0,6 mm) resultam em imagens mais nítidas (CANEVARO, 2009).

Devido ao requisito de aquisição e gravação de imagens sequenciais rápidas, é necessário que o tubo de raios X apresente uma grande capacidade de dissipação do calor. Para tanto, a rotação anódica deve ser de alta velocidade, com valores superiores a 10.000 rpm. Além disso, a maior potência do tubo de raios X demanda um bom sistema circulante de resfriamento com o uso de água ou óleo para a troca de calor (SCHUELER, 2000).

Outro recurso dos tubos de raios X destinados à fluoroscopia é a produção de pulsos de radiação a partir do chaveamento de uma grade controlada eletronicamente, situada entre o

ânodo e o cátodo, que pode interceptar intermitentemente o fluxo de elétrons acelerados para o alvo (BOLAND et al., 2000), conforme ilustrado na Figura 5.

Figura 5 – Grade com chaveamento para modo de fluoroscopia pulsada



Fonte: Adaptado de BOLAND et al. (2000).

Este dispositivo permite ao sistema de fluoroscopia operar com largura de pulso variável e possibilita a combinação de diversos recursos para obter exposições otimizadas de acordo com as características do paciente e as condições geométricas e de irradiação de cada procedimento clínico (STUEVE, 2006).

- **Filtros e colimadores**

Além da filtração de alumínio, os equipamentos de fluoroscopia dispõem de filtros adicionais, geralmente de cobre, que têm a finalidade de remover do espectro de raios X fótons de baixa energia que não contribuem com informação diagnóstica. Como resultado dessa filtração, ocorre o “endurecimento” do feixe de raios X, devido ao aumento da energia efetiva, e a redução da dose na entrada da pele do paciente (CANEVARO, 2009).

Durante o procedimento de fluoroscopia, conforme a variação de atenuação do paciente, ocorrem ajustes da tensão do tubo de raios X e dos filtros, que podem entrar automaticamente de acordo com a variação da tensão e, portanto, com a energia do feixe.

Os colimadores, por sua vez, são dispositivos com lâminas radiopacas que têm a função de definir o formato do feixe de raios X. A colimação limita o volume de tecido irradiado, reduzindo a radiação espalhada e melhorando o contraste da imagem. Além disso, o sistema de colimação pode ser ajustado automaticamente ao selecionar um determinado campo de

magnificação de modo que este campo seja mantido no plano do receptor de imagens, inclusive diante de uma mudança da distância foco-detector (SCHUELER, 2000).

- **Grade antiespalhamento**

A grade antiespalhamento, localizada na entrada do receptor de imagem, tem a função de reduzir a intensidade da radiação espalhada que atinge o receptor de modo a aumentar o contraste e, conseqüentemente, a qualidade da imagem fluoroscópica. Contudo, o seu uso acarreta um aumento da dose devido à sua própria atenuação. Por esta razão, recomenda-se que a grade seja removida para casos em que o espalhamento da radiação é baixo, como para pacientes pediátricos, onde a presença deste dispositivo não representa melhoria significativa na qualidade da imagem (SILVA, A., 2011).

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

As mesas de pacientes para sistemas de fluoroscopia devem fornecer resistência adequada para suportar pacientes com elevada massa corporal e juntamente com o colchão devem resultar na menor atenuação possível do feixe de raios X (BALTER, 2008).

A mínima atenuação proporcionada pelo suporte do paciente é necessária para reduzir a carga do tubo de raios X e para minimizar a perda de contraste da imagem que pode ser causada por um aumento no potencial do tubo, requerido para que a mesa seja penetrada. Um valor típico para a atenuação da mesa e do colchão é de 10% a 30% (SCHUELER, 2000).

- **Receptor de imagens**

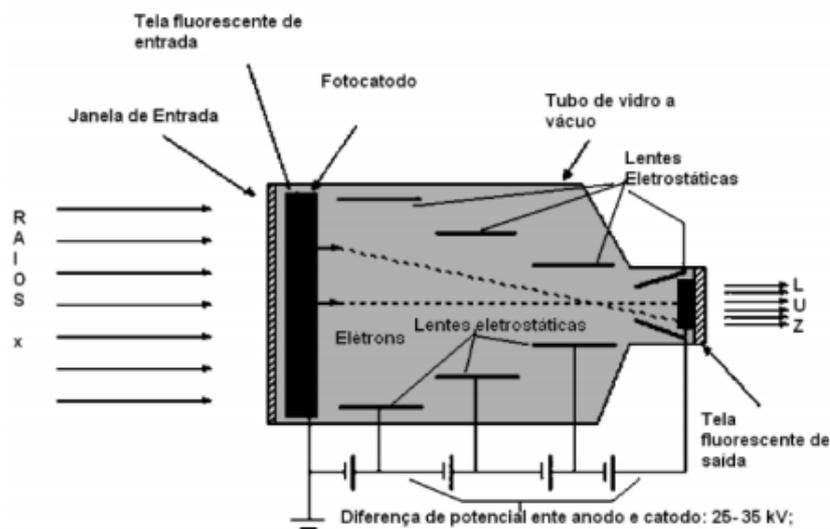
O receptor de imagens é um dos principais elementos de um equipamento fluoroscópico. A função deste componente é capturar a maior quantidade de fótons de raios X provenientes do paciente para convertê-los em uma imagem de alta qualidade. Existem dois tipos de sistemas receptores de imagem: os intensificadores de imagem e os detectores digitais planos (*flat panel*) (BAPTISTA, 2011).

Os intensificadores de imagem (II) convertem uma imagem de baixa intensidade em uma imagem minimizada de alta intensidade de brilho na saída do intensificador, que contém um acoplamento óptico para uma câmera 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* - CCD) (POOLEY et al., 2001).

Esse tipo de receptor de imagem consiste de uma ampola de vidro sob alto vácuo contendo o elemento fluorescente de entrada, o fotocátodo, os eletrodos focalizadores e o ânodo (tela de saída). O corpo do tubo intensificador é revestido por chumbo para absorver a radiação espalhada e contribuir para a blindagem de campos externos (SILVA, 2012). A Figura 6 apresenta um diagrama dos principais componentes de um tubo intensificador.

Figura 6 – Esquema de um tubo intensificador de imagem



Fonte: SÁNCHEZ (2008).

A tela fluorescente de entrada do intensificador absorve os fótons de raios X que atravessaram o paciente, transformando-os em luz. Os fótons produzidos por esta cintilação ejetam elétrons do fotocátodo, os quais são acelerados até o ânodo por meio de lentes eletrostáticas de tal modo que, quando atingem a tela de saída, geram um pulso de luz muito maior e mais intenso do que aquele produzido na tela de entrada. Este sinal luminoso será utilizado para formação da imagem (BUSHONG, 2010; CANEVARO, 2009).

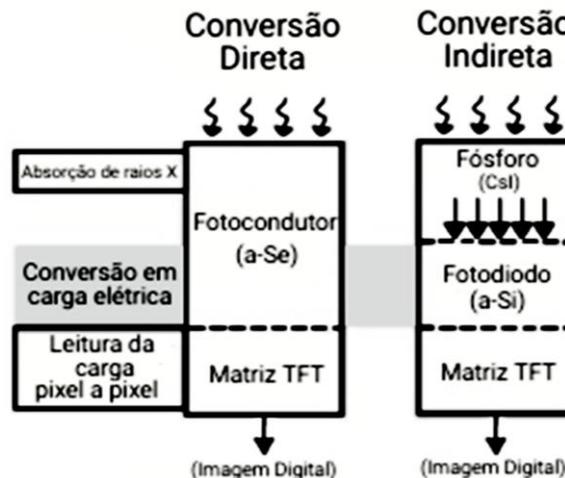
Os principais parâmetros de desempenho de um intensificador de imagem estão relacionados com a capacidade de conversão da imagem de raios X em uma imagem luminosa reduzida, o que corresponde ao ganho de brilho do intensificador. Este fator depende tanto do ganho de fluxo quanto do ganho de redução. O ganho de fluxo representa a capacidade do intensificador de transformar os fótons de raios X em fótons de luz; já o ganho de redução, expressa o aumento da luminosidade da imagem, na tela de saída do intensificador, proveniente da redução do tamanho da imagem (SILVA, M., 2011).

Além disso, o tamanho do campo de entrada do intensificador, a relação de contraste, os modos de magnificação e a resolução espacial também são fatores que caracterizam um tubo intensificador de imagens. Contudo, tanto a resolução espacial e de contraste como o ganho de brilho diminuem gradativamente com o tempo de uso do intensificador, devido à degradação e perda de eficiência da camada fosforescente (NICKOLOFF, 2011).

Nos sistemas de fluoroscopia digitais, os receptores de imagem são detectores planos (*flat panel*) baseados em arranjos de fotodiodos e transistores de filme fino (*Thin Film Transistor – TFT*) que produzem a imagem a partir da interação direta ou indireta com o feixe de raios X. Na conversão indireta, os fótons de raios X incidem em uma placa de material cintilador, geralmente iodeto de césio (CsI), de modo a converter a radiação incidente em luz visível. Os fótons de luz são recebidos por uma matriz de fotodiodos de silício amorfo (a-Si) e convertidos em um sinal elétrico, gerando os dados para a formação da imagem que é visualizada no monitor. No sistema de conversão direta, o dispositivo detector é composto por uma matriz semicondutora de selênio amorfo (a-Se) que converte diretamente a energia dos fótons de raios X incidentes em sinal elétrico na saída do sensor (NAVARRO, 2012).

A Figura 7 apresenta esquemas representativos de detectores planos de conversão direta e indireta.

Figura 7 – Processos de conversão direta e indireta dos raios X em detectores planos



Fonte: Adaptado de RISTIC (2020).

- **Processamento de imagens**

Nos intensificadores de imagem convencionais, o fósforo de saída está acoplado opticamente a um sistema de monitoração de imagem. Este sistema consiste de uma câmera de vídeo cuja função é converter a imagem luminosa em um sinal elétrico e de um monitor que

recebe este sinal e forma a imagem. Alternativamente, a digitalização pode ser realizada por meio de um dispositivo de carga acoplada (CCD) que é constituído por uma matriz de semicondutores, sensíveis à luz, que armazenam a imagem em pixels até que estes sejam lidos como pulsos de tensão, representando a imagem bidimensional (BUSHONG, 2010).

Quanto aos detectores *flat panel*, estes dispensam o sistema de acoplamento e a câmara de vídeo, pois o seu sinal de saída já corresponde a um sinal de tensão que pode ser armazenado, processado ou exibido em um monitor.

- **Modos de aquisição da imagem**

A visualização e a gravação de imagens durante os procedimentos clínicos são viabilizadas por dois modos de operação do equipamento fluoroscópico: o modo fluoroscopia, no qual as imagens são visualizadas em tempo real, porém não são gravadas; e o modo cinegrafia, que permite que as imagens sejam gravadas em uma sequência de cine (filmagem) a qual pode ser visualizada após o procedimento (SILVA, M., 2011). Geralmente, os equipamentos de arco em C também oferecem a possibilidade de diferentes modos de taxa de exposição, denominados “*low*”, “*normal*” e “*high*”, ou “baixa taxa” e “alta taxa”, ou “fluoro” e “fluoro+” (SILVA, 2012).

## 2.4 DOSIMETRIA OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS ENDOUROLÓGICOS

A exposição ocupacional em procedimentos endourológicos guiados por fluoroscopia decorre, principalmente, da radiação espalhada gerada pela interação do feixe primário de radiação com o paciente e com objetos interpostos neste feixe, como a mesa cirúrgica e o colchão. A posição do intensificador de imagem e a altura da mesa são fatores que influenciam na intensidade dessa radiação espalhada. Além disso, os médicos principais, isto é, aqueles que executam os procedimentos de endourologia são os membros da equipe da sala de operações mais expostos à radiação, uma vez que permanecem próximo ao paciente e ao tubo de raios X durante a realização de todo o procedimento (BABU, 2015). A alta carga de trabalho, a complexidade dos procedimentos e a falta de treinamento em proteção radiológica também contribuem para o aumento da exposição desses profissionais.

Ao interagir com os tecidos biológicos, a radiação ionizante pode induzir efeitos estocásticos, para os quais não existe um limiar de dose e cuja probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida; ou reações tissulares, que configuram efeitos

dependentes da dose absorvida, de tal modo que acima do limiar, a gravidade da lesão aumenta com a dose (CNEN, 2014; GREENE et al., 2011).

Pesquisas evidenciam que profissionais da saúde que utilizam fluoroscopia de maneira extensiva podem apresentar lesões na pele, no cérebro, entre outros órgãos, além de efeitos deletérios na lente ocular como, por exemplo, o desenvolvimento de opacidade do cristalino e de catarata incapacitante (COHEN et al., 2013; DUDLEY; SEMINS, 2015). Em 2012, a ICRP, com base em evidências epidemiológicas, passou a recomendar um novo limiar de dose absorvida para indução de catarata e de doenças circulatórias do coração e do cérebro, que corresponde a 0,5 Gy para exposições únicas ou fracionadas (ICRP, 2012).

Com o intuito de determinar um nível de dose abaixo do qual os riscos de efeitos estocásticos e, conseqüentemente, de efeitos determinísticos sejam aceitáveis e compatíveis com os de outras atividades consideradas seguras, a ICRP recomendou e a Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN adotou limites individuais de dose para exposição ocupacional. De acordo com a CNEN, o limite anual<sup>1</sup> de dose efetiva (corpo inteiro) para o Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (IOE) é de 20 mSv<sup>2</sup>, igual para a dose equivalente no cristalino. Para a dose equivalente na pele<sup>3</sup>, mãos e pés (extremidades), o limite é de 500 mSv (CNEN, 2014).

Estes limites são expressos em termos de dose equivalente e dose efetiva. Entretanto, estas grandezas não são mensuráveis na prática clínica, por isso a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU*) (1993) estabeleceu grandezas auxiliares, denominadas operacionais, que fornecem uma estimativa conservadora das grandezas limitantes.

A grandeza operacional utilizada para monitoração de indivíduos é o equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$  que representa a dose equivalente em tecidos moles, a uma profundidade  $d$  (expressa em mm), abaixo de um ponto especificado na superfície do corpo (ICRP, 2007; ICRU, 1993). Para radiações fracamente penetrantes, a CNEN (2018), através da posição regulatória 3.01/005, estabelece o uso de  $H_p(d)$  em uma profundidade de 3 mm,  $H_p(3)$ , para estimar a dose no cristalino; e em uma profundidade de 0,07 mm,  $H_p(0,07)$ , para estimar a dose na pele e/ou extremidades. Para radiações fortemente penetrantes, a avaliação da dose efetiva

---

<sup>1</sup> 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.

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

<sup>3</sup> Valor médio de 1 cm<sup>2</sup> de área, na região mais irradiada.

devido à exposição externa, deve ser efetuada a partir de um monitor individual calibrado em termos de Hp(10).

Para estimativa da dose efetiva a partir da grandeza Hp(10), assume-se que o dosímetro esteja posicionado no ponto mais exposto do tórax (CNEN, 2018). Entretanto, a falta de padronização sobre a colocação do monitor individual no corpo do trabalhador que faz uso de vestimentas de proteção dificulta a determinação dessa grandeza.

Nos Estados Unidos, o Conselho Nacional de Proteção e Medições de Radiação (*National Council on Radiological Protection and Measurement – NCRP*) sugere o uso de dois dosímetros pessoais, um sob e outro sobre o avental plumbífero, para uma melhor estimativa da dose efetiva. Porém, se um único dosímetro for utilizado, o órgão recomenda que este deve ser colocado por fora do protetor de tireoide, na região do pescoço (NCRP, 2010). Na Europa, um dosímetro posicionado no tórax, abaixo do avental de radioproteção, ainda é considerado um bom método para estimar o valor de dose efetiva recebida pelos profissionais de saúde (MILLER et al., 2010).

A publicação 85 da ICRP (2000) recomenda que, para melhorar a acurácia da estimativa da dose efetiva, sejam adotados dois dosímetros: um dosímetro pessoal principal sob o avental plumbífero à altura do tórax, direcionado para a fonte de radiação (volume irradiado do paciente); e, um segundo dosímetro sobre o avental, na altura do pescoço. Além destes, dosímetros especiais podem ser empregados para monitorar as doses nas mãos, pés e olhos do cirurgião.

No Brasil, a Portaria 453/98 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), revogada pela RDC 330 de 20 de dezembro de 2019, estabelecia que o dosímetro individual fosse colocado sobre o avental plumbífero, aplicando-se um fator de correção de 1/10 para estimar a dose efetiva (BRASIL, 1998). A normativa atual, a RDC 330 (BRASIL, 2019), não aborda os critérios de posicionamento desses instrumentos de dosimetria.

É importante ressaltar que a exposição do corpo do profissional não é uniforme, devido ao uso das vestimentas de proteção (avental, protetor de tireoide), assim, a leitura de um único dosímetro colocado sobre o avental plumbífero superestima a dose efetiva, pois a leitura não contabiliza a dose para órgãos do tronco protegidos pelo EPI, enquanto que um dosímetro único posicionado sob o avental subestima a dose efetiva, uma vez que não leva em consideração os tecidos que não estão protegidos pelas vestimentas de proteção (SIISKONEN et al., 2007).

Diversos algoritmos têm sido desenvolvidos para estimar a dose efetiva a partir das leituras de dois dosímetros, um colocado sobre e outro sob o avental plumbífero, porém não há um consenso internacional sobre qual método deve ser adotado (ICRP, 2018). As leituras dos

dois dosímetros, em termos de Hp(10), são geralmente combinadas por meio de algoritmos lineares simples da seguinte forma (ICRP, 2018):

$$E = \alpha \text{Hp}(10)_u + \beta \text{Hp}(10)_o \quad (1)$$

onde  $\text{Hp}(10)_u$  é a medida de Hp(10) do dosímetro colocado abaixo do avental pumbífero (na região do tórax ou na cintura) e  $\text{Hp}(10)_o$  é a medida de Hp(10) do dosímetro posicionado sobre o protetor de tireoide.

Negri et al. (2019) testaram experimentalmente 21 algoritmos de dosimetria dupla reportados na literatura, cujos valores dos coeficientes  $\alpha$  e  $\beta$  estão apresentados na Tabela 1, considerando ou não o uso do protetor de tireoide. Ressalta-se que determinados algoritmos foram desenvolvidos com base na definição de dose efetiva relatada na ICRP 103 (2007), enquanto os demais se referem à ICRP 60 (1990).

Tabela 1 – Algoritmos de dosimetria dupla para cálculo de dose efetiva

<b>Algoritmo</b>	<b><math>\alpha</math></b>	<b><math>\beta</math></b>
<b>Sem protetor de tireoide</b>		
NCRP 122 (1995)	0,5	0,025
Sherbini-De Cicco (2002)	1	0,07
Swiss Ordinance (1999)	1	0,1
McEwan (2000)	0,71	0,05
Borasi (2001)	1,4	0,12
Franken. Huyskens (2002)	1	0,1
von Boetticher (2008. ICRP 60)	0,64	0,073
von Boetticher (2008. ICRP 103)	0,6	0,094
Clerinx (2008)	1,64	0,075
von Boetticher (2010. ICRP 60)	0,81	0,083
von Boetticher (2010. ICRP 103)	0,79	0,1
Niklason (1994)	1	0,06
<b>Com protetor de tireoide</b>		
Swiss ordinance (1999)	1	0,05
Borasi (2001)	1,4	0,08
Franken. Huyskens (2002)	1	0,03
von Boetticher (2008. ICRP 60)	0,64	0,016
von Boetticher (2008. ICRP 103)	0,6	0,047
Clerinx (2008)	1,64	0,058
von Boetticher (2010. ICRP 60)	0,87	0,023
von Boetticher (2010. ICRP 103)	0,84	0,051
Niklason (1994)	1	0,02

Fonte: Adaptado de Negri et al. (2019).

Os resultados indicaram que a maioria dos algoritmos avaliados superestima a dose efetiva para geometrias de irradiação típicas de procedimentos intervencionistas. De todos os algoritmos analisados, os dos estudos de von Boetticher et al. (2010), Mcewan (2000) e o da Portaria Suíça (SWISS ORDINANCE, 1999) foram os que apresentaram os melhores resultados experimentais, tendo em vista que são mais conservadores e fornecem baixo risco de subestimação da dose efetiva.

Um dos algoritmos de cálculo da dose efetiva propostos por von Boetticher et al. (2010), por exemplo, considera os fatores de ponderação da radiação para órgãos e tecidos estabelecidos pela ICRP 103 (2007) e a influência da espessura das vestimentas de proteção na energia efetiva do feixe de raios X. A Equação 2 apresenta este algoritmo:

$$E = 0,84 H_{p,c,u}(10) + 0,051 H_{p,n,o}(10) \quad (2)$$

onde  $H_{p,c,u}$  corresponde à leitura do dosímetro colocado por baixo do avental pumbífero na região do tórax, e  $H_{p,n,o}$  representa a leitura do dosímetro posicionado por fora do protetor de tireoide, na região do pescoço.

Uma vez definida a grandeza de interesse, a quantificação das doses recebidas por indivíduos ocupacionalmente expostos pode ser efetuada empregando-se dosímetros termoluminescentes (TLD) ou opticamente estimulados (OSL), além de dosímetros eletrônicos. Dentre os detectores de estado sólido passivos, ou seja, aqueles que não fornecem a leitura imediata da dose, os materiais luminescentes são ainda os mais utilizados no âmbito da dosimetria pessoal (SOUZA et al., 2014). Este método dosimétrico fundamenta-se na propriedade física que certos materiais cristalinos apresentam de emitirem luz, quando adequadamente estimulados, depois de terem sido irradiados. Se a estimulação for térmica, o fenômeno é denominado Termoluminescência (TL); se for por luz, nomeia-se Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) (FURETTA, 2010; YUKIHARA; MCKEEVER, 2011).

Os dosímetros termoluminescentes destacam-se pela alta sensibilidade, o que possibilita a utilização de dosímetros de tamanho reduzido; pela variedade de formatos disponíveis; pela facilidade de manuseio; por apresentar resposta linear com a dose para uma ampla faixa de dose; e, por não interferir na imagem fluoroscópica, uma vez que possuem valor de  $Z_{efetivo}$  aproximadamente equivalente ao do tecido humano (KOSUNEN et al., 2006; OLIVEIRA et al., 2010).

O método OSL, por sua vez, apresenta as seguintes vantagens frente ao TL: instrumentação mais simples; possibilidade de releitura do dosímetro; e, eliminação do *thermal*

*quenching* que corresponde a uma diminuição da eficiência luminescente do material cristalino devido ao aquecimento. Entretanto, os dosímetros OSL demandam proteção permanente contra estimulação luminosa, o que pode limitar a produção de materiais para usos diversos (SILVA, 2017; SOUZA et al., 2019).

Em um estudo para estimar as doses recebidas por médicos urologistas durante procedimentos de nefrolitotripsia percutânea, Sahin et al. (2018) empregaram dosímetros termoluminescentes posicionados na cabeça, pescoço, mãos e pés do cirurgião principal. As doses de radiação médias recebidas pelas mãos e pés destes profissionais, por procedimento, foram de 0,021 mSv e 0,003 mSv, respectivamente. As exposições à radiação na testa e na área do pescoço ficaram abaixo de 0,1 mSv em um período de seis meses. Os autores constataram, ainda, que o índice de massa corpórea dos pacientes, as dimensões dos cálculos urinários, o número de acessos percutâneos e o tempo de fluoroscopia são fatores que afetam a dose ocupacional em procedimentos de NLPC.

Hellawell et al. (2005) avaliaram as exposições ocupacionais durante procedimentos de ureterorrenolitotripsia, contudo, tanto o cirurgião principal quanto o auxiliar foram monitorados. Para tal, dosímetros TLD-100 foram dispostos na testa, dedos mindinhos, parte anterior das pernas e dorso dos pés destes profissionais. O cirurgião principal recebeu maiores doses nas pernas ( $11,6 \pm 2,7 \mu\text{Sv}$ ) e nos pés ( $6,4 \pm 1,8 \mu\text{Sv}$ ) quando comparadas às exposições dos olhos ( $1,9 \pm 0,5 \mu\text{Sv}$ ) e das mãos ( $2,7 \pm 0,7 \mu\text{Sv}$ ). Quanto ao auxiliar, as doses médias de radiação para olhos, mãos, pernas e pés foram de  $3,2 \mu\text{Sv}$ ,  $2,1 \mu\text{Sv}$ ,  $8,3 \mu\text{Sv}$  e  $5,7 \mu\text{Sv}$ , respectivamente. Os autores atribuíram as doses mais elevadas nos olhos do auxiliar ao papel que este desempenha durante o procedimento, como por exemplo, inclinar-se sobre o paciente.

A expansão da demanda por procedimentos médicos minimamente invasivos guiados por imagem fluoroscópica tem incentivado o desenvolvimento de sistemas de monitoramento da dose ocupacional em tempo real. Os dosímetros pessoais ativos são instrumentos particularmente úteis para otimização da proteção radiológica dos profissionais da saúde, pois propiciam a estes a consciência em tempo real das doses recebidas, de modo a incentivar o uso eficiente dos dispositivos de radioproteção (SOUZA et al., 2019).

Vañó et al. (2011) avaliaram um sistema de dosimetria ocupacional, DoseAware – Philips, que fornece em tempo real a taxa e o equivalente de dose pessoal para a equipe médica durante a execução de procedimentos guiados por fluoroscopia. A cada segundo, o sistema registra as informações de dose de cada um dos profissionais e as transmite, via conexão sem fio (*wireless*), para uma estação base situada próximo aos painéis de visualização das imagens fluoroscópicas (Figura 8). Além do valor educacional para o sistema de proteção radiológica,

os autores destacam os seguintes benefícios deste método de dosimetria: a informação detalhada sobre a taxa de dose ocupacional durante os procedimentos; a possibilidade de comparar as doses ocupacionais registradas entre diferentes profissionais; e, a facilidade de fornecer subsídios para que os médicos reconheçam e corrijam, quando possível, projeções onde a taxa de radiação espalhada na sala for alta.

Figura 8 – Sistema DoseAware para monitoração individual em tempo real



Fonte: VAÑÓ et al. (2011).

Esquerda: posicionamento da estação base DoseAware (seta na figura). Direita: tela da estação base com as informações para monitoração em tempo real.

Em um estudo para estimar os níveis de doses ocupacionais durante procedimentos urológicos de NLPC, Vañó et al. (2016) empregaram este mesmo tipo de dosímetro eletrônico posicionado sobre os aventais pumblíferos dos médicos principal e auxiliar, e da enfermeira, conforme apresentado na Figura 9. Os dosímetros DoseAware foram calibrados na grandeza  $H_p(10)$  e a cada segundo, forneciam dados sobre a dose e as taxas de dose recebidas pelos profissionais monitorados. Tais informações foram armazenadas no dosímetro eletrônico para posterior análise e discussão com urologistas e outros profissionais da equipe com o intuito de melhorar as medidas de proteção radiológica.

Figura 9 – Posicionamento do dosímetro DoseAware sobre o avental pumblífero do profissional



Fonte: Adaptado de VAÑÓ et al. (2016).

Os valores médios das doses ocupacionais  $H_p(10)$ , por procedimento, para os cirurgiões principal e auxiliar e para enfermeira foram  $576 \mu\text{Sv}$ ,  $117 \mu\text{Sv}$ ,  $37 \mu\text{Sv}$ , respectivamente. Os autores também utilizaram dosímetros luminescentes opticamente estimulados para estimar a dose na lente dos olhos dos médicos urologistas. Três dosímetros OSL foram posicionados nos lados direito e esquerdo e no centro dos óculos de proteção (não blindados) do médico principal, com o objetivo de avaliar as diferenças entre os valores de dose nas diferentes posições dos dosímetros (Figura 10).

Figura 10 – Disposição dos dosímetros OSLs nos óculos de proteção do urologista



Fonte: Adaptado de VAÑÓ et al. (2016).

As setas indicam a posição dos dosímetros OSL à esquerda, à direita e na zona frontal dos óculos.

As doses oculares médias reportadas foram de  $296 \mu\text{Sv}$ ,  $317 \mu\text{Sv}$  e  $278 \mu\text{Sv}$  para glabella e olhos direito e esquerdo, respectivamente. O tempo de fluoroscopia (média de 11,5 min) e o nível de complexidade dos procedimentos avaliados foram fatores preponderantes para estes resultados. Os autores salientam que a geometria adotada durante os procedimentos; as

angulações do arco em C; a distância do urologista ao paciente; e, a posição do cirurgião (sentado ou em pé) tem um impacto relevante nas doses recebidas pelos olhos destes profissionais, por isso recomendam que pelo menos o operador principal utilize óculos pumblíferos durante procedimentos complexos; que o feixe de raios X seja adequadamente colimado; e, que seja mantida a maior distância possível entre o paciente e o urologista, a fim de reduzir a carga de radiação espalhada (VAÑÓ et al., 2016).

Com base nos resultados obtidos e na comparação entre os valores médios de doses ocupacionais fornecidos pelo dosímetro eletrônico colocado sobre o avental de chumbo e o detector OSL posicionado no centro dos óculos pumblíferos, Vañó et al. (2016) constataram que os valores de dose ocupacional Hp(10) podem representar uma abordagem conservadora para estimar a dose na lente dos olhos, considerando que os urologistas podem remover os óculos de proteção durante parte do procedimento, de tal modo que os valores de leitura OSL obtidos nem sempre sejam representativos das verdadeiras doses oculares.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi desenvolvido junto à equipe médica de urologia de três hospitais localizados em Recife-PE. Um hospital (Instituição 1) é público e os demais (Instituições 2 e 3) são particulares. Foram avaliados 53 procedimentos para tratamento de litíase urinária dos quais 30 foram de nefrolitotripsia percutânea (NLPC) e 23 de ureterorrenolitotripsia (UR). Nas Instituições 1 e 2, foram monitorados procedimentos tanto de NLPC quanto de UR, enquanto que na Instituição 3 somente foram coletados dados de procedimentos de UR.

Foram coletados, através de uma ficha de registro, dados do paciente (nome, número de registro, gênero, idade, estatura e massa corporal), do tipo de procedimento e dos protocolos utilizados. Além de informações clínicas, como o tamanho do cálculo urinário, que podem influenciar tanto a complexidade dos procedimentos quanto os ajustes dos parâmetros de irradiação. Cabe salientar que este trabalho foi submetido e aprovado pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) sob o número de certificação 39012620.3.0000.5208.

Em cada procedimento também foram registrados parâmetros de aquisição e de irradiação, tais como: kV, mA, largura do pulso, tempo de fluoroscopia, modo de fluoroscopia (contínuo ou pulsado), tempo total de operação e o parâmetro dosimétrico kerma no ar ( $K_{a,r}$ ) para fluoroscopia, quando fornecido pelo equipamento. O formulário de coleta de dados está contido no Apêndice A.

Os modelos dos equipamentos de arco em C utilizados em ambos os tipos de procedimentos monitorados nesta pesquisa estão apresentados na Tabela 2. Para aquisição de imagens, todos os equipamentos empregavam o sistema de detecção do tipo intensificador de imagem.

Tabela 2 – Equipamentos de arco em C instalados nas instituições avaliadas

Instituição	Equipamento	
	Marca	Modelo
1	GE	OEC 9800 Plus
2	GE	Brivo OEC 850
	GE	OEC 9900 Elite
3	GE	Brivo OEC 850

Fonte: A autora (2022).

Foram realizados testes de avaliação do desempenho dos equipamentos de raios X utilizados nas Instituições 1 e 2, com base nos requisitos estabelecidos pela RDC 330 do Ministério da Saúde (BRASIL, 2019). A metodologia adotada na execução destes testes, bem

como os resultados obtidos para cada um dos equipamentos avaliados estão apresentados no Apêndice B. Não foi possível realizar estes testes para o equipamento de fluoroscopia utilizado na Instituição 3 devido à indisponibilidade de horário por parte do setor do bloco cirúrgico.

As Tabelas 3 e 4 descrevem características de cada uma das instituições em que esta pesquisa foi realizada, no que diz respeito aos procedimentos nefrolitotripsia percutânea e ureterorrenolitotripsia monitorados. Ressalta-se que neste estudo o termo “médico principal” é utilizado para designar o profissional que executa o procedimento, sendo residente ou não.

Tabela 3 – Descrição das características de cada instituição para procedimentos de nefrolitotripsia percutânea (NLPC)

<b>Procedimentos de Nefrolitotripsia Percutânea</b>		
<b>Característica</b>	<b>Instituição 1</b>	<b>Instituição 2</b>
Número de procedimentos	26	4
Perfil de experiência do médico principal <sup>1</sup>	< 3 anos (88%) > 20 anos (12%)	> 20 anos (100%)
Modo de fluoroscopia <sup>1</sup>	Fluoro contínuo (96%) Fluoro pulsado (4%)	Fluoro contínuo (30%) Fluoro pulsado (70%)
IMC médio dos pacientes	29,84 kg/m <sup>2</sup>	26,40 kg/m <sup>2</sup>

Fonte: A autora (2022).

<sup>1</sup>Os valores percentuais referem-se ao número de procedimentos.

Tabela 4 – Descrição das características de cada instituição para procedimentos de ureterorrenolitotripsia (UR)

<b>Procedimentos de Ureterorrenolitotripsia</b>			
<b>Característica</b>	<b>Instituição 1</b>	<b>Instituição 2</b>	<b>Instituição 3</b>
Número de procedimentos	6	10	7
Perfil de experiência do médico principal <sup>1</sup>	< 3 anos (100%)	> 20 anos (100%)	> 20 anos (100%)
Modo de fluoroscopia <sup>1</sup>	Fluoro contínuo (100%) Fluoro pulsado (0%)	Fluoro contínuo (67%) Fluoro pulsado (33%)	Fluoro contínuo (71%) Fluoro pulsado (29%)
IMC médio dos pacientes	30,15 kg/m <sup>2</sup>	25,55 kg/m <sup>2</sup>	25,82 kg/m <sup>2</sup>

Fonte: A autora (2022).

<sup>1</sup>Os valores percentuais referem-se ao número de procedimentos.

### 3.1 DOSIMETRIA OCUPACIONAL

A dose efetiva recebida pela equipe médica durante os procedimentos de endourologia foi estimada juntamente com os valores das doses para a região dos olhos, mãos, joelhos e pés.

Para tanto, dosímetros termoluminescentes e opticamente estimulados foram posicionados no corpo dos médicos principal e auxiliar, conforme mostra a Figura 11.

Figura 11 – Distribuição dos dosímetros no corpo do médico monitorado



Fonte: A autora (2022).

Para as medidas das doses nas extremidades e na região dos olhos, foram utilizados dosímetros TLD-100 (LiF:Mg,Ti), fabricados pela Thermo Scientific, nas dimensões 3 mm x 3 mm x 1 mm. Os TLDs foram encapsulados aos pares em um plástico fino (de dimensões de 1,4 cm x 1,4 cm) e distribuídos nas seguintes regiões do corpo dos médicos principal e auxiliar (ver Figura 11):

- Na face, próximo à lateral dos olhos e à glabella (pontos 1, 2 e 3);
- Na região dos punhos, próximo às mãos direita e esquerda (pontos 4 e 5);
- Nos joelhos direito e esquerdo (pontos 6 e 7);
- Nos pés direito e esquerdo (pontos 8 e 9).

Além disso, dosímetros OSL foram posicionados sobre o protetor tireoidiano (ponto 10); e, na região do tórax, sob o avental pumlífero (ponto 11).

Para a estimativa da dose efetiva, foram utilizados dosímetros OSL do tipo BeOSL, fabricados pela Dosimetrics GmbH. Este dosímetro pessoal consiste de dois chips de óxido de berílio (BeO): um como elemento detector para Hp(10) e outro para Hp(0,07), ambos dispostos

em um encapsulamento plástico. O detector Hp(10) é coberto por um filtro de teflon com 2,4 mm de espessura e o detector Hp(0,07), por sua vez, é coberto por uma janela de plástico com espessura de 0,5 mm (SOMMER et al., 2011). Este sistema OSL atende os requisitos da norma DIN IEC 62387 (2020) e obteve a homologação correspondente pelo Instituto Nacional de Metrologia da Alemanha (*Physikalisch-Technische Bundesanstalt* – PTB).

Os dosímetros OSL são rotineiramente fornecidos pelo Laboratório de Proteção Radiológica do DEN/UFPE e, portanto, as suas leituras foram realizadas por este laboratório adotando a calibração já disponível em termos de Hp(10). A dose efetiva foi, então, estimada utilizando o algoritmo proposto por von Boetticher et al. (2010) que relaciona as medidas fornecidas por dois dosímetros, sendo um posicionado abaixo e outro acima do avental pumblífero. A equação para a determinação da dose efetiva é:

$$E = 0,84 H_{p,c,u}(10) + 0,051 H_{p,n,o}(10) \quad (2)$$

onde  $H_{p,c,u}$  corresponde à leitura do dosímetro colocado por baixo do avental, na região do tórax, e  $H_{p,n,o}$  representa a leitura do dosímetro posicionado por fora do protetor de tireoide.

No caso dos dosímetros termoluminescentes, foi necessário realizar inicialmente a calibração dos chips de modo a poder utilizá-los para a estimativa das doses na região dos olhos e nas extremidades. A primeira etapa consistiu em separar o lote de dosímetros que apresentassem uma variação na resposta TL menor ou igual a 10%. Não foi determinado o fator de sensibilidade individualmente, para cada dosímetro, uma vez que os chips não são numerados e não seria possível identifica-los após o uso.

Para separação por lote, um conjunto de 190 dosímetros termoluminescentes foi irradiado em um feixe de radiação gama de Cs-137, com uma dose de 5 mGy, a 1 m de distância da fonte. Esta irradiação foi realizada no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes – LMRI-DEN/UFPE, sendo que os dosímetros foram acondicionados em uma placa de acrílico e cobertos com uma outra placa de 3 mm de espessura para obter o equilíbrio eletrônico. Após a irradiação, os TLDs foram lidos na leitora Victoreen modelo 2800M, no modo *step*, obtendo-se o valor da área do pico TL da *glow curve*. Este procedimento foi repetido três vezes, sendo que antes de cada irradiação os dosímetros foram zerados com um tratamento térmico de 400°C por uma hora e 100°C por duas horas.

Após as três leituras, foi calculada a média e o desvio padrão da resposta de cada dosímetro. Todos os TLDs que apresentaram uma variação maior que 5% na reprodutibilidade da sua resposta foram excluídos do lote. Com o conjunto dos dosímetros restantes, foi separado

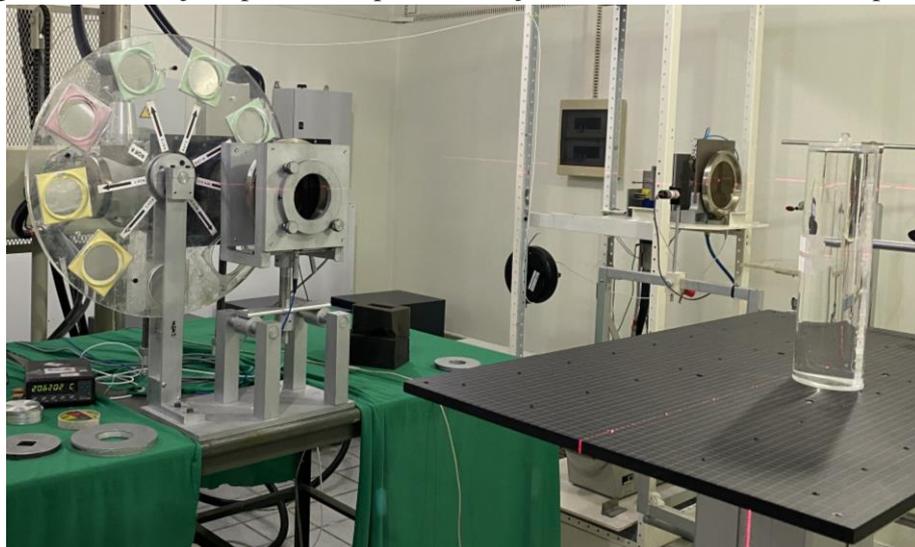
um lote para ser utilizado na pesquisa de modo que a variação na sua resposta fosse de  $\leq 10\%$ . Este conjunto foi considerado como um lote de dosímetros de mesma sensibilidade.

A partir daí, os TLDs foram calibrados no LMRI-DEN/UFPE em termos das grandezas operacionais  $H_p(0,07)$  para os dosímetros a serem utilizados para a estimativa da dose nas extremidades e  $H_p(3)$  para os dosímetros a serem posicionados na região dos olhos.

As irradiações dos dosímetros foram realizadas com um equipamento de raios X industrial, de alta frequência, marca Gulmay, modelo MP1, adotando a qualidade do feixe de radiação ISO N-80, definido na norma ISO 4037-1 (ISO, 2019a). Para calibração em termos de  $H_p(0,07)$ , os TLDs, encapsulados aos pares, foram posicionados sobre o fantoma *Pillar* que consiste de um cilindro de PMMA de 73 mm de diâmetro e 300 mm de altura, preenchido com água (ISO, 2019a). Os dosímetros foram irradiados com o ângulo de incidência da radiação a  $0^\circ$  e com valores de doses no intervalo entre 0,5 mSv e 6 mSv. Para a calibração em termos de  $H_p(3)$ , foi utilizado um cilindro de PMMA de 200 mm de diâmetro e 200 mm de altura, representando uma cabeça humana, de modo que este cilindro foi preenchido com água. Os dosímetros foram irradiados com valores de dose entre 2 mSv e 8 mSv (ISO, 2019b).

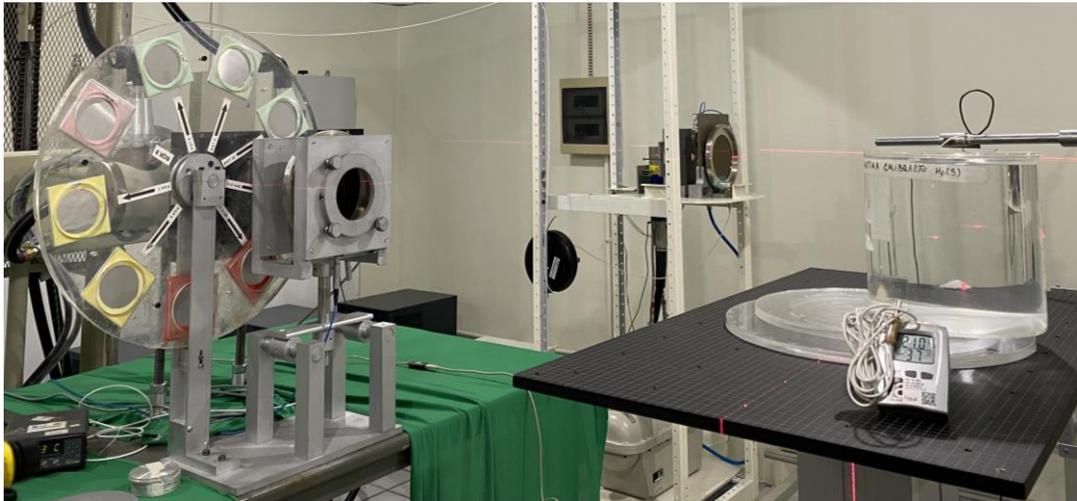
As Figuras 12 e 13 ilustram os arranjos experimentais de calibração dos dosímetros TLD-100 nas grandezas  $H_p(0,07)$  e  $H_p(3)$ , respectivamente.

Figura 12 – Arranjo experimental para calibração dos TLDs em termos de  $H_p(0,07)$



Fonte: A autora (2022).

Figura 13 – Arranjo experimental para calibração dos TLDs em termos de  $H_p(3)$



Fonte: A autora (2022).

Com base nos dados obtidos, foram traçadas as curvas de calibração que correlacionam a leitura do dosímetro com o valor de  $H_p(d)$ . Assim, os fatores de calibração foram determinados a partir dos coeficientes angulares das retas de calibração ajustadas linearmente.

A Tabela 5 explicita 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  $H_p(0,07)$  e  $H_p(3)$ .

Tabela 5 – Parâmetros associados às curvas de calibração obtidas para os dosímetros TLD-100

<b>Grandeza operacional</b>	<b>Coefficiente angular</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
$H_p(0,07)$	0,046	0,999
$H_p(3)$	0,053	0,999

Fonte: A autora (2022).

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 6 apresenta os valores médio, mínimo e máximo, além do desvio padrão, para os dados de idade, massa, estatura e índice de massa corpórea (IMC) dos pacientes submetidos a procedimentos de nefrolitotripsia percutânea (NLPC) e de ureterorrenolitotripsia (UR). Os resultados de IMC obtidos neste estudo foram avaliados por grau de obesidade e classificados de acordo com os valores de IMC propostos pela Organização Mundial da Saúde (OMS, 1999), conforme apresentado na Tabela 7.

Tabela 6 – Valores médio, mínimo e máximo para os dados dos pacientes em cada tipo de procedimento

Procedimento	Gênero	Nº de casos	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	IMC (kg.m <sup>-2</sup> )
NLPC	Feminino	18	44 ± 14 (15 - 63)	78 ± 26 (45 - 130)	158,7 ± 8,2 (140 - 170)	30,8 ± 9,8 (19,5 - 50,8)
	Masculino	12	47 ± 12 (17 - 62)	77 ± 19 (50 - 110)	169,8 ± 8,6 (150 - 182)	26,5 ± 5,0 (20,6 - 35,9)
UR	Feminino	10	50 ± 19 (29 - 79)	70 ± 14 (54 - 96)	163,7 ± 4,2 (156 - 170)	25,9 ± 4,5 (19,8 - 35,3)
	Masculino	13	51,4 ± 8,4 (38 - 67)	84,5 ± 9,3 (66 - 100)	174,6 ± 5,3 (160 - 180)	27,7 ± 2,5 (24,4 - 33,5)

Fonte: A autora (2022).

NLPC: nefrolitotripsia percutânea; UR: ureterorrenolitotripsia

Tabela 7 – Percentual de pacientes em função do grau de obesidade

IMC (kg.m <sup>-2</sup> )	Classificação	NLPC		UR		
		Instituição 1 (n = 26)	Instituição 2 (n = 4)	Instituição 1 (n = 6)	Instituição 2 (n = 10)	Instituição 3 (n = 7)
< 18,5	Baixo peso	0%	0%	0%	0%	0%
18,5 - 24,9	Normal	23%	25%	17%	20%	29%
≥ 25	Sobrepeso	42%	50%	0%	70%	71%
30 - 34,9	Obesidade nível 1	12%	25%	67%	10%	0%
35 - 39,9	Obesidade nível 2	12%	0%	17%	0%	0%
> 40	Obesidade mórbida	12%	0%	0%	0%	0%

Fonte: A autora (2022).

NLPC: nefrolitotripsia percutânea; UR: ureterorrenolitotripsia

Os dados indicam que não há diferença significativa entre as médias de idade e estatura dos pacientes em ambos os tipos de procedimentos clínicos, e que a média de massa corpórea foi maior para os pacientes do gênero masculino submetidos à ureterorrenolitotripsia. Além disso, há uma maior predominância de casos de litíase urinária em pacientes do gênero feminino

(53%). É importante ressaltar que embora os índices de prevalência mundial indiquem maior incidência de nefrolitíase em homens do que em mulheres (MESCHI et al., 2012), estudos recentes sugerem que esta relação epidemiológica vem se modificando, sobretudo devido a mudanças nos índices de obesidade e nos padrões de consumo alimentar e de ingestão de líquidos (HESSWANI et al., 2020; SILVA; MACIEL, 2016). Na população norte-americana, por exemplo, a proporção entre homens e mulheres acometidos por nefrolitíase diminuiu de 3,1 para 1,3 nas últimas décadas, o que foi atribuído a um aumento nos eventos de cálculos sintomáticos em paciente do gênero feminino (1,9% ao ano) associado a um declínio relativo destes casos entre os pacientes do gênero masculino (1,7% ao ano) (ZIEMBA; MATLAGA, 2017).

Os valores obtidos para IMC, apresentados na Tabela 7, apontam maior percentual de pacientes acima do peso normal entre aqueles que foram submetidos a procedimentos de NLPC (88%) em comparação aos que realizaram procedimentos de UR (78%). Estes resultados evidenciam a relação entre o sobrepeso e a ocorrência de litíase urinária, uma vez que esta patologia pode estar associada a doenças sistêmicas como obesidade, diabetes e distúrbios cardiovasculares (MAYANS, 2019).

A Tabela 8 apresenta os valores médios dos parâmetros de irradiação correspondentes aos procedimentos avaliados neste estudo em comparação com dados encontrados na literatura. Os resultados mostram que os valores de corrente (mA) do tubo de raios X, bem como o tempo de fluoroscopia (TF) obtidos na presente pesquisa são similares aos reportados pelos trabalhos citados.

Tabela 8 – Valores médios dos parâmetros de irradiação em procedimentos de endourologia na literatura e neste estudo

Parâmetros de irradiação	NLPC		UR	
	Majidpour (2010)	Este estudo	Galonnier et al. (2016)	Este estudo
Tensão do tubo (kV)	73	84,3	88	82,6
Corrente do tubo (mA)	2,8	2,7	2,9	3,2
Tempo de fluoroscopia (s)	258	267,7	87	96

Fonte: A autora (2022).

NLPC: nefrolitotripsia percutânea; UR: ureterorenolitotripsia

#### 4.1 DOSIMETRIA OCUPACIONAL

Os procedimentos de nefrolitotripsia percutânea monitorados neste trabalho foram, em sua grande maioria (78%), executados por médicos residentes, com um médico experiente

atuando como auxiliar; enquanto que 70% dos procedimentos de ureterorrenolitotripsia tiveram como médico principal um urologista experiente.

A Tabela 9 apresenta o percentual de uso dos dispositivos de radioproteção pelos profissionais monitorados em cada instituição para ambos os tipos de procedimentos avaliados.

Tabela 9 – Percentual de uso de elementos de radioproteção pelos profissionais monitorados

Instituição	Procedimento	Casos avaliados	Avental pumblífero (%)	Protetor de tireoide pumblífero (%)	Óculos pumblíferos (%)
1	NLPC	26	100	100	38
	UR	6	100	100	0
2	NLPC	4	100	100	50
	UR	10	100	100	35
3	UR	7	100	100	30

Fonte: A autora (2022).

NLPC: nefrolitotripsia percutânea; UR: ureterorrenolitotripsia

Nos procedimentos acompanhados, todos os profissionais da equipe médica utilizavam avental e protetor de tireoide pumblíferos, entretanto, somente o médico experiente fazia uso de óculos pumblíferos em alguns procedimentos, sobretudo nas instituições particulares, como pode ser constatado na Tabela 9. Os percentuais de uso de EPI's obtidos neste estudo são semelhantes aos reportados por Dudley e Semins (2015) que ao caracterizar os padrões de exposição de endourologistas registraram uso de aventais de chumbo em 99,3% dos casos, protetores de tireoide em 98,7% e óculos pumblíferos em 52,7% dos procedimentos urológicos avaliados.

Destaca-se, ainda, que nenhum dos equipamentos utilizados neste trabalho dispunha de barreiras de proteção acopladas como a cortina plumbífera, situada na borda da mesa do paciente, e a tela de acrílico plumbífera, suspensa no teto.

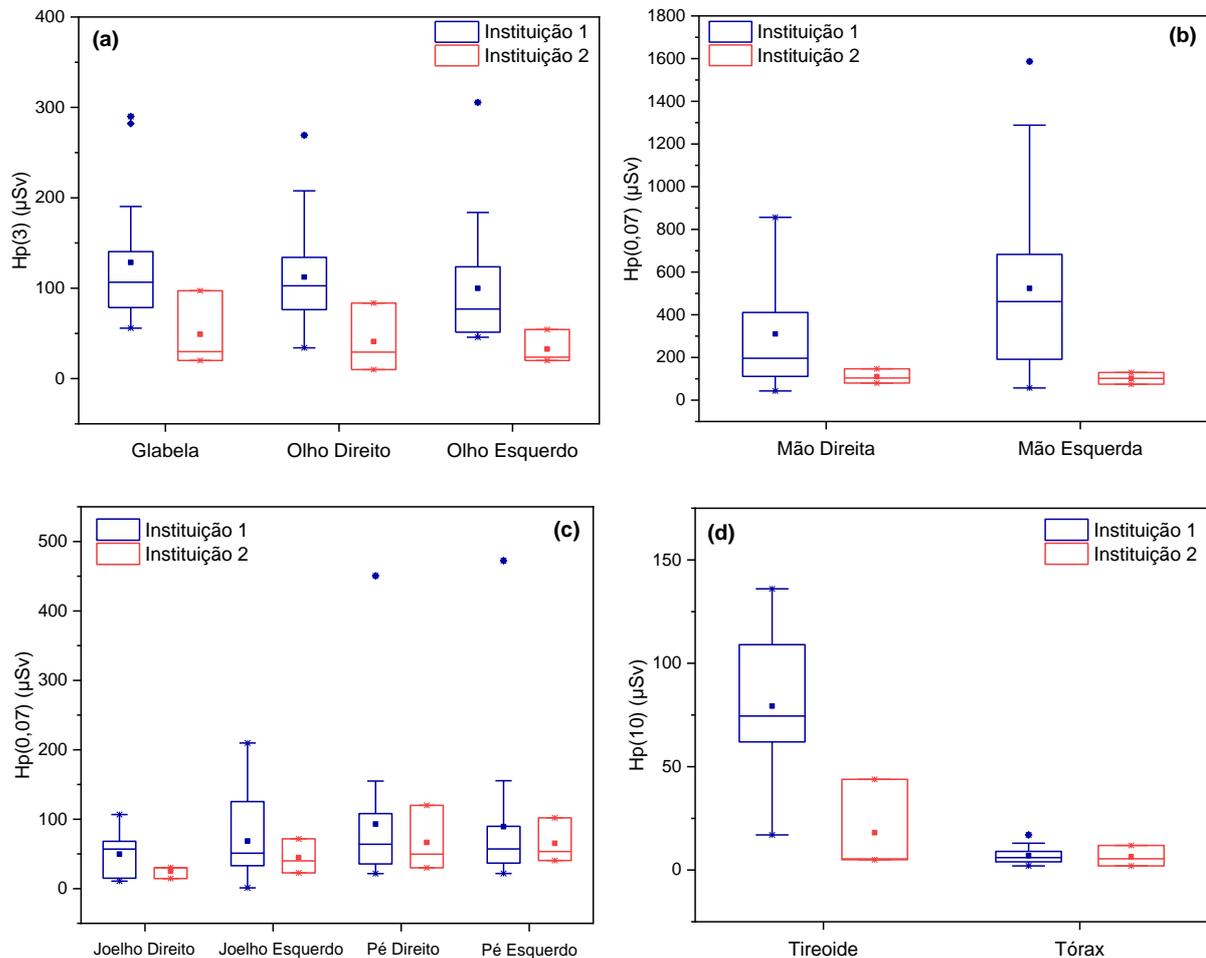
A seguir, serão apresentados os resultados obtidos para as doses de radiação recebidas pelos profissionais da equipe médica durante os procedimentos de nefrolitotripsia percutânea e de ureterorrenolitotripsia avaliados neste estudo.

#### 4.1.1 Procedimentos de Nefrolitotripsia Percutânea

A Figura 14 mostra a distribuição, apresentada em gráficos *box and whiskers*, dos valores de equivalente de dose pessoal, Hp(d), nas diversas regiões do corpo do **médico principal** para

as duas instituições avaliadas. Neste tipo de gráfico, as extremidades inferiores e superiores do retângulo indicam o 1º e 3º quartis da distribuição de frequência de dados, respectivamente. O valor médio dos dados é representado pelo quadrado no interior do retângulo enquanto que a linha horizontal que corta este retângulo indica a mediana da distribuição. Os extremos do gráfico representam os valores mínimos e máximos da distribuição. Já os pontos fora da distribuição são considerados valores discrepantes (*outliers*) e são denotados por losango ( $\diamond$ ).

Figura 14 – Distribuição dos valores de Hp(d) nos (a) olhos, (b) mãos, (c) pés e joelhos, (d) tireoide e tórax do médico principal em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea



Fonte: A autora (2022).

É possível observar, na Figura 14, que os valores das doses nos pontos avaliados para o médico principal apresentam considerável variação em função da complexidade dos procedimentos, sendo que a Instituição 1 apresenta maior dispersão que a Instituição 2. Este comportamento pode ser atribuído ao posicionamento do médico em relação ao paciente e ao tubo de raios X, durante o procedimento, bem como à localização do cálculo e à morfologia do paciente (GALONNIER et al., 2016).

A Figura 15 mostra um exemplo do posicionamento da equipe médica durante o procedimento de nefrolitotripsia percutânea.

Figura 15 – Posicionamento da equipe médica em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea



Fonte: A autora (2022).

1: médico principal; 2: médico auxiliar; 3: residente; 4: instrumentadora.

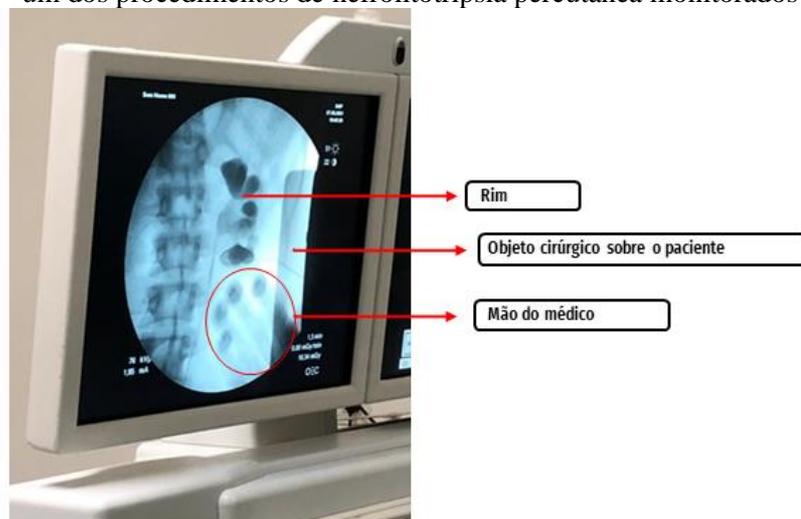
Os resultados também indicam que as mãos foram as regiões do corpo do médico principal mais expostas à radiação X, em ambas as instituições. Durante os procedimentos de NLPC, as mãos ficam mais próximas do paciente, podendo receber mais radiação espalhada. Consta-se, ainda, que os maiores valores médios de  $H_p(0,07)$  para mãos foram registrados na Instituição 1. Entretanto, é importante destacar que nesta instituição, 88% dos procedimentos foram realizados por residentes, enquanto que na Instituição 2, o médico principal era um urologista com mais experiência. Além disso, o procedimento de fluoroscopia na Instituição 1 foi, em sua grande maioria (96%), realizado no modo contínuo, ao passo que na Instituição 2, foi utilizado o modo pulsado em 70% dos procedimentos. Ressalta-se também que na Instituição 1, o percentual de pacientes obesos foi maior do que na Instituição 2, o que contribuiu para o aumento da radiação espalhada e da dose no médico.

Na Instituição 1, o valor médio de  $H_p(0,07)$  para mão esquerda do médico principal nos casos de tratamento de pacientes com  $IMC > 30 \text{ kg.m}^{-2}$  (condição de obesidade) foi  $786 \mu\text{Sv}$ , enquanto que para pacientes com  $IMC < 30 \text{ kg.m}^{-2}$ , este valor foi  $380 \mu\text{Sv}$ . Já na Instituição 2, a metade dos pacientes apresentava apenas sobrepeso, de modo que nestes casos, o valor médio de equivalente de dose pessoal para a mão mais exposta (direita) do urologista foi  $113 \mu\text{Sv}$ .

De acordo com Ortiz et al. (2014), os desafios para o tratamento por NLPC de pacientes obesos incluem dificuldades para identificar pontos anatômicos de referência e alcançar o rim empregando instrumentos e bainhas de acesso com comprimentos convencionais, sobretudo, em razão do excesso de tecido adiposo; e, a má visualização radiográfica que dificulta o acesso ao rim. Estas complexidades clínicas podem aumentar o tempo total de fluoroscopia e a exposição ocupacional tendo em vista que a radiação espalhada ao redor do paciente é maior e que o controle automático de exposição modula os parâmetros de kV e mA para fornecer uma melhor visualização anatômica.

O máximo valor de  $H_p(0,07)$  encontrado para as mãos do médico principal foi 1586  $\mu\text{Sv}$ , sendo registrado na Instituição 1 para um procedimento em que ocorreu a interposição da mão esquerda do médico no feixe de radiação primário, conforme mostra a Figura 16. Este fato aconteceu durante um procedimento complexo para tratar um paciente com obesidade mórbida ( $\text{IMC} = 50,78 \text{ kg.m}^{-2}$ ). Além disso, ressalta-se que o campo de radiação utilizado não estava colimado. Caso fosse colimado, mesmo com este paciente, a dose seria menor.

Figura 16 – Imagem mostrando a mão esquerda do médico principal no feixe de radiação primário em um dos procedimentos de nefrolitotripsia percutânea monitorados



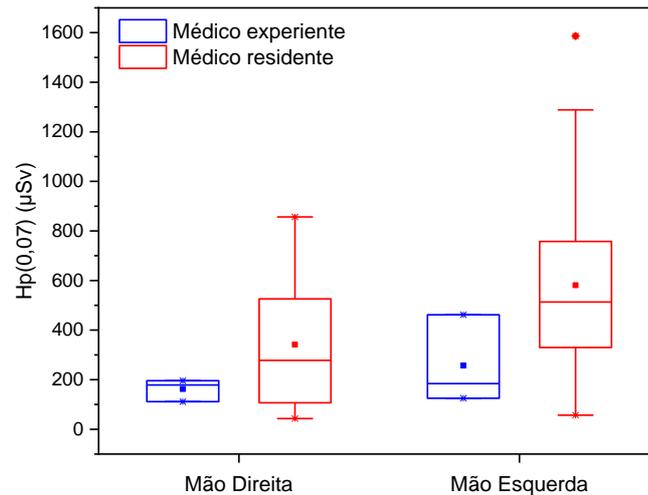
Fonte: A autora (2022).

Embora alguns autores reportem que a redução da dose nas mãos pode ser alcançada pelo uso de luvas pumlíferas (REHANI et al., 2010; VANHAVERE et al., 2012), o emprego destes EPI's pode elevar o tempo de fluoroscopia, devido à redução da sensibilidade tátil do cirurgião, além de induzir o sistema de controle automático de exposição a ajustar os parâmetros de irradiação caso a mão protegida pela luva seja interposta no feixe de raios X, de modo a aumentar a dose tanto para o paciente quanto para a equipe médica. Desta forma, a proteção

eficaz das mãos do cirurgião pode ser alcançada mantendo-as fora do feixe primário e empregando telas pumbíferas suspensas no teto (VASSILEVA et al., 2020).

A Figura 17 apresenta os resultados de Hp(0,07) obtidos para as mãos em procedimentos de NLPC que foram executados na Instituição 1 por residentes ou pelo urologista experiente.

Figura 17 – Distribuição dos valores de Hp(0,07) em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea executados na Instituição 1 de acordo com a experiência do médico principal



Fonte: A autora (2022).

Observa-se que os valores de Hp(0,07) foram maiores para os médicos residentes do que para o urologista mais experiente. Outro aspecto a mencionar é que os casos em que ocorreu a interposição de alguma das mãos no feixe primário de radiação foram registrados apenas entre os médicos residentes. De acordo com Weld et al. (2014), espera-se que os residentes de urologia alcancem proficiência em procedimentos endourológicos, através de programas de treinamento que abordem não só o controle do nefroscópio e o tratamento dos cálculos, mas também a limitação e o controle do uso da fluoroscopia. Para os autores, conforme adquirem experiência, os residentes passam a confiar mais na visualização endoscópica, diminuindo a necessidade do uso da orientação fluoroscópica.

A experiência do cirurgião principal também influencia no tempo de fluoroscopia (TF) utilizado durante o procedimento. Segundo Hanna et al. (2015), o tempo de fluoroscopia é inversamente proporcional à experiência do cirurgião e ao nível de aprimoramento da técnica endourológica. No presente estudo, o tempo fluoroscópico médio registrado na Instituição 1, cuja maioria dos procedimentos foi realizada por residentes, foi de 4,61 min; enquanto que na Instituição 2, na qual todos os procedimentos foram executados por um urologista experiente, o TF foi de 2,48 min. Associa-se, também, a este resultado, o uso mais frequente da fluoroscopia pulsada nesta instituição. Wenzler et al. (2017) alertam que um acréscimo de 1 minuto no tempo

de fluoroscopia está associado a um aumento de 22% do risco de alta exposição à radiação para o médico principal.

Com base nos resultados de  $H_p(0,07)$  para joelhos e pés, apresentados na Figura 14, observa-se que os valores médios registrados na Instituição 1 são maiores do que os obtidos na Instituição 2. Em ambas as instituições avaliadas, nenhum dos equipamentos possuía cortina pumbífera como acessório de radioproteção, acarretando exposições consideráveis das extremidades inferiores. Estas cortinas poderiam reduzir as doses nas pernas do cirurgião em fatores de 10-20, se posicionadas corretamente durante os procedimentos (MARTIN, 2009).

Além disso, a similaridade entre os valores de  $H_p(d)$  estimados para os pés direito e esquerdo, bem como as doses mensuráveis nos joelhos, devem-se ao posicionamento do médico principal em relação ao tubo de raios X, que é sentado de frente para o equipamento, conforme mostrado na Figura 18, mantendo a mesma distância dos joelhos ao tubo de raios X.

Figura 18 – Posicionamento dos médicos com relação ao tubo de raios X em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea



Fonte: A autora (2022).

1: médico principal; 2: médico auxiliar.

Com relação aos dados de equivalente de dose pessoal registrados para os olhos direito e esquerdo dos profissionais monitorados, constatou-se ampla variação entre os valores mínimos e máximos. Na Instituição 1, por exemplo, os valores de  $H_p(3)$  variaram de 34 a 249  $\mu\text{Sv}$  para o olho direito e de 46 a 305  $\mu\text{Sv}$  para o olho esquerdo do médico principal. Resultados de alguns trabalhos reportados na literatura também se apresentaram desta forma: Taylor et al. (2013) avaliaram doses oculares na prática urológica de NLPC e obtiveram valores de dose no

olho direito do cirurgião principal variando entre 40 e 220  $\mu\text{Sv}$ ; Vañó et al. (2016), por sua vez, reportaram valores de doses oculares variando de 64 a 1255  $\mu\text{Sv}$  para o olho direito e de 65 a 1014  $\mu\text{Sv}$  para o olho esquerdo do operador principal. De acordo com estes autores, fatores como a geometria de irradiação, as grandes variações na complexidade dos procedimentos, as características físicas dos pacientes e o posicionamento dos cirurgiões contribuem para as dispersões obtidas.

Observa-se, ainda, na Figura 14, que os maiores valores médios de Hp(3) foram registrados na Instituição 1 e estes são, em média, 64% maiores que os obtidos na Instituição 2. Vale ressaltar que esta diferença entre as duas instituições deve-se ao maior índice de massa corpórea dos pacientes tratados na Instituição 1; à habilidade do cirurgião (residente ou não); e, especialmente, ao uso de óculos pumblíferos pelo médico principal em todos os procedimentos realizados na Instituição 2, bem como ao emprego do modo pulsado de fluoroscopia em 70% dos casos monitorados neste hospital, ao passo que na Instituição 1 apenas um procedimento foi executado nesse modo de operação.

A fluoroscopia pulsada configura uma importante ferramenta para reduzir a exposição à radiação ionizante em procedimentos endourológicos, através da limitação do número de exposições por segundo e da diminuição do tempo total de fluoroscopia, sem comprometer a eficácia e a segurança cirúrgica do procedimento (DURUTOVIC et al., 2016). Ao comparar os dados de Hp(3), apresentados na Tabela 10, do único procedimento realizado na Instituição 1 sob modo pulsado de fluoroscopia com um outro caso dotado de parâmetros de exposição similares, porém executado no modo contínuo de fluoroscopia, foi possível constatar reduções de 49%, 47% e 45% para olho direito, glabela e olho esquerdo do médico principal, respectivamente. Já na Instituição 2, adotando os mesmos critérios de comparação, foram obtidas reduções mais significativas nos valores de Hp(3) ao utilizar o modo pulsado em vez do contínuo: 65% para o olho direito, 69% para a glabela e 56% para o olho esquerdo do cirurgião principal, conforme dados da Tabela 10.

Tabela 10 – Comparativo de valores de Hp(3) obtidos nos modos contínuo e pulsado para procedimentos de nefrolitotripsia percutânea

Região	Equivalente de dose pessoal ( $\mu\text{Sv}$ )			
	Instituição 1		Instituição 2	
	Modo contínuo	Modo pulsado	Modo contínuo	Modo pulsado
Olho direito	103	52	84	29
Glabela	107	57	97	30
Olho esquerdo	84	46	54	24

Fonte: A autora (2022).

Os resultados desta análise comparativa para Instituição 2 corroboram os apresentados por Smith et al. (2013) que ao comparar o uso da fluoroscopia contínua com a pulsada em configurações de exposição idênticas, relataram uma redução de 64% na exposição à radiação, mantendo o fornecimento de imagens adequadas para a maioria das etapas em casos endourológicos.

Ao considerar o limite anual de 20 mSv para os valores de dose no cristalino, estabelecido pela NN 3.01 da CNEN (2014), e o valor médio de doses oculares encontrado na Instituição 1, estima-se que este limite pode ser atingido com 177 procedimentos anuais. Considerando 50 semanas de trabalho por ano, isto representa que a partir de 4 procedimentos semanais, o médico poderá receber doses na região dos olhos que ultrapassem o limite anual.

A Tabela 11 apresenta os resultados de equivalente de dose pessoal reportados em alguns trabalhos na literatura em comparação com os obtidos no presente estudo para o médico principal. Nenhuma das publicações referenciadas faz menção às barreiras de proteção, como acessórios dos equipamentos de arco em C, nem ao uso de óculos pumlíferos pelos membros da equipe médica.

Tabela 11 – Valores médios de Hp(d) em diversas regiões do corpo do médico principal em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea reportados na literatura e neste trabalho

Estudo	Equivalente de dose pessoal ( $\mu\text{Sv}$ )					
	Pés		Mãos		Olhos	
	Direito	Esquerdo	Direita	Esquerda	Direito	Esquerdo
Hellawell et al. (2005)		93		48		40
Taylor et al. (2013)	-	-	-	-	125	-
Harris (2017)	-	-		350		350
St-Laurent et al. (2019)	-	-	437	204		92
Este trabalho	70	85	280	460	101	90

Fonte: A autora (2022).

O estudo de Hellawell e colaboradores (2005) concluiu que os pés ou a parte inferior das pernas são as regiões mais expostas do corpo do médico principal em procedimentos de NLPC para sistemas em que o tubo de raios X está posicionado abaixo da mesa do paciente. Ao considerar o valor de médio de Hp(0,07) para os pés obtidos no presente trabalho, constata-se este é 16% menor que o reportado no estudo supracitado.

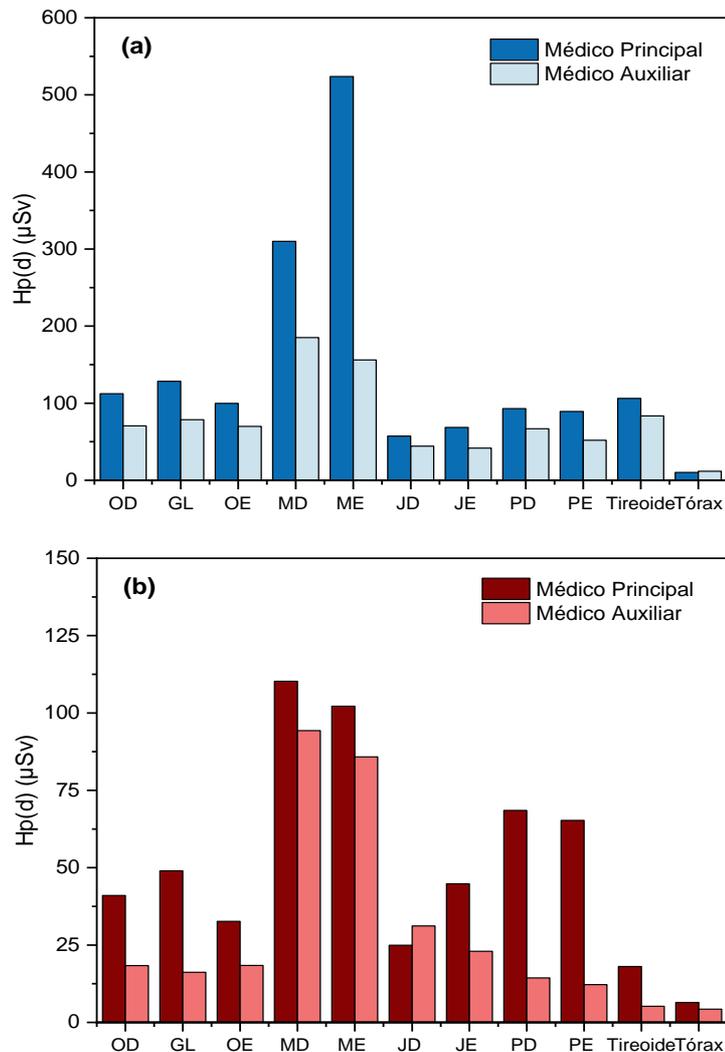
Já os valores de Hp(3) estimados neste estudo são semelhantes aos resultados reportados por Taylor et al. (2013) e St-Laurent et al. (2019). Em contrapartida, o valor médio da dose nos olhos relatado por Harris (2017), cuja estimativa de exposição ocular foi obtida através da

extrapolação dos resultados de dose fornecidos por um único dosímetro posicionado na altura do tórax, mostrou-se maior que os obtidos no presente estudo.

Os resultados de St-Laurent et al. (2019) indicam maior exposição da mão direita, diferentemente deste trabalho, o que pode estar associado à destreza do operador principal. Entretanto, ao avaliar o valor médio de  $H_p(0,07)$  na região das mãos para o presente estudo ( $370 \mu\text{Sv}$ ), observa-se que este dado está no mesmo intervalo de valores dos trabalhos de St-Laurent et al. (2019), cujo valor médio de dose nas mãos foi  $320 \mu\text{Sv}$ , e de Harris (2017).

Os valores médios de  $H_p(d)$  para diversas regiões do corpo dos médicos principal e auxiliar para os procedimentos de NLPC monitorados estão apresentados na Figura 19, de acordo com cada instituição.

Figura 19 – Valores médios de  $H_p(d)$  para os médicos principal e auxiliar em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea realizados na (a) Instituição 1 e na (b) Instituição 2



Fonte: A autora (2022).

Médico principal: profissional responsável pela execução dos procedimentos, sendo residente ou não.  
 OD: olho direito; GL: glabella; OE: olho esquerdo; MD: mão direita; ME: mão esquerda; PD: pé direito; PE: pé esquerdo.

Nota-se que os maiores valores de equivalente de dose pessoal foram obtidos na Instituição 1, tanto para o médico principal quanto para o auxiliar. Além disso, para quase todas as regiões avaliadas, o médico principal registrou os maiores valores de Hp(d), exceto para o joelho direito na Instituição 2, onde o auxiliar recebeu uma maior dose. Este comportamento pode ser explicado pelo eventual posicionamento do médico auxiliar em uma área com maior nível de radiação espalhada abaixo da mesa do paciente.

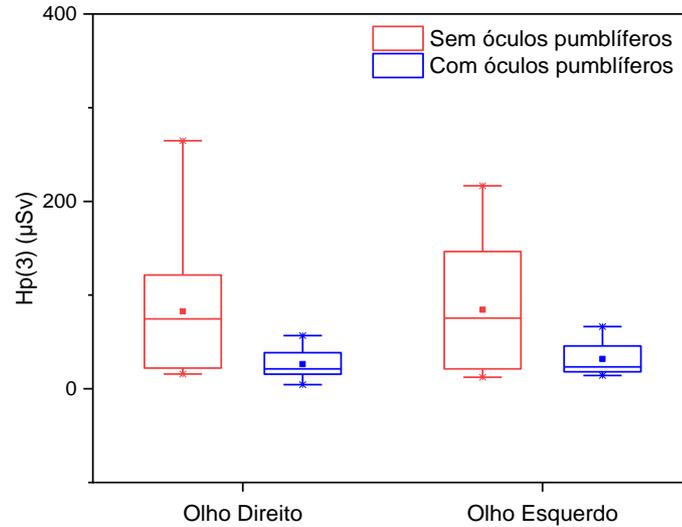
Na Instituição 1, a maior diferença entre os valores médios de Hp(d) para os profissionais monitorados foi registrada para a mão esquerda, onde o médico principal recebeu uma dose 70% maior que o auxiliar. Cabe salientar que na maioria dos procedimentos realizados nesta instituição (84%), o médico principal era canhoto e o auxiliar era destro; e que, em alguns casos, ocorreu a interposição das mãos do cirurgião principal no feixe de radiação primário. Além disso, os residentes de urologia estavam envolvidos em todas as etapas do procedimento, desde a passagem do cateter ureteral até a colocação do cateter duplo J ou do tubo de nefrostomia, enquanto que o urologista mais experiente tinha maior atuação nas etapas de dilatação do trato urinário e de localização dos cálculos. Ainda assim, o máximo valor de Hp(0,07) registrado para o médico auxiliar foi 1095  $\mu$ Sv (mão direita), sendo obtido em um procedimento de longa duração, executado sob modo contínuo de fluoroscopia, para tratar uma paciente com elevado índice de massa corpórea.

Já na Instituição 2, constatou-se máxima diferença de 79% entre os valores de Hp(0,07) estimados para o pé direito do médico principal versus o auxiliar. Isto pode estar associado ao posicionamento típico destes profissionais em relação ao tubo de raios X, uma vez que o médico principal ficava sentado, eventualmente com os pés embaixo da mesa cirúrgica, e o auxiliar permanecia em pé ao lado dele.

Ao analisar os dados de equivalente de dose pessoal para os olhos dos médicos, deve-se levar em consideração que o urologista experiente utilizou óculos pumblíferos em determinados procedimentos: na Instituição 2, este profissional utilizou o EPI em todos os casos, sempre atuando como médico principal; já na Instituição 1, ao atuar como médico auxiliar, este urologista usou o EPI em 48% dos procedimentos monitorados.

A Figura 20 apresenta um comparativo dos resultados de Hp(3) obtidos na Instituição 1 para os casos em que o urologista experiente, atuando como médico auxiliar, fez uso ou não dos óculos pumblíferos em procedimentos executados sob modo contínuo de fluoroscopia.

Figura 20 – Distribuição dos valores de Hp(3) estimados para o médico auxiliar mediante uso de óculos pumblíferos na Instituição 1

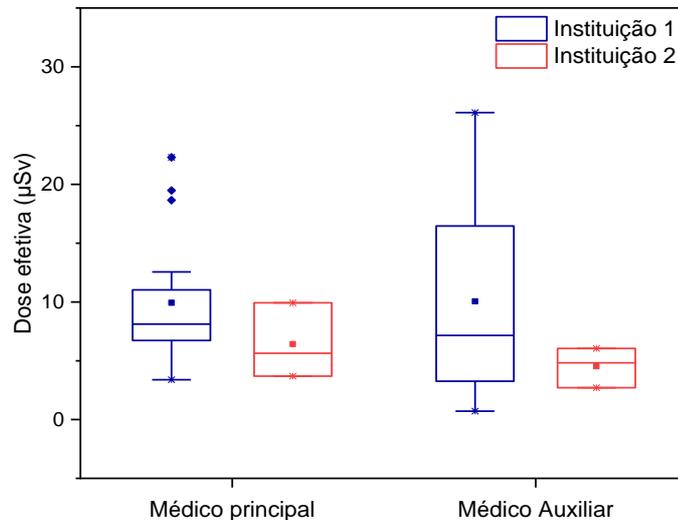


Fonte: A autora (2022).

Com base nos resultados apresentados na Figura 20, estima-se que o uso de óculos pumblíferos promoveu uma redução de até 68% na dose recebida pela região dos olhos do médico auxiliar, o que evidencia a importância do uso destes elementos de radioproteção como ferramenta de redução da dose ocupacional.

As doses efetivas recebidas pelos médicos principal e auxiliar em procedimentos de NLPC foram determinadas através do algoritmo de von Boetticher et al. (2010), e os resultados estão apresentados na Figura 21.

Figura 21 – Distribuição dos valores de dose efetiva para os médicos principal e auxiliar em procedimentos de nefrolitotripsia percutânea



Fonte: A autora (2022).

Médico principal: profissional responsável pela execução dos procedimentos, sendo residente ou não.

Os valores médios de dose efetiva estimados para o médico principal nas Instituições 1 e 2 foram  $9,9 \pm 5,3 \mu\text{Sv}$  e  $6,4 \pm 3,2 \mu\text{Sv}$ , respectivamente. Resultados similares foram apresentados por Safak et al. (2009), conforme consta na Tabela 12, utilizando medidas realizadas com dois dosímetros em um método semelhante ao deste trabalho. Em contrapartida, um maior valor médio foi encontrado por Sierra-Diaz et al. (2018), adotando a medida de apenas um dosímetro posicionado na região do tórax.

Tabela 12 – Valores de dose efetiva para o médico principal reportados na literatura e neste estudo

<b>Estudo</b>	<b>Dose efetiva (<math>\mu\text{Sv}</math>)</b>
Safak et al. (2009)	12,7
Sierra-Diaz et al. (2018)	29
Este trabalho	9

Fonte: A autora (2022)

Quanto aos valores máximos de dose efetiva para o médico principal em ambas as instituições, estes estão associados a procedimentos de maior duração para o tratamento de pacientes obesos e/ou com anomalias anatômicas. Estes dados estão dentro do intervalo de dose efetiva reportado por Vassileva e colaboradores (2020) que obtiveram valores variando entre 10 e  $55 \mu\text{Sv}$ .

Com relação ao médico auxiliar, o máximo valor de dose efetiva ( $26 \mu\text{Sv}$ ) foi registrado na Instituição 1 e este foi superior ao estimado para o cirurgião principal. Diversos fatores podem estar relacionados a este resultado, tais como: o posicionamento do médico auxiliar ao redor do paciente e uma maior atuação deste profissional durante um procedimento de elevada complexidade. Não foram encontrados na literatura dados de dose efetiva para o médico auxiliar em procedimentos cirúrgicos de NLPC.

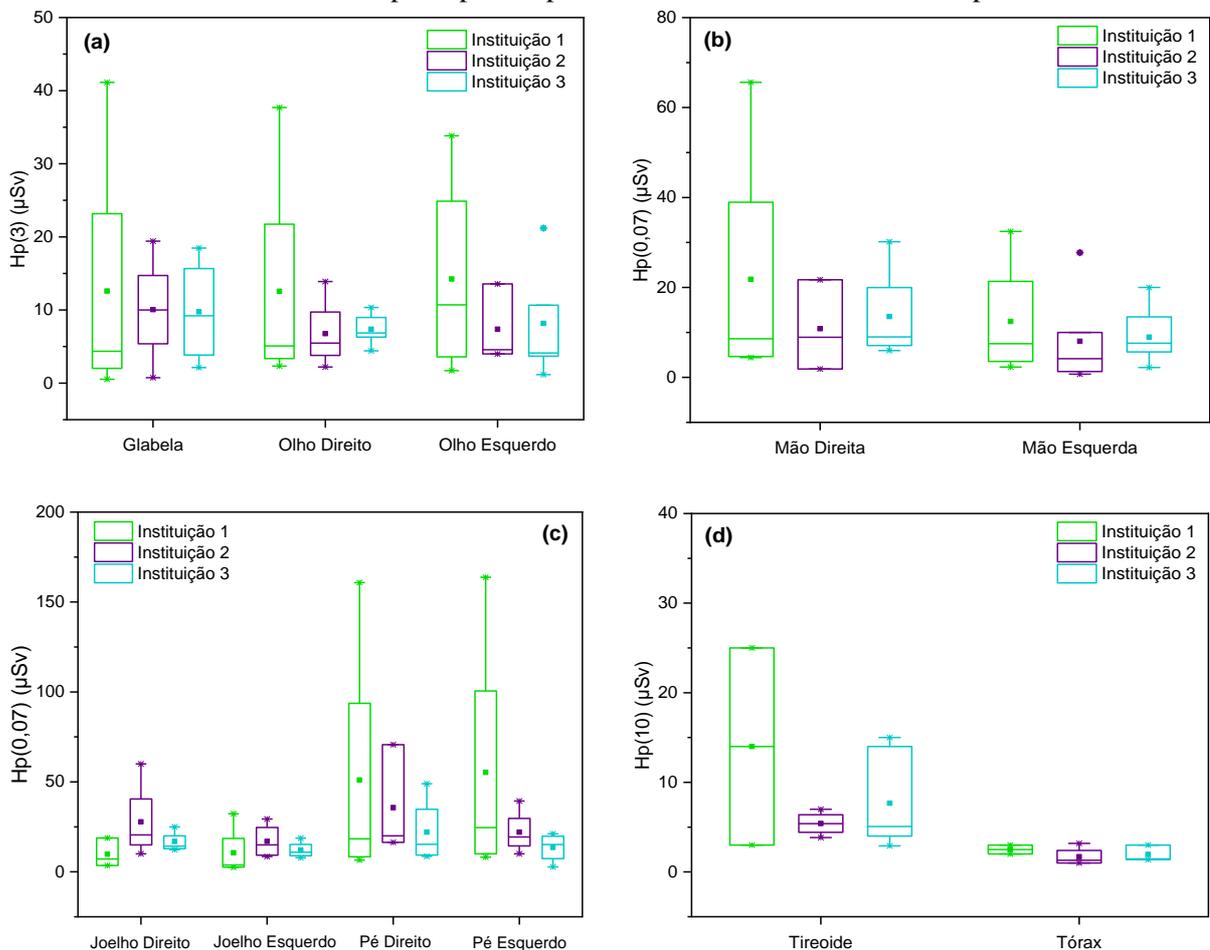
Considerando o valor médio de dose efetiva obtido neste estudo para a Instituição 1 e o limite de dose anual de  $20 \text{ mSv}$  para o indivíduo ocupacionalmente exposto, estabelecido pela CNEN (2014), estima-se que o número máximo de procedimentos semanais, levando em conta 50 semanas de trabalho, que o médico principal e o médico auxiliar podem executar sem que o limite anual seja atingido é de 40 e 44, respectivamente. Entretanto, como a radioproteção visa promover a otimização da prática radiológica de tal modo que os níveis de dose sejam mantidos tão baixos quanto razoavelmente exequível (ALARA), recomenda-se investir na redução das doses ocupacionais através do treinamento em proteção radiológica dos profissionais da equipe

médica e mediante à implementação dos dispositivos de radioproteção, acessórios aos equipamentos de arco em C.

#### 4.1.2 Procedimentos de Ureterorrenolitripsia

Este procedimento foi avaliado em três instituições, descritas anteriormente. A distribuição dos valores de equivalente de dose pessoal nos diferentes pontos do corpo do **médico principal** obtidos em procedimentos de ureterorrenolitripsia (UR) está apresentada na Figura 22, em gráficos do tipo *box and whiskers*.

Figura 22 – Distribuição dos valores de Hp(d) nos (a) olhos, (b) mãos, (c) pés e joelhos, (d) tireoide e tórax do médico principal em procedimentos de ureterorrenolitripsia



Fonte: A autora (2022).

Nota-se que, com exceção da região dos joelhos, a Instituição 1 registrou os maiores valores médios de Hp(d). Diversos fatores podem estar associados a este resultado, tais como: a variabilidade na complexidade dos procedimentos, o elevado índice de massa corpórea dos pacientes tratados nesta instituição (IMC médio de  $30,15 \text{ kg/m}^2$ ), o uso do modo contínuo de

fluoroscopia em todos os procedimentos e a experiência do médico principal, tendo em vista que 100% dos casos monitorados neste hospital foram executados por médicos residentes.

Com base nos dados apresentados na Figura 22, observa-se que os pés foram as regiões do corpo do médico principal mais expostas à radiação X, nas três instituições. Este resultado deve-se, sobretudo, à ausência de cortinas pumbliíferas, como acessório de radioproteção, em todos os equipamentos avaliados neste estudo, bem como ao posicionamento do médico (sentado entre as pernas do paciente) com relação ao tubo de raios X. A Figura 23 mostra o posicionamento típico da equipe médica durante procedimentos de ureterorrenolitotripsia.

Figura 23 – Posicionamento da equipe médica em procedimentos de ureterorrenolitotripsia



Fonte: A autora (2022).

1: médico principal; 2: médico auxiliar; 3: instrumentador.

Horsburgh e Higgins (2016), em um estudo para quantificar a redução da dose ocupacional alcançada mediante o uso de dispositivos de radioproteção e o ajuste das técnicas de exposição em procedimentos de UR, concluíram que o uso da proteção de chumbo na extremidade da mesa cirúrgica é capaz de promover reduções de 90 a 94% nas doses recebidas pelas pernas e pela região das gônadas do cirurgião principal. Além disso, os autores reportaram que as doses ocupacionais podem ser reduzidas em até 78% caso o médico fique de pé ao executar o procedimento, tendo em vista que ao sentar-se, este profissional fica mais próximo do paciente e do tubo de raios X. No presente trabalho, em todos os procedimentos de UR monitorados, o médico principal permaneceu sentado, o que também pode justificar as doses mensuráveis nos joelhos deste profissional.

Ainda sobre os resultados de Hp(0,07) para as extremidades inferiores, a maior variação entre os valores mínimos e máximos foi registrada na Instituição 1, com intervalo de dose de 8 a 164  $\mu$ Sv para o pé esquerdo do cirurgião principal. Esta variabilidade pode estar associada ao revezamento na posição dos médicos durante os procedimentos.

A Instituição 1 também teve o maior valor médio de tempo de fluoroscopia (TF) registrado: 2,2 min. De acordo com Setterfield et al. (2016), em procedimentos de UR, este parâmetro de exposição é influenciado pela localização do cálculo urinário; pelas características físicas dos pacientes; pela habilidade do cirurgião, sobretudo nas etapas de litotripsia e de inserção do cateter ureteral; e, pelo modo de fluoroscopia no qual o equipamento é operado.

Cabe ressaltar que, contrariamente à Instituição 1, na Instituição 2, 33% dos procedimentos foram executados sob modo pulsado de fluoroscopia (8 pps), enquanto que, na Instituição 3, este percentual foi de 29%. Ao comparar os valores médios de TF entre os casos realizados nos modos contínuo e pulsado em cada um destes hospitais, constatou-se que os procedimentos realizados no modo de fluoroscopia pulsada tiveram uma redução de 67% no TF para Instituição 2 e de 58% para a Instituição 3. Elkoushy et al. (2012) obtiveram resultados semelhantes ao avaliar o impacto da fluoroscopia pulsada, a uma taxa de 4 pps, no tempo total de fluoroscopia em procedimentos de UR. Os autores relataram redução de 60% no TF, sem comprometer as taxas de sucesso nem a confiabilidade diagnóstica de tais procedimentos.

A influência da experiência do cirurgião no tempo de fluoroscopia também tem sido apontada como fator determinante para a dose. Ritter et al. (2013), avaliando os preditores de TF em procedimentos endourológicos, reportaram que com maior experiência os cirurgiões podem reduzir seus tempos de fluoroscopia em até 55%. Para os autores, cirurgiões menos experientes apresentam um menor controle do uso da fluoroscopia, sobretudo em casos complexos, sentindo-se mais confortáveis durante a intervenção com o controle radiológico frequente de seus instrumentos ou fios-guia. No presente estudo, somente a Instituição 1 teve procedimentos realizados por residentes e todos estavam no terceiro ano de residência (R3). Nas demais instituições, todos os procedimentos foram executados por um urologista com 22 anos de experiência. Assim, ao avaliar o impacto da experiência do cirurgião principal no TF para procedimentos de UR realizados sob modo contínuo de fluoroscopia, constatou-se que os valores médios de tempo fluoroscópico obtidos nas Instituições 2 e 3 foram, respectivamente, 59% e 20% menores em relação ao valor médio registrado para os residentes na Instituição 1.

Com relação aos dados de Hp(0,07) para a região das mãos, observa-se na Figura 22 que os maiores valores médios foram obtidos na Instituição 1, sendo a mão direita a mais exposta, assim como nos outros hospitais. Um ponto a ser considerado é que tanto na Instituição

2 quanto na 3, os procedimentos de UR foram realizados por um médico destro, enquanto que na Instituição 1, dois residentes, um destro e outro canhoto, atuaram como cirurgião principal durante o período de monitoração.

Para Chen et al. (2015), os fatores de riscos para o aumento da exposição ocupacional, sobretudo das mãos, durante ureterorrenolitotripsias incluem obesidade e complexidade dos casos cirúrgicos. De fato, o máximo valor de equivalente de dose pessoal para a mão direita do médico principal (66  $\mu\text{Sv}$ ) foi registrado na Instituição 1 em um procedimento de elevada complexidade, devido à presença de anomalias anatômicas no sistema urinário do paciente, além de dificuldades para dilatação ureteral. Acrescente-se, ainda, que este paciente apresentava obesidade nível 1, com IMC de 30,86  $\text{kg}/\text{m}^2$ .

A Tabela 13 apresenta valores médios de  $\text{Hp}(0,07)$  em um comparativo para avaliar o impacto do uso da fluoroscopia pulsada nas doses recebidas pelas mãos do médico principal nas duas instituições que fizeram uso deste modo de operação.

Tabela 13 – Valores médios de  $\text{Hp}(0,07)$  para as mãos do médico principal de acordo com o modo de fluoroscopia empregado em procedimentos de ureterorrenolitotripsia

Região	Equivalente de dose pessoal ( $\mu\text{Sv}$ )			
	Instituição 2		Instituição 3	
	Modo contínuo	Modo pulsado	Modo contínuo	Modo pulsado
Mão direita	22	5	16	8
Mão esquerda	19	3	12	5

Fonte: A autora (2022).

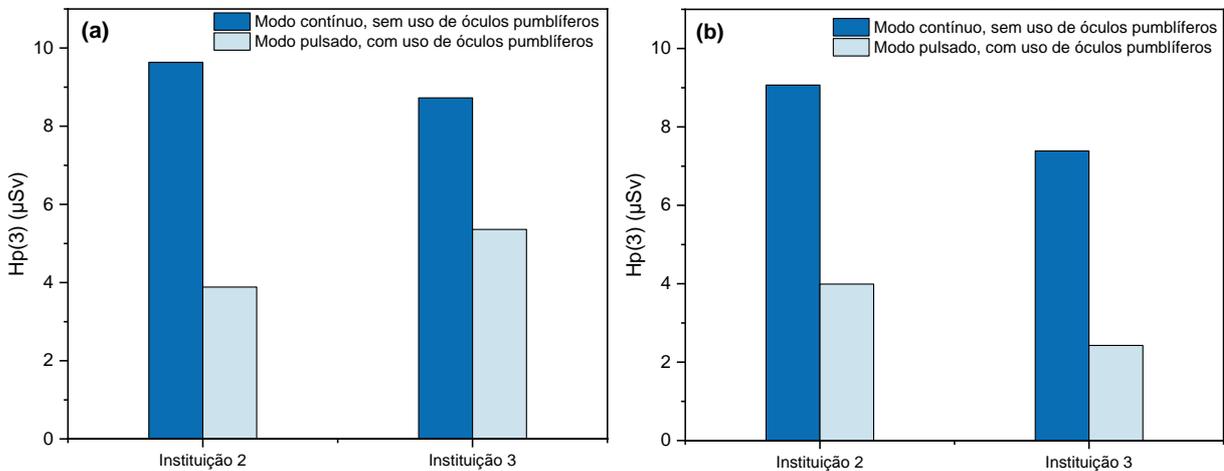
É possível observar que o uso da fluoroscopia pulsada em vez da contínua proporcionou reduções de 75% e 55% nas doses médias recebidas pelas mãos do médico principal nas Instituições 2 e 3, respectivamente. Estes resultados reforçam a importância dessa ferramenta na redução das doses ocupacionais, principalmente se estiver associada a outros mecanismos de radioproteção, como o uso do recurso de retenção da última imagem, a redução do tempo de fluoroscopia e o emprego da técnica de minimizar a distância entre o receptor de imagem e o paciente, e maximizar a distância com relação ao tubo de raios X.

Com base nos valores médios de  $\text{Hp}(3)$  apresentados na Figura 22, nota-se que na Instituição 1, o olho esquerdo do cirurgião principal foi o mais exposto, ao passo que nas demais instituições, a glabella foi a região mais exposta. Observa-se, também, que as maiores exposições oculares ocorreram na Instituição 1, entretanto, é necessário considerar que 84% dos pacientes tratados neste hospital apresentava IMC superior a 30  $\text{kg}/\text{m}^2$ , que representa condição de obesidade, contribuindo para o aumento da radiação espalhada e,

consequentemente, da dose ocupacional. Além disso, o médico principal não utilizou óculos pumblíferos em nenhum dos procedimentos realizados neste hospital, diferentemente das Instituições 2 e 3, nas quais os percentuais de uso deste EPI foram 56% e 43%, respectivamente.

A Figura 24 mostra um comparativo das doses de radiação recebidas pelos olhos do médico principal em duas condições de exposição diferentes: uma, com uso de óculos pumblíferos associado à adoção do modo pulsado de fluoroscopia e a outra, sem uso de óculos de proteção em casos de procedimentos executados no modo contínuo de fluoroscopia, de acordo com cada instituição que empregou estes mecanismos de radioproteção.

Figura 24 – Valores médios de Hp(3) registrados nos olhos (a) direito e (b) esquerdo do médico principal em diferentes condições de exposição, de acordo com cada instituição



Fonte: A autora (2022).

Constata-se que há diferenças significativas entre as duas condições de exposição avaliadas, de modo que a maior redução na dose proporcionada pelo uso concomitante de fluoroscopia pulsada e de óculos pumblíferos foi obtida para o olho esquerdo do médico na Instituição 3, com decréscimo de 67% no valor de Hp(3).

Ao considerar os valores médios de Hp(3) obtidos nesta pesquisa para a Instituição 1 e o limite de dose ocupacional para cristalino determinado pela CNEN (2014), estima-se que a partir de 30 procedimentos por semana, o médico poderá receber doses na região dos olhos que ultrapassem o limite anual de 20 mSv.

A comparação entre os valores médios de equivalente de dose pessoal estimados neste trabalho para o operador principal e os disponíveis na literatura está apresentada na Tabela 14. Nenhuma das publicações citadas reportou o uso de EPIs pelos membros da equipe médica.

Tabela 14 – Valores médios de Hp(d) em diversas regiões do corpo do médico principal em procedimentos de ureterorenolitotripsia reportados na literatura e neste trabalho

Estudo	Equivalente de dose pessoal ( $\mu\text{Sv}$ )					
	Pés		Mãos		Olhos	
	Direito	Esquerdo	Direita	Esquerda	Direito	Esquerdo
Hellawell et al. (2005)	11,6		2,7		1,9	
Galonnier et al. (2016)	-	-	15		3	
Hartmann et al. (2018)	-	-	-	-	32	34
Vassileva et al. (2020)	-	-	-	-	19	
Este trabalho	36	30	16	10	9	10

Fonte: A autora (2022).

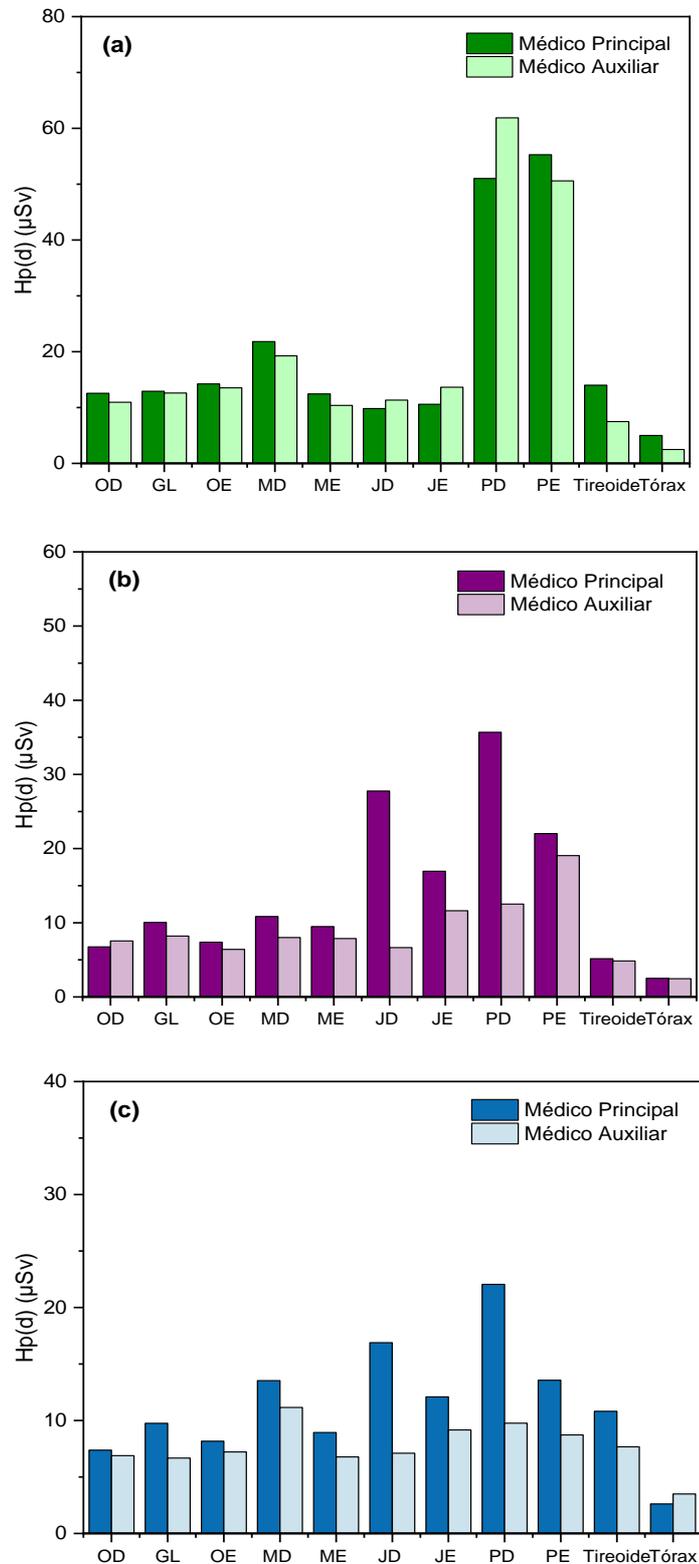
As doses nos pés, mãos e olhos do médico principal obtidas neste estudo são de 3 a 5 vezes maiores que as relatadas por Hellawell et al. (2005). Isto pode ser associado aos parâmetros de exposição reportados por estes autores, os quais foram menores que os do presente trabalho, a exemplo do tempo de fluoroscopia.

Vassileva et al. (2020), ao avaliar doses ocupacionais em procedimentos de UR realizados em seis centros endourológicos, obtiveram dados de Hp(3) variando entre 10 e 63  $\mu\text{Sv}$ , com valor médio de 19  $\mu\text{Sv}$ , o qual é compatível com os resultados obtidos para o olho esquerdo do médico no presente estudo. Os autores atribuíram a considerável variabilidade nas doses oculares à falta de padronização do uso da fluoroscopia nesta prática endourológica.

No que diz respeito ao valor médio de Hp (0,07) para as mãos estimado neste trabalho, este está em consonância com os apresentados por Galonnier et al. (2016). Em contrapartida, nota-se que as exposições oculares no presente estudo foram maiores quando comparadas com as reportadas pelos autores supracitados que utilizaram apenas um dosímetro posicionado na testa do cirurgião para estimar a dose nos olhos deste profissional.

A Figura 25 apresenta os valores médios de Hp (d) em diversas regiões do corpo dos médicos principal e auxiliar registrados nas três instituições avaliadas.

Figura 25 – Valores médios de Hp(d) para os médicos principal e auxiliar em procedimentos de ureterorrenolitotripsia realizados nas Instituições (a) 1, (b) 2 e (c) 3



Fonte: A autora (2022).

Médico principal: profissional responsável pela execução dos procedimentos, sendo residente ou não.  
 OD: olho direito; GL: glabella; OE: olho esquerdo; MD: mão direita; ME: mão esquerda; PD: pé direito;  
 PE: pé esquerdo.

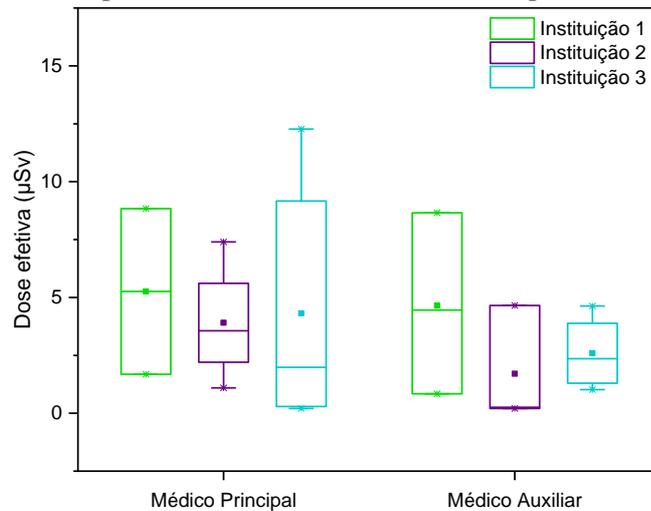
Na Instituição 1, para quase todas as regiões monitoradas, o médico principal registrou os maiores valores de  $H_p(d)$ , exceto para os joelhos e o pé direito, onde o auxiliar foi submetido a uma maior exposição. Este resultado pode estar associado ao posicionamento do médico auxiliar com relação ao tubo de raios X ou por haver uma maior contribuição deste profissional durante a execução de determinados procedimentos. Já nas Instituições 2 e 3, onde o médico principal também recebeu maiores doses em comparação com o auxiliar, não se observava o hábito de intercalação das posições, uma vez que ambos os profissionais possuíam vasta experiência e por esta razão, o auxiliar atuava menos.

Nota-se que, de modo geral, os valores de dose na região dos olhos são similares entre o médico principal e o auxiliar, sobretudo devido à proximidade entre estes profissionais, em áreas com diferentes níveis de radiação espalhada ao redor do paciente, além disso, nenhum dos auxiliares utilizava óculos pumblíferos. Em contrapartida, a maior diferença entre os valores de  $H_p(d)$  para os médicos principal e auxiliar foi de 76%, registrada na Instituição 2 para o joelho direito.

Outro ponto a ser destacado refere-se ao máximo valor de  $H_p(0,07)$  estimado neste estudo para procedimentos de UR, o qual foi obtido na Instituição 1 para o pé direito do médico auxiliar, 218  $\mu\text{Sv}$ . O procedimento correspondente a este resultado demandou maior atuação do urologista experiente devido à sua complexidade, de tal modo que, por vezes, este profissional ficava de frente para o tubo de raios X, auxiliando na passagem dos instrumentos, ou sentado entre as pernas do paciente, com os pés abaixo da mesa cirúrgica, o que evidencia a relevância do posicionamento da equipe médica nas doses ocupacionais.

Os valores de dose efetiva para os médicos principal e auxiliar, calculados através do algoritmo de dosimetria dupla de von Boetticher et al. (2010), estão apresentados na Figura 26.

Figura 26 – Distribuição dos valores de dose efetiva para os médicos principal e auxiliar em procedimentos de ureterorenolitotripsia



Fonte: A autora (2022).

Médico principal: profissional responsável pela execução dos procedimentos, sendo residente ou não.

Como é possível observar, o maior valor médio de dose efetiva para o médico principal foi registrado na Instituição 1 ( $5,3 \pm 5,1 \mu\text{Sv}$ ), enquanto o menor valor médio por procedimento foi obtido na Instituição 2 ( $3,9 \pm 2,6 \mu\text{Sv}$ ). Estes dados são menores que os publicados por Hartmann e colaboradores (2018) que, ao utilizar um dosímetro eletrônico do tipo EPD Mk2 (Thermo Fisher Scientific) posicionado sobre o protetor tireoidiano, reportaram dose efetiva média para o cirurgião principal de  $10 \mu\text{Sv}$ , por procedimento. Valores maiores foram encontrados por Park et al. (2021) que obtiveram dose efetiva por procedimento de  $20 \mu\text{Sv}$ , empregando um algoritmo de dosimetria dupla que considerava as leituras de dois dosímetros: um posicionado abaixo e o outro acima do avental pumbífero.

Nas três instituições, a dose efetiva média foi maior para o médico principal do que para o auxiliar, com diferenças que variaram de 12% para Instituição 1 a 57% para Instituição 2. Não foram encontrados na literatura dados de dose efetiva para o médico auxiliar em procedimentos de UR.

Considerando o valor médio de dose efetiva apresentado neste trabalho para a Instituição 1 e o limite de dose anual para o indivíduo ocupacionalmente exposto, que corresponde a  $20 \text{ mSv}$ , estima-se que o número máximo de procedimentos de UR que o médico principal e o médico auxiliar podem executar por semana sem que este limite seja ultrapassado, é de 76 e 86, respectivamente. Entretanto, sabe-se que a exposição à radiação ionizante apresenta o risco potencial de indução de malignidades, logo, ações que visem a proteção radiológica se fazem necessárias para garantia do princípio ALARA.

Neste sentido, diversos protocolos de redução do uso da fluoroscopia em procedimentos de UR têm sido descritos na literatura (GREENE et al., 2011; HSI et al., 2013; WELD et al., 2014). Em geral, estes protocolos incorporam não apenas o treinamento da equipe médica em radioproteção, mas também técnicas que incluem a revisão cuidadosa das imagens pré-operatórias, além do uso de dicas táteis para a colocação do fio-guia, a utilização da fluoroscopia pulsada e a inserção do cateter ureteral sob orientação cistoscópica em vez de fluoroscópica.

## 5 CONCLUSÕES

A avaliação das doses ocupacionais em procedimentos cirúrgicos de nefrolitotripsia percutânea (NLPC) e de ureterorrenolitotripsia (UR) realizada neste estudo permitiu concluir que:

1. As exposições ocupacionais são mais significativas em casos de NLPC, tendo em vista que neste tipo de procedimento o uso da fluoroscopia não se destina apenas à orientação do acesso percutâneo, mas abrange a dilatação do trato urinário, a localização do cálculo, a avaliação da presença de cálculo residual após a litotripsia e a verificação do posicionamento adequado do tubo de nefrostomia e/ou do cateter duplo J.

2. As doses ocupacionais obtidas na Instituição 1 são mais elevadas que nas outras duas instituições devido ao perfil dos pacientes tratados nesta instituição, que apresentam alto índice de massa corpórea, bem como ao uso de maior tempo de fluoroscopia e ao emprego do modo contínuo em lugar do pulsado, utilizado com maior frequência nas outras instituições.

3. Considerando os valores médios de  $H_p(0,07)$  registrados na Instituição 1 para as mãos do médico principal em procedimentos de NLPC, estima-se que para uma carga de trabalho semanal de 24 procedimentos, o limite anual de equivalente de dose pessoal para extremidades (500 mSv) pode ser ultrapassado. Ressalta-se, também, que na presente pesquisa foram observados casos de interposição das mãos do médico no feixe de radiação primário, durante a execução de determinados procedimentos de elevada complexidade. Práticas como esta poderiam ser evitadas mediante o uso adequado dos mecanismos de radioproteção, além da implementação de programas de educação em proteção radiológica e de treinamento em endoscopia, a fim de reduzir a necessidade do uso da fluoroscopia.

4. A partir dos valores médios de  $H_p(3)$  obtidos neste estudo para o médico principal na Instituição 1, estima-se que com uma carga de trabalho semanal de 4 procedimentos de NLPC, o limite anual de equivalente de dose pessoal para cristalino (20 mSv) pode ser excedido. Por outro lado, para os casos de UR, verifica-se que esta carga de trabalho semanal é de 30 procedimentos. O uso concomitante da fluoroscopia pulsada e de óculos pumblíferos mostrou-se uma importante ferramenta de redução das doses oculares recebidas pelos profissionais monitorados.

5. Com base nos valores médios de dose registrados na região dos olhos do médico auxiliar na Instituição 1 para os procedimentos de NLPC, estima-se que a partir de 5 procedimentos semanais, o limite anual de dose para cristalino, que corresponde a 20 mSv,

pode ser atingido. Com a utilização de óculos plumbíferos, esta carga de trabalho aumentaria para 14 procedimentos por semana.

6. As doses registradas para os pés dos médicos principal e auxiliar em ambos os tipos de procedimentos monitorados reforçam a necessidade urgente da adoção de cortinas plumbíferas na lateral da mesa do paciente em todas as instituições avaliadas, como dispositivo de redução da dose ocupacional. Os trabalhos referenciados neste estudo demonstram que o uso adequado de EPIs e de acessórios de radioproteção possibilita o desenvolvimento de práticas radiológicas de menor risco tanto para os médicos quanto para os pacientes.

7. O conhecimento pré-operatório da anatomia do paciente, o aprimoramento da técnica endourológica, o uso da fluoroscopia pulsada e a diminuição do tempo de fluoroscopia são recursos úteis para a redução da exposição ocupacional. Ademais, esforços complementares se fazem necessários para estabelecer protocolos padrões para o uso de fluoroscopia durante procedimentos endourológicos, bem como aumentar a conscientização e o conhecimento da equipe médica sobre proteção radiológica.

## REFERÊNCIAS

- ABENSUR, H. Especialidades médicas-nefrologia. **Revista de medicina**, v. 91, p. 49-50, 2012. <https://doi.org/10.11606/issn.1679-9836.v91i0p49-50>.
- ABREU JÚNIOR, J. **Influência do clima no número de hospitalizações por nefrolitíase, em regiões urbanas no Brasil. Um estudo coorte retrospectivo de seis anos**. 2018. 75f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) – Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais, 2018.
- AL-BAREEQ, R.; WIGNALL, G. R.; DENSTEDT, J. D. Percutaneous nephrolithotomy: Indications and technique, *In*: Pearle, M.S.; Nakada, S.Y., **Urolithiasis: Medical and Surgical Management**. Informa Healthcare, p. 159-168, 2009.
- ALELIGN, T.; PETROS, B. Kidney stone disease: an update on current concepts. **Advances in urology**, v. 2018, 2018.
- BABU, M. Radiation Risks in Urologic Practice. **Astrocyte**; 2:77-82, 2015.
- BACH, T.; BINBAY, M.; DICKENS, N.; JENSEN, B. T. et al. **Cálculos renais e ureterais**. 2017. Disponível em: <https://patients.uroweb.org/pt/calculos-renais-e-ureterais/>. Acesso em: 07/09/2020.
- BAGGA, H. S.; CHI, T.; MILLER, J. New insights into the pathogenesis of renal calculi urologic clinics of North America. **Urol Clin North Am**; 40(1):1-10, 2013.
- BALTER, S. Capturing patient doses from fluoroscopically based diagnostic and interventional systems. **Health Physics**, v. 95, n.5, p. 535-540, 2008.
- BAPTISTA, M. I. S. **Avaliação da exposição à radiação ionizante de profissionais e pacientes em procedimentos de Cardiologia de Intervenção**. 2011. 100 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Lisboa, Portugal, 2011.
- BHOJANI, N.; LINGEMAN, J. E. Shockwave lithotripsy—new concepts and optimizing treatment parameters. **Urol. Clin. North Am.**; v. 40, p. 59–66, 2013.
- BOLAND, G. W. L.; MURPHY, B.; ARELLANO, R.; NIKLASON, L. et al. R. Dose Reduction in Gastrointestinal and Genitourinary Fluoroscopy: Use of Grid Controlled Pulsed Fluoroscopy. **American Journal of Roentgenology**, v. 175, p. 1453-1457, 2000.
- BORASI, G.; PICCAGLI, V.; TASSONI, D.; MONDINI, L. Valutazione della dose efficace per il personale di radiodiagnostica che indossa il camice piombifero. **Fis. Med.** 3, 221–238, 2001.
- BORGES, C. F. **Avaliação Nacional da Exposição Ocupacional à Radiação por Urologistas Brasileiros**. 2015. 58f. Tese (Doutorado em Ciências) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2015.

BORGES, C. F. **Nefrolitotripsia percutânea com ou sem nefrostomia: revisão sistemática com metanálise**. 2010. 74f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010.

BOROFSKY, M. S.; LINGEMAN, J. E. The role of open and laparoscopic stone surgery in the modern era of endourology. **Nature Reviews**, v. 12, 2015.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. **Portaria Federal No. 453 de 1/06/1998**. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Diário Oficial da União, Brasília, DF, 1998.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. **Resolução - RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2019**. Diário Oficial da União, Brasília, DF, 2019.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. **Instrução Normativa IN Nº 91, de 27 de maio de 2021**. Diário Oficial da União, Brasília, DF, 2021.

BULTITUDE, M.; REES, J. Management of renal colic. **BMJ**, v. 5499, p. 1–8, 2012.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2nd ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 2002.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção**. 9 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CAMILO, G.; BOUÇAS, R. I.; ACHAR, R. A. N.; ACHAR, E. Os principais tratamentos para a litíase renal. **Science in Health**; 6(3): 174-9, 2015.

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia. **Revista Brasileira de Física Médica**, 3, 101-115, 2009.

CHEN, T.; WANG, C.; FERRANDINO, M.; SCALES, C. et al. Radiation Exposure during the Evaluation and Management of Nephrolithiasis. **The Journal of Urology**; v. 194, p. 878-885, 2015.

CLERINX, P.; BULS, N.; DEMEY, J. Double Dosimetry algorithm for workers in interventional radiology. **Radiat. Prot. Dosim.** 129, 321–327, 2008.

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

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Ministério da Ciência e Tecnologia. **Critérios para cálculo de dose efetiva, a partir da monitoração individual**. Posição Regulatória 3.01/005:2011. Rio de Janeiro: CNEN. Modificado em 2018.

COHEN, S. A.; RANGARAJAN, S. S.; CHEN, T.; PALAZZI, K. L. et al. Occupational hazard: Radiation exposure for the urologist – Developing a reference standard. **Int Braz J Urol**; 39:209-13, 2013.

COSTA, B. B.; NOVO, B. N. Litíase Renal. **Revista Científica Semana Acadêmica**; v. 1, n. 110, 2017.

DALLAS, K. B.; CONTI, S.; LIAO, J. C.; SOFER, M.; PAO, A. C.; LEPPERT, J.T. Redefining the Stone Belt: Precipitation Is Associated with Increased Risk of Urinary Stone Disease. **J Endourol.**; 31(11):1203–10, 2017.

DATASUS. Departamento de Informática do SUS. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2021. Disponível em: <http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php>. Acesso em: 07/12/2021.

DE S, A. R.; KIM, F. J.; ZARGAR, H.; LAYDNER, H.; BALSAMO, R. et al. Percutaneous nephrolithotomy versus retrograde intrarenal surgery: a systematic review and meta-analysis. **Eur Urol**; 67:125-37, 2015.

DESAI, M. R.; GANPULE, A. Surgery Illustrated – Surgical Atlas Flexible Ureterorenoscopy. **BJUI**, v. 108, p. 462- 474, 2011.

DUDLEY, A. G.; SEMINS, M. J. Radiation practice patterns and exposure in the high-volume endourologist. **Urology**, v. 85, n. 5, p. 1019-1024, 2015.

DURUTOVIC, O.; DZAMIC, Z.; MILOJEVIC, B.; NIKIC, P. et al. Pulsed versus continuous mode fluoroscopy during PCNL: safety and effectiveness comparison in a case series study. **Urolithiasis**; 44(6):565-570, 2016.

EAU. European Association of Urology. **EAU Guidelines on urolithiasis**. 2020.

ELKOUSHY, M.; SHAHROUR, W.; ANDONIAN, S. Pulsed Fluoroscopy in Ureteroscopy and Percutaneous Nephrolithotomy. **Urology**; 79:1230–1235, 2012.

FRANKEN, Y.; HUYSKENS, C. J. Guidance on the use of protective lead aprons in medical radiology. In: Paper 17. **Sixth European ALARA Network Workshop**. Madrid. Spain, 2002.

FRIEDMAN, A. A.; GHANI, K. R.; PEABODY, J. O.; JACKSON, A. et al. Radiation safety knowledge and practices among urology residents and fellows: results of a nationwide survey. **J. Surg. Educ.**; 70 224–31, 2013.

FURETTA, C. Handbook of Thermoluminescence. [S.l.]: **World Scientific Publishing**, 2010.

GALONNIER, F.; TRAXER, O.; ROSEC, M.; TERRASA, J. B. et al. Surgical staff radiation protection during fuoroscopy-guided urologic interventions. **J. Endourol.**; 30(6):638–643, 2016.

GARG, S.; MANDAL, A. K.; SINGH, S. K. et al. Ureteroscopic laser lithotripsy versus ballistic lithotripsy for treatment of ureteric stones: a prospective comparative study. **Urol Int**; 82(3):341-5, 2009.

GARZÓN, W. J. **Estimativa da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos de quimioembolização hepática**. 2016. 172 f. Tese (Doutorado em Ciências, Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2016.

GOMES, P.; CABRITA, M.; RODRIGUES, M.; VEGA, P. et al. Profilaxia da litíase renal. **Acta Urológica**;22(3):47–56, 2005.

GRASSO, M.; GOLDFARB, D. S. **Urinary Stones: Medical and Surgical Management**. Chichester, West Sussex, UK: John Wiley & Sons, Inc; 2014.

GREENE, D. J.; TENGGADJAJA, C. F.; BOWMAN, R. J.; AGARWAL, G. et al. Comparison of a reduced radiation fluoroscopy protocol to conventional fluoroscopy during uncomplicated ureteroscopy. **Urology**, 78: 286–290, 2011.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**, 13<sup>a</sup> ed., Rio de Janeiro, Elsevier Brasil, 2012.

HANNA, L.; WALMSLEY, B. H; DEVENISH, S.; ROGERS, A. et al. Limiting radiation exposure during percutaneous nephrolithotomy. **J Endourol.**;29(5):526-530, 2015.

HARRIS, A. M. Radiation exposure to the urologist using an overcouch radiation source compared with an undercouch radiation source in contemporary urology practice. **Urology**, v. 114, p. 45-48, 2017.

HARTMANN, J.; DISTLER, F.; BAUMÜLLER, M.; GUNI, E. et al. Risk of Radiation-Induced Cataracts: Investigation of Radiation Exposure to the Eye Lens During Endourologic Procedures. **J Endourol.**;32(10):897–903, 2018.

HEILBERG, I. P.; SCHOR, N. Renal stone disease: causes, evaluation and medical treatment. **Arq Bras Endocrinol Metab**;50(4): 823-31, 2006.

HELLAWELL, G. O.; MUTCH, S. J.; THEVENDRAN, G., WELLS, E. et al. Radiation exposure and the urologist: what are the risks? **The journal of urology**, v. 174, p. 948-952, 2005.

HESSWANI, C.; IQBAL, S.; ZAND, K. R.; SUN, S. et al. Identifying risk factors for development of nephrolithiasis in endstage renal disease patients. **Can Urol Assoc J**, 14(5):185-90, 2020.

HIDAS, G.; ELIAHOU, R.; DUVDEVANI, M. et al. Determination of renal stone composition with dual-energy CT: in vivo analysis and comparison with x-ray diffraction. **Radiology**, 257(2):394-401, 2010.

HSI, R. S.; HARPER, J. D. Fluoroless ureteroscopy: zero-dose fluoroscopy during ureteroscopic treatment of urinary-tract calculi. **J Endourol.**;27(4):432–7, 2013.

HORSBURGH, B.; HIGGINS, M. A Study of Occupational Radiation Dosimetry During Fluoroscopically Guided Simulated Urological Surgery in the Lithotomy Position. **Journal of Endourology**; v. 30, n. 12, 2016.

IAEA. International Atomic Energy Agency. **TECDOC-1958**. Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe. Viena, 2021.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP publication 60. Ann. ICRP 21(1-3), 1990.

ICRP. International Commission on Radiation Protection. **Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures**. Publication 85, Annals of the ICRP. v. 30 n. 2. Vienna, 2000.

ICRP. International Commission on Radiation Protection. **Occupational radiological protection in interventional procedures**. ICRP Publication 139. Ann. ICRP 47(2), 2018.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Radiological protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the imaging department**. ICRP Publication 117. Ann. ICRP 40 1–102, 2010.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 103. Ann. ICRP v. 37 (2-4), 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. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Quantities and units used in radiation protection dosimetry**. Report 51. Bethesda, MD: ICRU; 1993.

INGIMARSSON, J. P.; KRAMBECK, A. E.; PAIS JR., V. M. Diagnosis and management of nephrolithiasis. **Surg Clin N Am.**; 96: 517-532, 2016.

ISO. **International Organization for Standardization**. 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. ISO 4037-1, 2019a.

ISO. **International Organization for Standardization**. 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. ISO 4037-3, 2019b.

KIM, K. P.; MILLER, D. L.; DE GONZALES, A. B.; BALTER, S. et al. Occupational Radiation Doses to Operators performing Fluoroscopically-Guided Procedures. **Health Physics**, v. 103, n. 1, p. 80-99, 2012.

KORKES, F.; GOMES, S. A.; HEILBERG, I. P. Diagnóstico e Tratamento de Litíase Ureteral. **J. Bras. Nefrol.**;31(1):55-61, 2009.

KRAMBECK, A. E.; LINGEMAN, J. E. Shock-wave lithotripsy: Indications and Technique, *In*: Knoll, T.; Pearl, M. S., Clinical Management of Urolithiasis. **Springer**, p. 134-151, 2013.

LÓPEZ, M.; HOPPE, B. History, epidemiology and regional diversities of urolithiasis. **Nephrology**;25(1):49–59, 2010.

LUNELLI, N. A. **Estimativa da Dose no Paciente e na Equipe Médica em Procedimentos Intervencionistas de Neurorradiologia**. 2012. 140 f. Tese (Doutorado em Ciências Nucleares) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2012.

MAJIDPOUR, H. S. Risks of radiation exposure during PCNL. **Urology Journal**, v.7, n. 2, 2010.

MANJUNATH, A.; SKINNER, R.; PROBERT, J. Assessment and management of renal colic. **BMJ**, v. 985, p. 1–3, 2013.

MARTIN, C. J. A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. **Radiat. Prot. Dosim.**;136, 140–15, 2009.

MARTINS, A. E. P. **Tratamento cirúrgico de litíase urinária**. 2014. 76f. Dissertação (Mestrado em Medicina) – Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal, 2014.

MAYANS, L. Nephrolithiasis. **Prim Care Clin Office Pract**, 46: 203–212, 2019.

MAZZUCCHI, E.; SROUGIO M. O que há de novo no diagnóstico e tratamento da litíase urinária? **Rev Assoc Med Bras**; 55(6): 723-8, 2009.

MCEWAN, A. C. Assessment of occupational exposure in New Zealand from personal monitoring records. **Radiat. Prot. Australas**, v. 17, n. 2, p 60–66, 2000.

MESCHI, T.; NOUVENNE, A.; TICINESI, A.; PRATI, B. et al. Dietary habits in women with recurrent idiopathic calcium nephrolithiasis. **Journal of Translational Medicine**, 10:63, 2012.

MILLER, D.; VAÑÓ, E.; BARTAL, G.; BALTER, S. et al. Occupational Radiation Protection in Interventional Radiology: A Joint Guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. **CardioVascular and Interventional Radiology**, 33, 230-239, 2010.

MOE, O.W. Kidney stones: Pathophysiology and medical management. **Lancet**; 367: 333-344, 2006.

MOLINA JÚNIOR, W. R.; PESSOA, R. R.; SILVA, R. D.; GUSTAFSON, D. et al. Is a safety guidewire needed for retrograde ureteroscopy? **Rev Assoc Med Bras**; 63(8):717-721, 2017.

MONIZ, S. F. O. **Litíase Urinária: Fatores de Risco Específicos e Recomendações Fármaco-Dietéticas**. 2018. 64f. Dissertação (Mestrado em Medicina) – Universidade da Beira Interior, Covilhã, Portugal, 2018.

MORAN, M. E. History of ureteroscopy. *In*: Monga, M. **Ureteroscopy: Indications, Instrumentation & Technique**. New York, NY: Springer; 2013.

NAVARRO, V. C. C. **Avaliação de risco em radiologia intervencionista**. 2012. 121 f. Tese (Doutorado em Física da Matéria Condensada) – Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2012.

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurement. **Use of Personal Monitors to Estimate Effective Dose to Workers for External Exposure to Low-LET Radiation**. NCRP report No. 122, 1995.

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

NICKOLOFF, E. L. Survey of Modern Fluoroscopy Imaging: Flat-Panel Detectors versus Image Intensifiers and More. **RadioGraphics**. 31, 591–602, 2011.

NIKLASON, L. T.; MARX, M. V.; CHANG, H. P. The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters. **Health Phys**. 67(6), 611–615, 1994.

NG, Y. H.; SOMANI, B. K.; DENNISON, A. et al. Irrigant flow and intrarenal pressure during flexible ureteroscopy: the effect of different access sheaths, working channel instruments, and hydrostatic pressure. **J Endourol**; 24(12):1915-20, 2010.

OLIVEIRA, L. M. T. **Adequação dietética e estado nutricional em pacientes com nefrolitíase. Novos alvos e objetivos**. 2016. 73f. Dissertação (Mestrado em Medicina Interna) – Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2016.

OLIVEIRA, M. L.; MAIA, A. F., NASCIMENTO, N. C. E. S.; FRAGOSO, M. C. F. et al. Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos. **Radiol Bras**;43(2):113–118, 2010.

OMS. Organização Mundial da Saúde. **Manejo da desnutrição grave: um manual para profissionais de saúde de nível superior (médicos, enfermeiros, nutricionistas e outros) e suas equipes de auxiliares**. 1999. Disponível em: [http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/41999/a57361\\_por.pdf;jsessionid=785937951757A2EE49D1E05CBB67A563?sequence=2](http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/41999/a57361_por.pdf;jsessionid=785937951757A2EE49D1E05CBB67A563?sequence=2). Acesso em: 13/05/2021.

ORTIZ, T. C.; MARTÍNEZ, M. A. I.; MORTON, V. A. J.; REYES, V. H. et al. Obesity in percutaneous nephrolithotomy. Is body mass index really important? **Urology**; 84:538-43, 2014.

ORTIZ, V.; AMBROGINI, C. **Urologia fundamental**. São Paulo:Planmark. 2010.

PACHALY, M. A.; BAENA, C. P.; CARVALHO, M. Therapy of nephrolithiasis: where is the evidence from clinical trials? **Brazilian Journal of Nephrology**, v. 38, n. 1, p. 99-106, 2016.

PARK, W.; KIM, S.; SHIN, D.; SHIM, S. R. et al. Radiation exposure to the urology surgeon during retrograde intrarenal surgery. **Plos one**; 16(3), 2021.

PEARLE, M. S.; GOLDFARB, D. S.; ASSIMOS, D. G.; CURHAN, G. et al. Medical Management of Kidney Stones: AUA Guideline. **The Journal of Urology**, v. 192, 316-324, 2014.

PEARLE, M. S. **Urinary Lithiasis: Etiology, Epidemiology, and Pathogenesis**. In: Campbell-Walsh Urology. Elsevier-Saunders, 10ª ed., p. 1257-1410, 2012.

PFAU, A.; KNAUF, F. Update on nephrolithiasis: core curriculum 2016. **Am J Kidney Dis**;68(6):973-85, 2016.

POOLEY, R. A.; McKINNEY, J. M.; MILLER, D. A. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: digital fluoroscopy. **Radiographics**. v. 21, n. 2, p. 521-534, 2001.

REHANI, M. M.; CIRAJ-BJELAC, O.; VAÑÓ, E.; MILLER, D. L. et al. Radiological protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the imaging department. **Ann ICRP**; 40(6):1-102, 2010.

RITTER, M.; KROMBACH, P.; MARTINSCHKEK, A.; SIEGEL, F. P. et al. Radiation exposure during endourologic procedures using over-the-table fluoroscopy sources. **J. Endourol.**; 26 47–51, 2012.

RITTER, M.; SIEGEL, F.; KROMBACH, P.; MARTINSCHKEK, A. et al. Influence of surgeon's experience on fluoroscopy time during endourological interventions. **World J Urol.**; 31:183–187, 2013.

RISTIC, G. S. **The Digital Flat-Panel X-Ray Detectors**. Proceedings of the Third Conference on Medical Physics and Biomedical Engineering. Disponível em: [https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/45/026/45026290.pdf](https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/026/45026290.pdf). Acesso em: 10/03/2021.

RODRIGUEZ, D.; SACCO, D. E. Minimally Invasive Surgical Treatment for Kidney Stone Disease. **Advances in Chronic Kidney Disease**, v. 22, n. 4, p. 266-272, 2015.

SABLER, I. M.; KATAFIGIOTIS, I.; GOFRIT, O. N.; DUVDEVANI, M. Present indications and techniques of percutaneous nephrolithotomy: What the future holds? **Asian Journal of Urology**, v. 5, p. 287-294, 2018.

SAFAK, M.; OLGAR, T.; BOR, D.; BERKMEN, G. et al. Radiation doses of patients and urologists during percutaneous nephrolithotomy. **J. Radiol. Prot.**; v. 29, p. 409–415, 2009.

SAHIN, E.; KARA, C.; REŞORLU, B.; SÖNMEZ, M. G. et al. Radiation exposure during percutaneous nephrolithotomy; Is there a risk of the patient and the operating team? **International Journal of Radiation Research**, v. 16, n.1, 2018.

SÁNCHEZ, M. E. G. **Distribuição da taxa de kerma no ar em uma sala de hemodinâmica para projeções típicas de procedimentos de cardiologia intervencionista**. 2008. 106 f. Dissertação (Mestrado em Radioproteção e Dosimetria) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, 2008.

SCALES, C. D. Practice patterns in the management of urinary lithiasis. **Curr. Urol. Rep.**v.14, p. 154–157, 2013.

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

SERRA, A. Renal lithiasis from a nephrologist's perspective. **Port J Nephrol Hypert**; 33(1): 3-6, 2019.

SETTERFIELD, J.; WATTERSON, J.; PLAYFAIR, M.; LAVALLÉE, L. et al. Should surgeons control fluoroscopy during urology procedures? **Can Urol Assoc J.**; 10(11-12):398-402, 2016.

SHAFI, H.; MOAZZAMI, B.; POURGHASEM, M.; KASAEIAN, A. An overview of treatment options for urinary stones. **Caspian J Intern Med**; 7(1):1-6, 2016.

SHERBINI, S.; DE CICCO, J. Estimation of the effective dose when protective aprons are used in medical procedures: a theoretical evaluation of several methods. **Health Phys.** 83(6), 861–870, 2002.

SIERRA-DIAZ, E.; GAXIOLA-PEREZ, E.; VELASCO, B.; PORTILLO, I. et al. Exposure to Radioactive Emanations of Medical Personnel in Percutaneous Nephrolithotomy. **Dose Response**; 27;16(2), 2018.

SIISKONEN, T.; TAPIOVAARA, M.; KOSUNEN, A.; LEHTINEN, M. et al. Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. **Br. J. Radiol.** 80, 460–468, 2007.

SILVA, A. J. **Avaliação da dose ocupacional oriunda dos procedimentos especiais guiados por fluoroscopia: cateterismo cardíaco.** 2011. 70 f. Dissertação (Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2011.

SILVA, G. R. N.; MACIEL, L. C. Epidemiologia dos atendimentos por urolitíase no Vale do Paraíba. **Rev. Col. Bras. Cir.**;43(6): 410-415, 2016.

SILVA, M. S. R. **Estudo dosimétrico em cardiologia intervencionista: dose paciente e dose trabalhador.** 2011. 177f. Tese (Doutorado em Ciências Nucleares, Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2011.

SILVA, M. W. O. **Avaliação computacional da dose em pacientes e profissionais em angiografia coronariana utilizando o visual Monte Carlo.** 2017. 137 f. Tese (Doutorado em Radioproteção e Dosimetria) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, 2017.

SILVA, M. W. O. **Dosimetria de pacientes em cardiologia intervencionista, usando medidores do produto kerma área e filmes radiocrômicos.** 2012. 143 f. Dissertação (Mestrado em Radioproteção e Dosimetria) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, 2012.

SMITH, D. L.; HELDT, J. P.; RICHARDS, G. D.; AGARWAL, G. et al. Radiation Exposure During Continuous and Pulsed Fluoroscopy. **Journal of Endourology**; v. 27, n. 3, 2013.

SOHGAURA, A.; BIGONIYA, P. A Review on Epidemiology and Etiology of Renal Stone. **Am. J. Drug Discov. Dev**, 7 (2): 54-62, 2017.

SOMMER, M.; JAHN, A.; HENNIGER, J. A new personal dosimetry system for Hp(10) and Hp(0.07) photon dose based on OSL-dosimetry of beryllium oxide. **Rad. Meas.** 46,1818-1821, 2011.

SONG, T.; LIAO, B.; ZHENG, S.; WEI, Q. Meta-analysis of postoperatively stenting or not in patients underwent ureteroscopic lithotripsy. **Urol Res**; 40(1):67-77, 2012.

SOROKIN, I.; MAMOULAKIS, C.; MIYAZAWA, K.; RODGERS, A. et al. Epidemiology of stone disease across the world. **World J Urol**, 35(9):1301–20, 2017.

SOUZA, S. O.; D'ERRICO, F.; TAKAYOSHI, Y. State of the Art of Solid State Dosimetry. *In: Proceedings of the International Joint Conference RADIO*; Gramado. p. 1-9, 2014.

SOUZA, S. O.; SOUZA, D. N.; BAFFA, O.; D'ERRICO, F. Novos materiais dosimétricos para aplicações em física médica. **Revista Brasileira de Física Médica**;13(1):24-33, 2019.

ST-LAURENT, M.; DOIZI, S.; ROSEC, M. T. J. Radiation exposure in prone vs. modified supine position during PCNL: Results with an anthropomorphic model, **Can Urol Assoc J**;13(8):246-9, 2019.

STUEVE, D. Management of pediatric radiation dose using Philips fluoroscopy systems DoseWise: perfect image, perfect sense. **Pediatric Radiology**, v. 36, p. 216–220, 2006.

SWISS ORDINANCE. **Swiss Ordinance for personal dosimetry**. Edited by the Federal Chancellery, Bern, 1999. Disponível em: <https://www.fedlex.admin.ch/eli/oc/2000/136/de>. Acesso em: 21/12/2021.

TAYLOR, E. M.; MEIR, J. S.; GARY, C. C. Obesity, weight gain, and the risk of kidney stones. **Journal of the American Medical Association**; 293:455-462, 2005.

VANHAVERE, F.; CARINO, E.; GUALDRINI G. et al. ORAMED: Optimisation of Radiation Protection for Medical Staff. EURADOS Report 2012-02. EURADOS, Braunschweig, ISBN 978-3-943701-01-2. 2012.

VAÑÓ, E.; FERNANDEZ, J. M.; RESEL, L. E; MORENO, J. et al. Staff lens doses in interventional urology. A comparison with interventional radiology, cardiology and vascular surgery values. **J. Radiol. Prot.** 36; 37–48, 2016.

VAÑÓ, E.; FERNANDEZ, J. M.; SANCHEZ, R. Occupational dosimetry in real time. Benefits for interventional radiology. **Radiation measurements**, v. 46, p. 1262-1265, 2011.

VASSILEVA, J.; ZAGORSKA, A.; KARAGIANNIS, A.; PETKOVA, K. et al. Radiation Exposure of Surgical Team During Endourological Procedures: IAEA-Segur Study. **J Endourol.**; 35(5):574-582, 2020.

VON BOETTICHER, H.; LACHMUND, J.; HOFFMANN, W. Effective dose estimation in diagnostic radiology with two dosimeters: impact of the 2007 recommendations of the ICRP. **Health Phys.** 95(3), 337–340, 2008.

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.

WEIN, A.; KAVOUSSI, L.; PARTIN, A.; PETERS, C. **Campbell-Walsh Urology**. 11<sup>a</sup> ed. Elsevier. 2016.

WENZLER, D. L.; ABBOTT, J. E.; SU, J. J.; SHI, W. et al. Predictors of radiation exposure to providers during percutaneous nephrolithotomy. **Urol Ann**; 9:55-60, 2017.

WORCESTER, E. M.; COE, F. L. Nephrolithiasis. **Prim Care**; 35:2, 2008.

YUKIHARA, E. G.; MCKEEVER, S. W. S. Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications. Sussex: **John Wiley & Sons**, 2011.

ZIEMBA, J. B.; MATLAGA, B. R. Epidemiology and economics of nephrolithiasis. **Investig Clin Urol**; 58:299-306, 2017.

## APÊNDICE A – FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS

Nome da instituição:		Data:	
Tipo de procedimento:			
Dispositivos de proteção radiológica	Protetor tireoidiano (mm Pb):		Avental pumblífero (mm Pb):
	Cortina pumblífera (mm Pb):		Óculos pumblíferos (mm Pb):
Nível de complexidade do procedimento	Baixo:	Intermediário:	Alto:

DADOS DO PACIENTE			
Nome:		Número de Registro:	
Localização do cálculo urinário:			
Idade (anos)		Gênero	
Peso (kg)		Altura (m)	

DOSIMETRIA OCUPACIONAL			
Médico principal		Médico auxiliar	
M:	R:	M:	R:
Nome do médico principal:		Tempo de permanência:	
Nome do médico auxiliar:		Tempo de permanência:	
Posição	Número do badge		
	M. Principal		M. Auxiliar
Glabela			
Olho E			
Olho D			
Tireoide (sobre o protetor tireoidiano)			
Tórax (abaixo do avental pumblífero)			
Punho E			
Punho D			
Joelho E			
Joelho D			
Pé E			
Pé D			

Modo de fluoroscopia	PARÂMETROS DE FLUOROSCOPIA						
	kV	mA	TF (min)	PPS	FOV (cm)	Número de imagens	K <sub>a,r</sub> (mGy)

## APÊNDICE B – TESTES DE AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DOS EQUIPAMENTOS DE ARCO EM C

Com a finalidade de atestar as condições de funcionamento dos sistemas de fluoroscopia utilizados na presente pesquisa, foram realizados testes de avaliação de desempenho, conforme descrito a seguir. Os procedimentos de execução destes testes foram baseados nos requisitos estabelecidos pelo Ministério da Saúde, por meio da RDC 330 (BRASIL, 2019), e na metodologia apresentada pelo Protocolo de Controle de Qualidade para Radiodiagnóstico na América Latina e no Caribe (IAEA, 2021).

Foram avaliados os seguintes equipamentos de arco em C: GE OEC 9800 Plus, para Instituição 1; além do GE Brivo OEC 850 e do GE OEC 9900 Elite para Instituição 2. Tal avaliação obedeceu às exigências da Instrução Normativa N° 91 de maio de 2021, publicada pela ANVISA – Ministério da Saúde (BRASIL, 2021).

### 1. Exatidão do indicador da tensão do tubo de raios X

Para a realização deste teste, foi utilizado um medidor não invasivo de leitura direta do tipo semicondutor marca Unfors RaySafe, modelo 8202031-J, com certificado de calibração N° 1281RX/0819, o qual foi posicionado sobre o intensificador de imagem, a 100 cm do tubo de raios X, conforme arranjo ilustrado na Figura B-1.

Figura B-1 – Arranjo experimental para o teste de exatidão da tensão do tubo



Fonte: A autora (2022).

Foram, então, efetuadas exposições para três valores nominais de tensão, com duas leituras cada, anotando-se os valores medidos e os indicados pelo equipamento. A partir das medidas obtidas, foi avaliada a exatidão do valor da tensão através da Equação 3:

$$\text{Exatidão (\%)} = \frac{\text{kV}_{\text{nominal}} - \text{kV}_{\text{medido}}}{\text{kV}_{\text{nominal}}} \times 100 \quad (3)$$

De acordo com os requisitos da RDC 330 (BRASIL, 2019), a tolerância para o teste de exatidão da tensão do tubo de raios X é  $\leq 10\%$ .

## **2. Determinação da camada semirredutora (CSR)**

Este teste objetiva avaliar a qualidade do feixe de raios X e para realização do mesmo, foram utilizados atenuadores de cobre, os quais foram posicionados sobre o intensificador de imagem; e, um dispositivo semicondutor marca Unfors RaySafe, modelo 8202031-J, no centro do campo de radiação, seguindo o mesmo arranjo experimental apresentado na Figura B-1. A tensão do tubo de raios X foi ajustada para o valor nominal de 80 kV e foi realizada uma exposição no modo fluoroscopia para obtenção do valor da camada semirredutora fornecido pelo dispositivo semicondutor.

De acordo com os limites de tolerância estabelecidos pelo Ministério da Saúde (BRASIL, 2019), para tensão nominal de 80 kV em equipamentos trifásicos, o valor da camada semirredutora deve ser maior que 2,6 mm de Al.

## **3. Máxima taxa de kerma no ar**

Para determinar a máxima taxa de kerma no ar, foi adotada a mesma configuração geométrica mostrada na Figura B-1, utilizando duas placas de cobre com espessura de 5 mm cada (para simular o paciente) e um dispositivo semicondutor marca Unfors RaySafe, modelo 8202031-J. Assim, fora realizada uma exposição de um minuto para registro da taxa de kerma no ar fornecida pelo dispositivo de medida.

O valor da máxima taxa de kerma no ar deve ser inferior ao limite de 88 mGy/min determinado pela legislação vigente (BRASIL, 2021).

#### 4. Reprodutibilidade do controle automático de intensidade

O estudo de avaliação do controle automático de intensidade consistiu em verificar a variação da taxa de kerma no ar e dos parâmetros de irradiação em função da espessura do paciente. Para tanto, utilizou-se um detector semiconductor marca Unfors RaySafe, modelo 8202031-J, e placas de cobre de 0,5 mm, a fim de simular dois parâmetros de exposição. A priori, apenas uma placa de cobre foi posicionada sobre o intensificador de imagem juntamente com o elemento detector e, então, foram realizadas duas irradiações no modo normal de fluoroscopia. Em seguida, mais uma placa de cobre foi adicionada ao conjunto e novamente foram efetuadas duas exposições, anotando-se os valores de taxa de kerma no ar fornecidos pelo dispositivo semiconductor.

Para determinar a reprodutibilidade (R), foram definidos os valores máximos ( $L_{máx}$ ) e mínimos ( $L_{mín}$ ) dos conjuntos de duas leituras para cada uma das condições de irradiação, aplicando-se a equação abaixo:

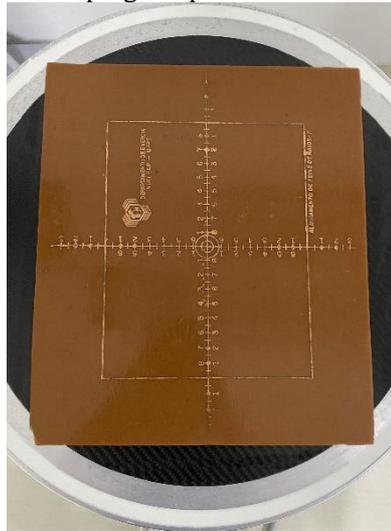
$$R(\%) = \frac{L_{máx} - L_{mín}}{(L_{máx} + L_{mín})/2} \times 100 \quad (4)$$

Para atestar a conformidade deste requisito, os resultados de reprodutibilidade obtidos devem ser comparados com o valor de tolerância,  $\leq 10\%$ , preconizado pelo Ministério da Saúde (BRASIL, 2019).

#### 5. Exatidão do sistema de colimação e avaliação da distorção geométrica

Para avaliar a concordância entre os valores nominais e reais dos campos de radiação dos equipamentos em estudo, foi empregado um elemento padrão para teste que consiste de uma placa impressa de cobre, como mostrado na Figura B-2, o qual foi posicionado sobre o receptor de imagem. Foram realizadas irradiações no modo normal de fluoroscopia, sob controle automático de exposição, para diferentes tamanhos de campo ajustados manualmente.

Figura B-2 – Dispositivo de teste empregado para avaliar a exatidão do sistema de colimação



Fonte: A autora (2022).

Avaliou-se a imagem radiográfica do padrão e com o auxílio de uma trena foi possível comparar o tamanho do campo real (medido) com o do campo indicado no monitor. Além disso, para verificar a concordância entre os resultados obtidos e a tolerância estabelecida pela RDC 330 (BRASIL, 2019), foi aplicado o seguinte critério:

$$0,85 \leq \frac{\text{Campo medido}}{\text{Campo indicado}} < 1 \quad (5)$$

Quanto à verificação da existência de distorção geométrica, esta foi realizada utilizando o mesmo arranjo que o da avaliação da exatidão do sistema de colimação. Para tanto, efetuou-se uma exposição no modo normal de fluoroscopia, para visualização do dispositivo de teste. As distâncias do centro às bordas do objeto de teste mostradas na imagem ( $d_{\text{indicada}}$ ) foram, então, comparadas com as distâncias reais ( $d_{\text{nominal}}$ ). A partir daí, calculou-se a distorção geométrica (DG) através da equação:

$$DG (\%) = \frac{d_{\text{nominal}} - d_{\text{indicada}}}{d_{\text{nominal}}} \times 100 \quad (6)$$

Segundo os limites de tolerância determinados pelo Ministério da Saúde (BRASIL, 2019), a distorção geométrica deve ser  $\leq 10\%$ .

## 6. Alinhamento do eixo central do feixe de raios X

A análise deste parâmetro foi efetuada utilizando um dispositivo padrão para teste que consiste em um cilindro de acrílico contendo duas esferas: uma na base superior e outra na inferior. Este objeto de teste foi posicionado acima de uma placa impressa de cobre (Figura B-2), ambos sobre o intensificador de imagem, com o intuito de avaliar o alinhamento do centro do campo de radiação. Mediante arranjo experimental apresentado na Figura B-3, efetuou-se uma exposição no modo normal de fluoroscopia para visualização da imagem radiográfica do padrão.

De acordo com a RDC 330 (BRASIL, 2019), para que seja atestada a conformidade, o alinhamento deve ser menor que  $1,5^\circ$  em relação ao eixo perpendicular ao plano do receptor de imagem.

Figura B-3 – Esquema de irradiação para avaliação do alinhamento do eixo central do feixe de raios X



Fonte: A autora (2022).

## 7. Resolução espacial de alto e baixo contraste

A resolução espacial de alto contraste foi verificada empregando-se um dispositivo de teste composto por padrões de barras com diferentes frequências espaciais, em pares de linha por milímetro (pl/mm), o qual foi posicionado conforme arranjo experimental mostrado na Figura B-4.

Figura B-4 – Arranjo experimental para o teste de resolução espacial de alto contraste



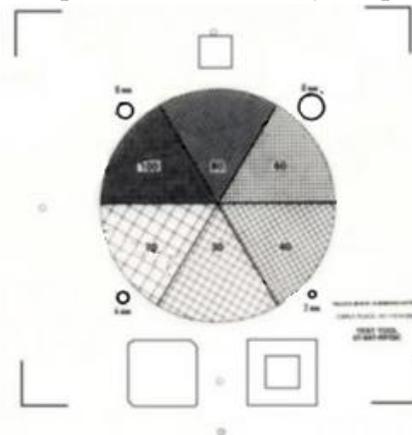
Fonte: A autora (2022).

Então, foi selecionado o maior tamanho de campo disponível nos equipamentos avaliados (25,5 cm) e realizada uma exposição no modo fluoroscopia, a fim de verificar o limite visível de resolução no monitor para o dispositivo de teste.

Para avaliação da resolução espacial de alto contraste, o Ministério da Saúde (BRASIL, 2019) estabelece que o dispositivo de teste deve permitir visualização maior que 1,0 lp/mm, para imagem com campo superior a 25 cm.

Para o teste de discriminação de baixo contraste, por sua vez, foi utilizado o dispositivo *test tool 07-647-RF/QC*, fabricado pela Nuclear Associate (Figura B-5), num arranjo experimental idêntico ao do teste de resolução de alto contraste.

Figura B-5 – Dispositivo para o teste de resolução espacial de baixo contraste



Fonte: Adaptado de SILVA (2011).

Para visualização do objeto de teste, foi realizada uma exposição no modo fluoroscopia com o maior tamanho de campo disponível nos intensificadores de imagem (25,5 cm). Segundo a RDC 330 (BRASIL, 2019), para tamanhos de campo maiores que 25 cm, a tolerância para resolução de baixo contraste é menor que 4%.

A Tabela B-1 apresenta um resumo dos resultados obtidos para os equipamentos avaliados, mostrando que os seus desempenhos estão adequados e que atendem às determinações da RDC 330 (BRASIL, 2019).

Tabela B-1 – Resultados dos testes de desempenho dos equipamentos de arco em C utilizados nas Instituições 1 e 2

Teste de desempenho	Resultado por equipamento			Tolerância
	GE OEC 9800 Plus	GE Brivo OEC 850	GE OEC 9900 Elite	
Exatidão do indicador da tensão do tubo de raios X	3,80%	3,10%	3,90%	$\leq 10\%$
Camada semirredutora (CSR)	4,16 mm Al	4,26 mm Al	4,53 mm Al	$\geq 2,6$ mm Al
Máxima taxa de kerma no ar	1,71 mGy/min	7,78 mGy/min	8,56 mGy/min	$\leq 88$ mGy/min
Reprodutibilidade do controle automático de intensidade	0,68%	0,30%	1,00%	$\leq 10\%$
Exatidão do sistema de colimação	0,95	1,00	1,00	0,85 a 1
Avaliação da distorção geométrica	7,14%	5,00%	3,00%	$\leq 10\%$
Alinhamento do eixo central do feixe de raios X	$< 1,5^\circ$	$< 1,5^\circ$	$< 1,5^\circ$	$< 1,5^\circ$
Resolução espacial de alto contraste	1,3 pl/mm	1,6 pl/mm	1,8 pl/mm	$> 1$ pl/mm
Resolução espacial de baixo contraste	2%	2%	2%	$< 4\%$
Sinal sonoro no modo cine	Existente	Existente	Existente	Existência de sinal sonoro

Fonte: A autora (2022).