

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR

*Avaliação de Dose em Procedimentos Especiais de Fluoroscopia:  
Histerossalpingografia e Dacriocistografia*

**CINTYA CAROLINA BARBOSA LOPES**

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

ABRIL - 2006

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Avaliação de Dose em Procedimentos Especiais de Fluoroscopia:  
Histerossalpingografia e Dacriocistografia**

**CINTYA CAROLINA BARBOSA LOPES**

**Avaliação de Dose em Procedimentos Especiais em Fluoroscopia:  
Histerossalpingografia e Dacriocistografia**

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

**Orientadora:  
Prof. Helen J. Khoury**

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

ABRIL – 2006

**L864a**      **Lopes, Cintya Carolina Barbosa.**

Avaliação de dose em procedimentos especiais de fluoroscopia: histerossalpingografia e dacriocistografia. – Recife: O Autor, 2006.  
73 folhas. : il. ; fig., tabs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2006.

Inclui bibliografia.

1. Energia nuclear. 2. Dosimetria e instrumentação nuclear. 3. Histerossalpingografia – Dose - Estudo. 4. Dacriocistografia – Dose Estudo I. Título.

612.01448 CDD (22.ed.)

UFPE  
**BCTG/2007-040**

**AVALIAÇÃO DE DOSE EM PROCEDIMENTOS ESPECIAIS  
DE FLUOROSCOPIA: HISTEROSSALPINGOGRAFIA E  
DACRIOCISTOGRAFIA**

**Cintya Carolina Barbosa Lopes**

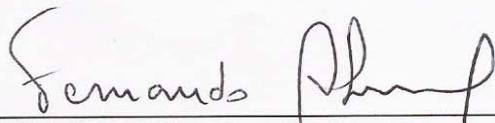
**APROVADA EM: 27.04.2006**

**ORIENTADORA : Profa. Dra. Helen Jamil Khoury**

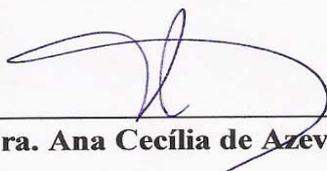
**COMISSÃO EXAMINADORA:**



**Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN/CNEN-NE**



**Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima – CRCN/CNEN-NE**



**Profa. Dra. Ana Cecília de Azevedo – FIOCRUZ/RJ**

**Visto e permitida a impressão**



**Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE**

*Ao meu marido Marcos, que me  
proporciona riquezas que o dinheiro  
jamais poderia comprar. Meus pais,  
irmãos e T. Nininha.*

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, que me concedeu a serenidade necessária para enfrentar vários dias traiçoeiros...

A Marcos, que soube perfeitamente aliviar estes dias, sendo o que ele mais sabe ser, meu amor e meu anjinho-da-guarda.

A meus pais, por me fazerem sentir tão essencial em suas vidas e por sempre torcerem pelo desfecho feliz de mais esta etapa na minha vida.

A meus irmãos, Fred e Cibele, que “me olham” de longe e que estão sempre no meu coração.

A T. Nininha, Cyntia e D. Eva, pelos constantes incentivos e verdadeira amizade.

À Professora Helen pelo trabalho de orientação.

Aos amigos Adriano, Cristina, Dayse, Eutrópio, Elias, Égita, Edvânia, Iran, Fábio, Jorge, Jucilene, Macilene, Péricles, Poliana, Sérgio, Vinícius e Vivianne Souza, pelas discussões, incentivos e força, indispensáveis à realização deste trabalho.

Ao DEN/UFPE, pela oportunidade de realizar este trabalho.

À CAPES, pela concessão da bolsa de mestrado.

*“Qualquer caminho é apenas um caminho  
e não constitui insulto algum -  
para si mesmo ou para os outros -  
abandoná-lo quando assim ordena o seu coração. (...)*

*Olhe cada caminho com cuidado e atenção.*

*Tente-o tantas vezes quanto julgar necessárias...*

*Então, faça a si mesmo, e apenas a si mesmo,  
uma pergunta: possui este caminho um coração?*

*Em caso afirmativo, o caminho é bom.*

*Caso contrário, esse caminho não possui importância alguma.”*

*(Carlos Castañeda)*

## RESUMO

Dentre os procedimentos especiais de fluoroscopia destacam-se a histerossalpingografia (HSG) e a dacriocistografia (DCG). A HSG é uma técnica radiodiagnóstica capaz de detectar patologias uterinas e tubárias, e é fundamental para a investigação de infertilidade. A DCG trata-se do exame radiográfico do sistema lacrimal, sendo importante para mostrar o nível de obstrução, a presença de dilatação do saco lacrimal, bem como alterações em estruturas vizinhas.

Neste trabalho, foi efetuado o estudo da dose de entrada na pele do paciente devido a estes dois procedimentos especiais de fluoroscopia, bem como a avaliação da dose na equipe médica que executa os exames. Para tanto, foram avaliados os procedimentos de 22 pacientes de HSG e 8 pacientes de DCG. Dosímetros de TLD-100 foram utilizados e fixados na pele dos pacientes em pontos anatômicos envolvidos em cada exame.

No caso da HSG os resultados mostraram que a dose na entrada da pele variou de 0,5 mGy a 73,4 mGy, com um valor médio de 22,1 mGy. A dose no útero foi estimada em 5,5 mGy, e 6,6 mGy foi a dose média estimada para os ovários.

As doses de entrada na pele dos pacientes submetidos a exames de DCG variaram de 2,1 mGy a 10,6 mGy, e a dose média entre os olhos foi de 6,1 mGy.

Os resultados das doses ocupacionais mostraram que, na HSG, a dose média na mão direita do médico é de 4,3 mGy por exame. Este valor é devido ao fato que o médico introduz o meio de contraste manualmente durante as exposições com contraste na histerossalpingografia.

Em relação a DCG, os valores de doses ocupacionais foram da ordem dos valores ambientais, evidenciando que, dentro dos limites permitidos, não há risco para os médicos neste procedimento.

**Palavras-chave:** Fluoroscopia, Dose de Entrada na Pele, Dose Ocupacional.

## ABSTRACT

The Hysterosalpingography (HSG) and Dacryocystography (DCG) are among the special fluoroscopy procedures. The HSG is a radiodiagnostic technique used to detect uterine and tubal pathologies and it is fundamental for the investigation of infertility. The DCG is a form of lacrimal system imaging, being important to show the level of obstruction, the presence of dilatation of the lacrimal sac, as well as alterations in nearby structures.

At this research, the study of skin entrance dose was evaluated for these two special fluoroscopy procedures, besides the analyses of staff doses whose performs the exams. The exams of 22 HSG patients and 8 DCG patients were evaluated using TL-100 dosimeters attached on patient's skin at anatomical landmarks involved on each exam.

In the case of HSG, the results showed that skin entrance doses varied from 0.5 mGy to 73.4 mGy, with an average value of 22.1 mGy. The estimated uterus dose was 5.5 mGy, and 6.6 mGy was the average dose estimated to the ovaries.

The patient's skin entrance dose undergoing to DCG examinations varied from 2.1 mGy to 10.6 mGy, and the average eye's dose was 6.1 mGy.

The results of staff's dose showed that, on HSG, the average dose on doctor's right hand was 4.3 mGy per examination. This value had to the fact that the physician introduces the contrast manually while all contrast exposures.

In relation of DCG, the staff's dose values were nearby background radiation, evidencing that, inside of permitted limits, there is no risk for the physicians at this procedure.

**Key-words:** Fluoroscopy, Skin Entrance Dose, Staff's Dose.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Esquema de investigação completa do casal infértil	19
Figura 2: Dependência das grandezas kerma-ar e Produto kerma-ar x área com a distância	23
Figura 3: Arranjo experimental para medir a atenuação de um feixe de Raios-x	32
Figura 4: Arranjo experimental para verificar a colimação e o alinhamento do feixe de Raios-X	34
Figura 5: Disposição da imagem das esferas indicando (a) alinhamento do feixe; (b) e (c) desalinhamento do feixe de radiação	35
Figura 6: localização dos dosímetros na região abdominal da paciente	36
Figura 7: Localização dos dosímetros na pele do paciente: (1) olho direito; (2) entre os olhos; (3) olho esquerdo; (4) tiróide	38
Figura 8: Simulador Alderson-Rando	38
Figura 9: Curva de calibração dos dosímetros TL na configuração bastão	39
Figura 10: Variação da intensidade de radiação em função da espessura dos absorvedores de Al, para uma tensão de 70 kV.	41
Figura 11: Valores de taxa de kerma no ar em função da tensão com detetor a 71 cm do tubo de Raios-X	42
Figura 12: Resultado do teste de colimação e alinhamento do feixe de radiação	43
Figura 13: Distribuição percentual de pacientes para cada faixa etária	44
Figura 14: Comparação da distribuição percentual de pacientes para cada faixa etária neste estudo e em trabalho recente em Madri	45
Figura 15: Quantidade de radiografias executadas por exame	46
Figura 16: Distribuição das projeções AP e OB em exames de HSG	47

Figura 17: ESAK (mGy) no centro do campo de radiação de cada paciente	51
Figura 18: Avaliação de desempenho dos médicos durante as HSGs	53
Figura 19: Distribuição da faixa etária durante o período estudado para DCG	56
Figura 20: Disposição dos órgãos genitais femininos no assoalho pélvico	65
Figura 21: Anatomia interna do útero e anexos	66
Figura 22: A constituição do globo ocular	68

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores médios de dose nos ovários (mGy) encontrados em diversos trabalhos da literatura	28
Tabela 2: Comparação entre valores de dose absorvida nas lentes utilizando o método intervencionista de dacriocistoplastia com balão	29
Tabela 3: Valores mínimos da CSR para um tubo de Raios-X com gerador trifásico (ANVISA, 2003)	32
Tabela 4: Valores de tensão obtidos, valores médios e desvio padrão adquiridos nos testes de exatidão e reprodutibilidade	40
Tabela 5: Valores mínimos, médios e máximos dos parâmetros de irradiação utilizados nos procedimentos de fluoroscopia nos exames de HSG	47
Tabela 6: Valores mínimos, médios e máximos para o tempo de fluoroscopia	48
Tabela 7: Valores mínimos, médios e máximos dos parâmetros de irradiação utilizados nos procedimentos de radiografia nos exames de HSG	48
Tabela 8: Comparação entre os estudos realizados em HSG quanto ao tempo de exposição e número de radiografias	49
Tabela 9: Valores de ESAK (mGy) em função da localização do TLD na pele da paciente na projeção AP	50
Tabela 10: Comparação entre a quantidade de radiografias, o tempo de fluoroscopia e o ESAK médio (intervalo) fornecido por cada TLD empregado nos estudos a seguir	51
Tabela 11: Comparação entre os valores médios (mínimo – máximo) de dose nos órgãos encontrados na literatura e obtidos neste trabalho	54
Tabela 12: Distribuição da dose na superfície da pele (mGy) em relação às regiões anatômicas avaliadas nos médicos	55

Tabela 13: Parâmetros técnicos para a fluoroscopia e radiografia	57
Tabela 14: Variação do tempo de fluoroscopia em DCG	57
Tabela 15: Valores de ESAK (mGy) em DCG	58
Tabela 16: Valores de dose órgão obtidos a partir da simulação com o fantoma Alderson e dosímetros TL na configuração bastão	58
Tabela 17: Valores de dose na superfície da pele (mGy) ocupacional por procedimento em DCG	59

## SUMÁRIO

1. Introdução	15
2. Revisão Bibliográfica	17
2.1 Técnica Radiográfica em Histerossalpingografia	18
2.2 Técnica Radiográfica em Dacriocistografia	21
2.3 Métodos de Medida de Dose em Pacientes	22
2.4 Doses em Histerossalpingografia	24
2.5 Doses em Dacriocistografia	28
3. Metodologia	30
3.1 Avaliação do Equipamento em Estudo	30
3.1.1 Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo de Raios-X	30
3.1.2 Determinação da Camada Semi-Redutora (CSR)	31
3.1.3 Tempo Acumulado de Fluoroscopia	33
3.1.4 Medidas da Taxa de Kerma no Ar	33
3.1.5 Sistema de Colimação e Alinhamento do Feixe de Raios-X	34
3.2 Determinação da Dose em Histerossalpingografia	35
3.2.1 Determinação da Dose Paciente	36
3.2.2 Determinação da Dose Ocupacional	37
3.3 Determinação da Dose em Dacriocistografia	37
3.3.1 Determinação da Dose Paciente	37
3.3.2 Determinação da Dose Ocupacional	39
4. Resultados e Discussão	40
4.1 Avaliação do Equipamento de Raios-X	40
4.1.1 Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo de Raios-X	40
4.1.2 Determinação da Camada Semi-Redutora (CSR)	41
4.1.3 Tempo Acumulado de Fluoroscopia	42
4.1.4 Medidas da Taxa de Kerma no Ar	42

4.1.5 Sistema de Colimação e Alinhamento do Feixe de Raios-X	43
4.2 Dosimetria em Histerossalpingografia	44
4.2.1 Dose Paciente	49
4.2.2 Dose Ocupacional	55
4.3 Dosimetria em Dacriocistografia	56
4.3.1 Dose Paciente	57
4.3.2 Dose Ocupacional	59
5. Conclusões	60
Referências Bibliográficas	61
Apêndice A: Anatomia do Aparelho Genital Feminino	64
Anexo: Anatomia do Sistema Ocular	66
Apêndice B: Formulário de Avaliação de Procedimentos de HSG / DCG em Recife	68
Apêndice C: Fatias do Simulador Alderson onde foram posicionados TLDs em Bastão para Dose Órgão em DCG	70

## 1. INTRODUÇÃO

Na rotina radiológica, os exames contrastados são largamente solicitados como um modo seguro na obtenção do diagnóstico de patologias variadas tanto em crianças como em adultos. Dentre estes exames destacam-se a histerossalpingografia e a dacriocistografia, que são classificados como procedimentos especiais de fluoroscopia.

A histerossalpingografia (HSG) é um procedimento radiológico muito utilizado para a visualização da cavidade uterina, das trompas de falópio e no estudo das causas da infertilidade. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS, 2004), a esterilidade é classificada em:

a) Esterilidade Primária: no caso da mulher que nunca concebeu, por um período mínimo de dois anos, apesar da prática de coitos regulares sem contracepção.

b) Esterilidade Secundária: refere-se à mulher que já concebeu anteriormente, todavia não volta a fazê-lo, apesar de manter a atividade sexual regular sem anticoncepção por um período mínimo de dois anos.

O exame de histerossalpingografia é geralmente realizado com um sistema de fluoroscopia. O contraste é gradualmente introduzido no útero, e várias radiografias são realizadas observando o preenchimento da cavidade uterina e das trompas de falópio. O procedimento depende do operador e das condições de saúde da paciente. Geralmente, são realizadas quatro radiografias em adição ao processo de fluoroscopia.

As pacientes que se submetem a este exame são freqüentemente jovens que desejam engravidar. Além disso, os ovários são irradiados durante o exame, o que representa um risco para a paciente e um aumento na probabilidade de ocorrência de efeitos biológicos oriundos da interação com a radiação ionizante. Portanto, o procedimento da HSG deve estar corretamente justificado e otimizado de modo a garantir a obtenção de uma imagem de qualidade com a menor dose na paciente.

Por outro lado, a dacriocistografia (DCG) é o procedimento radiológico que avalia a estenose/obstrução do canal lacrimal. Para a realização do exame utiliza-se também a técnica de fluoroscopia. Inicialmente é efetuada uma radiografia simples da face e, a partir daí, o material de contraste à base de iodo é injetado no orifício do canal lacrimal, sendo acompanhado pela fluoroscopia, ao mesmo tempo que as radiografias mostrando a perfusão desse contraste vão sendo realizadas.

Por se tratar de um procedimento incômodo e invasivo, as crianças que se submetem à dacriocistografia são sedadas no começo do exame, o que torna necessária a presença do anestesista, além do radiologista, próximo à mesa de exames.

Tendo em vista o reduzido número de estudos relativos à Proteção Radiológica nestes exames, são objetivos desse trabalho avaliar a dose de entrada na pele e a dose nos órgãos recebidas pelos pacientes submetidos aos exames de HSG e DCG, bem como a dose recebida pela equipe médica durante os procedimentos destes exames radiográficos.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As exposições médicas às radiações ionizantes, definidas no Basic Safety Standards, BSS (IAEA-1996), incluem:

- a) Exposição de indivíduos devido à realização de procedimentos terapêuticos ou de diagnóstico;
- b) Exposição de pessoas que auxiliam ou confortam o paciente durante os procedimentos terapêuticos ou de diagnóstico;
- c) Exposição de voluntários como parte de um programa de pesquisas clínicas ou biomédicas que fornece um benefício direto aos voluntários.

Nesse documento, é enfatizado o princípio básico da proteção radiológica para as aplicações médicas que pode ser resumido da seguinte forma: as exposições médicas devem ser justificadas de modo que tragam o benefício do tratamento ou do diagnóstico (Princípio da Justificativa). Por outro lado, as doses devem ser as menores razoavelmente possíveis de modo que não comprometam a qualidade das imagens para o diagnóstico seguro ou para o tratamento desejado (Princípio da Otimização).

Os limites de dose individuais estabelecidos pelas normas de Proteção Radiológica aplicam-se apenas aos trabalhadores (médicos, enfermeiros e técnicos) e ao público em geral. No caso dos pacientes, aplica-se o conceito de dose de referência, estabelecido pela ICRP-73 (ICRP, 1996), que tem um caráter de orientação para identificar procedimentos não-otimizados.

As doses de referência não representam limites entre a boa ou má prática. Valores de dose acima dos níveis de referência devem ser investigados para otimizar o funcionamento do equipamento ou o procedimento de operação. Vale ressaltar que o conceito de otimização inclui tanto as doses quanto a qualidade da imagem e devem ser usados de forma dinâmica em um processo continuado de otimização.

Segundo a ICRP-73 (ICRP,1996), uma grandeza dosimétrica de fácil medição deve ser escolhida para o estabelecimento da dose de referência. Essa grandeza normalmente é a dose

absorvida na entrada da superfície de um fantoma simples ou de um paciente representativo. Além disso, as grandezas a serem utilizadas devem ser de fácil compreensão pelos técnicos e médicos de radiodiagnóstico.

A seguir são apresentados os procedimentos para a aquisição da imagem e a avaliação da dose em exames de Histerossalpingografia e Dacriocistografia.

## 2.1 TÉCNICA RADIOGRÁFICA EM HISTEROSSALPINGOGRAFIA

A Histerossalpingografia (HSG) é um exame radiológico que faz uso de meio de contraste para visualizar a cavidade uterina e a luz das trompas de falópio.

A histerossalpingografia foi realizada primeiramente em 1909 por Nemerov, que empregou o corante Lugol como meio de contraste. Henser e Carelli, na Argentina em 1924, introduziram o Lipiodol Lafay como meio de contraste e obtiveram radiografias de boa qualidade, ao mesmo tempo que mostraram o valor do método no estudo da esterilidade. Outros progressos foram obtidos com o uso de meios de contrastes hidrossolúveis e, posteriormente, com a televisão e a cineradiografia (TOLEDO, 1978).

A indicação mais freqüente para a realização da histerossalpingografia reside na demonstração de impermeabilidade tubária ou anormalidades da cavidade uterina em mulheres inférteis, que podem ser a causa de abortos repetidos. Além disso, a histerossalpingografia também pode ser solicitada para o detalhamento da obstrução das trompas de falópio ou na reparação da ligação tubária e reconstrução cirúrgica. Através desse procedimento demonstram-se fístulas uterinas, que são geralmente conseqüências de perfuração por DIU<sup>1</sup>, tumores pélvicos ou tuberculose (TOLEDO, 1978; PUTNAM, RAVIN, 1994).

Em clínica ginecológica geral, a HSG presta-se ainda para diagnóstico diferencial entre hemorragias disfuncionais e sangramentos provocados por processos orgânicos do útero (PIATO, 1989).

A indicação da HSG para o diagnóstico da infertilidade feminina deve ser realizada, preferencialmente, após descartar os indícios de infertilidade relacionados ao parceiro da

---

1 – DIU: Dispositivo intra-uterino

paciente. Dessa forma, o espermograma deve ser solicitado antes de se requisitar a HSG, que é um procedimento invasivo e que, principalmente, envolve radiação ionizante em órgãos críticos para a fertilização do óvulo. A Figura 1 mostra um esquema de investigação de rotina de casais inférteis recomendado pela Organização Mundial de Saúde (OMS, 2004).

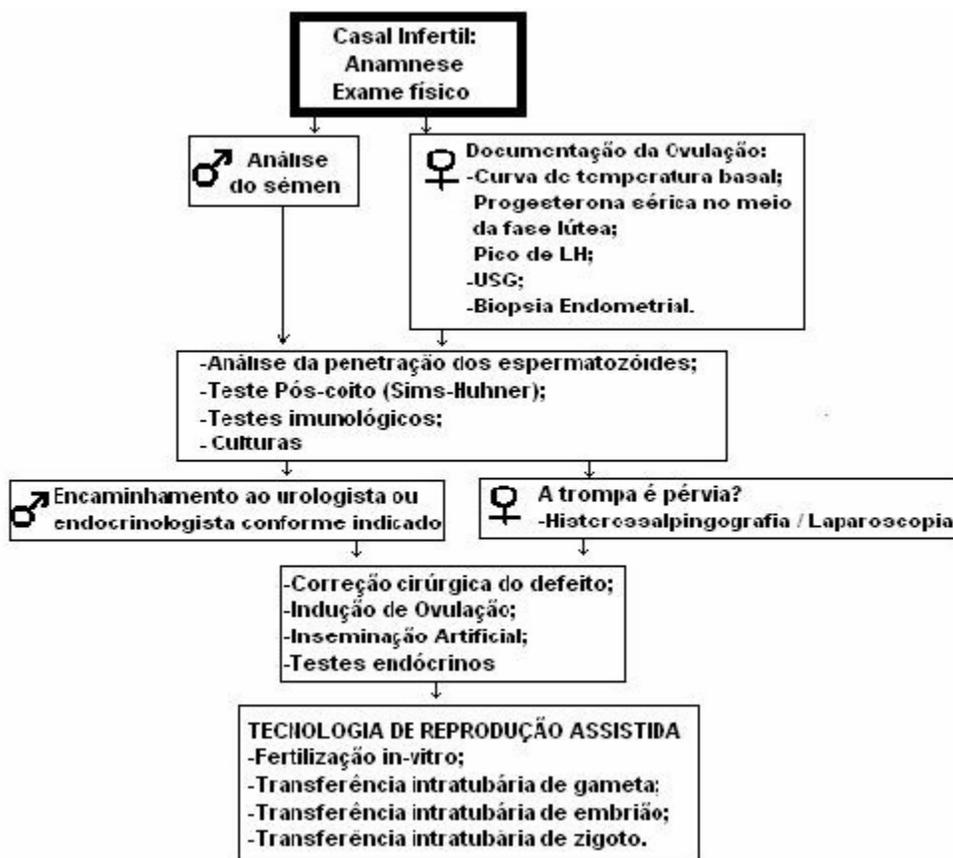


Figura 1: Esquema de investigação completa do casal infértil. Fonte:

[http://www.who.int/reproductive\\_health/infertility/index.htm](http://www.who.int/reproductive_health/infertility/index.htm)>

A precisão do diagnóstico depende do meio de contraste e da técnica utilizados na realização do exame.

O meio de contraste ideal deve ser inócuo, não produzir dor, ser absorvido rapidamente e permitir uma visualização nítida da cavidade uterina e das trompas. Dois tipos de contraste podem ser utilizados: os contrastes oleosos e os hidrossolúveis.

Dos contrastes oleosos, o mais utilizado atualmente é à base de iodo. Os contrastes iodados possuem uma viscosidade suficiente para delinear a cavidade uterina e as trompas, sendo muito radiopacos. O uso deste contraste é indicado no estudo de aderências tubárias e quando há um retardo na passagem do contraste pelas trompas, por ser absorvido lentamente (PIATO, 1989).

Os contrastes hidrossolúveis são compostos orgânicos iodados combinados a substâncias que lhes conferem maior viscosidade. A opacidade deste tipo de contraste é excelente, pelo fato de não ser excessiva e o preparado não se adere à mucosa tubária. Assim, obtém-se a imagem nítida do útero e das pregas do endossalpígeo (PIATO, 1989).

O exame de histerossalpinografia é realizado em condições de fluoroscopia com o contraste sendo injetado lentamente e de maneira descontínua, de tal modo que anormalidades da cavidade uterina possam ser visualizadas. O controle repetido da injeção do contraste tem as seguintes finalidades: (a) descartar anormalidades antes de prosseguir a introdução de contraste, como passagem vascular, hidrossalpinge, etc; (b) acompanhar a seqüência de enchimento do útero e das trompas e (c) buscar o maior número possível de informações radiográficas (PIATO, 1989).

Várias exposições radiográficas são efetuadas de modo a observar o preenchimento da cavidade uterina e das tubas de falópio. Embora o procedimento dependa muito da experiência do operador e do limiar de dor da paciente, geralmente são realizadas quatro radiografias além da exposição da paciente durante o procedimento de fluoroscopia, cujo tempo é muito variável.

Por essa razão, a dose na paciente varia muito e depende do tipo de equipamento, da cooperação da paciente e da experiência do médico, e corresponde ao somatório da exposição devido à fluoroscopia e à radiografia.

## 2.2 TÉCNICA RADIOGRÁFICA EM DACRIOCISTOGRAFIA

Uma das mais comuns patologias oftalmológicas é a epífora, que é o lacrimejamento contínuo e involuntário proveniente de alguma patologia que obstrui os dutos lacrimais devido à excreção lacrimal excessiva.

A avaliação funcional da via lacrimal excretora pode ser efetuada usando testes com corantes, cintilografia e ressonância magnética, enquanto que a avaliação anatômica é feita pela dacriocistografia (DCG), tomografia computadorizada ou ressonância magnética. A DCG pode determinar com precisão a localização do bloqueio ou estenose da via lacrimal excretora (LLOYD et al, 1972).

O exame dacriocistográfico foi introduzido por Ewing, em 1909. Von Szilly, em 1920, descreveu as vias lacrimais radiograficamente e, em 1964, Campbell melhorou a técnica por magnificação geométrica da imagem. Modificações foram descritas, como a de Galloway, em 1984, que introduziu a técnica de subtração digital, método especialmente útil quando a dacriocistografia deixa dúvida diagnóstica (<http://www.optometry.co.uk>, 2005).

Basicamente o exame dacriocistográfico representa a imaginologia da injeção de contraste no interior da via lacrimal, sendo possível empregar contraste hidrossolúvel ou lipossolúvel. O lipossolúvel é de eliminação mais lenta já que se mistura à lágrima, porém, delimita muito melhor o contorno das estruturas. Ele é mais indicado para a avaliação das vias lacrimais quando se suspeita de tumores, traumatismos e de fístulas (<http://www.optometry.co.uk>, 2005).

Normalmente, o meio de contraste flui livremente abaixo do sistema lacrimal dentro do nariz. Em pacientes com estenose, é visualizado um refluxo através do orifício lacrimal com derramamento do material contrastado para a cavidade nasal. No caso de obstrução completa, nenhum material contrastado alcança a cavidade nasal (ILGIT et al, 1998).

A DCG aliada à fluoroscopia promove a visualização dinâmica do derramamento do contraste atravessando os canais nasolacrimais dentro do nariz. A técnica de execução do exame consiste basicamente em fixar uma cânula lacrimal diretamente a um cateter e introduzir o instrumento no

sistema canalicular inferior. Dessa maneira, o meio de contraste é injetado vagarosamente (<http://www.optometry.co.uk>, 2005).

### 2.3 MÉTODOS DE MEDIDA DE DOSE EM PACIENTES

Diversas grandezas dosimétricas têm sido utilizadas para as medidas em radiodiagnóstico. As grandezas geralmente utilizadas são (ICRU, 2001):

a) Kerma-ar incidente (INAK): é uma medida efetuada no ar, no ponto correspondente à pele do paciente e no centro do campo de radiação. Essa grandeza é determinada no “ar-livre”, isto é, na ausência do paciente ou do simulador e a grandeza é expressa em mGy.

b) Kerma-ar na superfície de entrada (ESAK): essa grandeza, também expressa em mGy, leva em consideração o efeito da radiação retroespalhada pela pele do paciente.

c) Produto kerma-ar x área ( $P_{KA}$ ): essa grandeza corresponde ao produto do kerma no ar pela área do campo de radiação no plano perpendicular ao feixe. O  $P_{KA}$  pode ser expresso da seguinte maneira, em unidade de cGy x cm<sup>2</sup>:

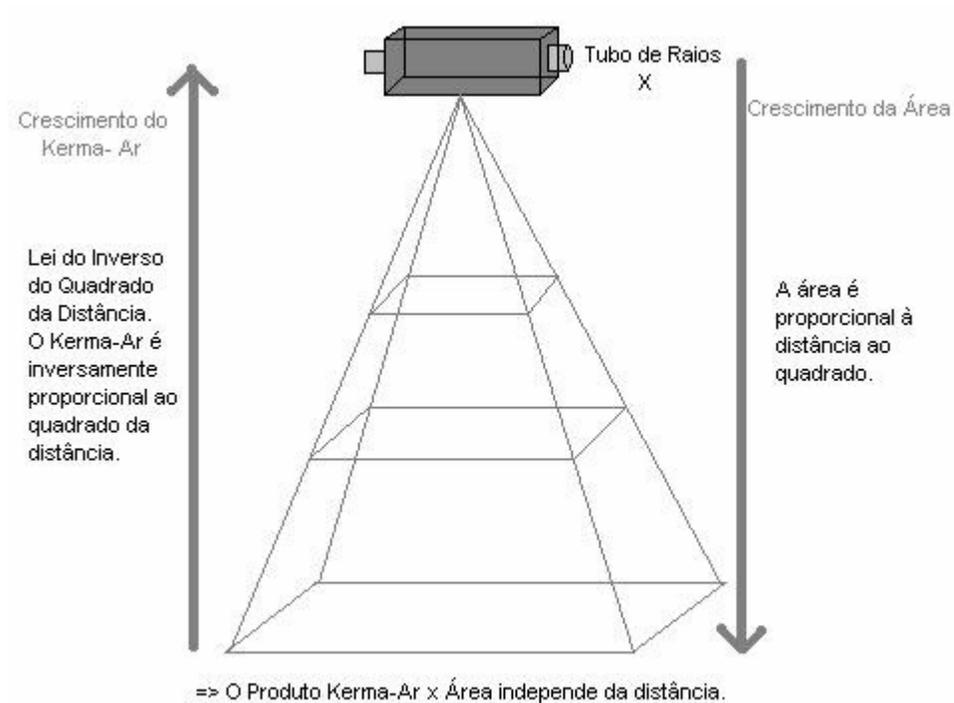
$$P_{KA} = \int A * K_{a,i}(A) dA \quad (1)$$

Onde:  $P_{KA}$  => produto do kerma no ar pela área

$K_{a,i}$  => kerma-ar incidente

$A$  => área do campo de radiação

O valor medido de  $P_{KA}$  é independente da distância do foco, pois enquanto o valor do kerma no ar diminui com o inverso do quadrado da distância do foco, a área aumenta com o quadrado da distância. Portanto, o produto do kerma no ar pela área permanece constante com o aumento da distância, como pode ser visto na Figura 2.



**Figura 2: Dependência das grandezas Kerma-Ar e Produto Kerma-ar X área com a distância.**

A grandeza  $P_{KA}$  não inclui os efeitos da radiação espalhada para efeitos de cálculo. Além disso, fornece uma medida aceitável na comparação de doses para um dado procedimento quando as áreas e as direções do feixe, o número de imagens, o tempo de fluoroscopia e as qualidades da radiação são similares.

Para a medida do INAK e do ESAK geralmente utilizam-se dosímetros termoluminescentes (TLDs). O kerma-ar incidente (INAK) ou o kerma-ar na superfície de entrada (ESAK) são grandezas recomendadas para o estabelecimento e para o uso de níveis de referência em diagnóstico para efeitos estocásticos.

Os TLDs são, geralmente, utilizados por serem pequenos, não aparecerem na imagem e por serem facilmente fixados diretamente na pele das pacientes (WALL & SHRIMPTON, 1995). Entretanto, a desvantagem da dosimetria utilizando o TLD é a sua pouca praticidade no que tange às medidas de rotina de dose de entrada na pele, uma vez que requer um tratamento para a leitura, não fornecendo a informação em tempo real (GFIRTNER et al, 1998).

O fator de retroespalhamento depende, por sua vez, do espectro do feixe de Raios-X, das dimensões do campo de radiação, da composição e da espessura do “phantom”. O fator de retroespalhamento na faixa de energia do radiodiagnóstico varia de 1,24 a 1,67 (PETOUSSI-HENSS & SHRIMPTON, 1998).

A partir dos valores do INAK e ESAK é possível estimar a dose nos órgãos e a dose efetiva utilizando-se fatores de conversão determinados a partir de simulações matemáticas da interação da radiação em “phantoms” matemáticos do corpo humano. Para tanto, a técnica de Monte Carlo é utilizada para simular e registrar a energia depositada pelo feixe de Raios-X em um modelo computacional do corpo humano (RAESIDE, 1976). No caso do radiodiagnóstico, os processos considerados de interação da radiação com a matéria são os efeitos fotoelétrico e Compton. A dose no órgão é obtida pela soma, em cada órgão, de toda a energia depositada pela radiação primária e espalhada dividida pela massa do órgão.

## 2.4 DOSES EM HISTEROSSALPINGOGRAFIA

Embora o exame radiológico de HSG não seja considerado de alto risco, as recomendações para a otimização da proteção radiológica durante o seu procedimento são de extrema importância, uma vez que o útero e os ovários são irradiados durante o exame, além de haver uma probabilidade de gravidez no futuro para as pacientes (FÉRNANDEZ et al, 1996). Apesar da importância da avaliação da dose nestes órgãos, há poucos trabalhos na literatura referentes aos exames de HSG.

SHIRLEY (1971) propôs medir a dose recebida pelos ovários de 16 pacientes utilizando duas técnicas distintas de HSG. Primeiramente, com a técnica de duplo filme, a distância gerador-filme permaneceu fixa em 104 cm e a tensão aplicada ao tubo foi de 80 kV. O primeiro filme foi exposto ao fim da injeção de 3 ml de conteúdo contrastado no útero. O segundo filme, por sua vez, foi exposto logo após a tração no cérvix e injeção de 7 ml de meio de contraste. A segunda técnica utilizada para comparar as doses de radiação recebidas pelos ovários foi a fluoroscopia.

Dosímetros termoluminescentes (TLDs) foram colocados no fórnix posterior da vagina das pacientes. Os aparelhos de Raios-X utilizados eram de marca GE Medical Systems e possuíam as seguintes características: (1) gerador de 300 mA e 150 kV e intensificador de imagem de 6 polegadas, ano 1966; (2) gerador de 500 mA e 150 kV e intensificador de imagem de 6 polegadas, ano 1967; (3) gerador de 500 mA e 150 kV e intensificador de imagem de 9 polegadas; (4) um aparelho mais antigo de marca Westinghouse, ano 1938, com corrente no gerador de 150 mA e tensão de 80 kV. O valor médio de dose nos ovários para a técnica de duplo filme foi de 1,29 mGy e para a técnica de fluoroscopia, a dose média foi de 10,53 mGy; aproximadamente oito vezes a dose média empregando a técnica de duplo filme, mesmo utilizando intensificadores de imagem. Além disso, a técnica de duplo filme satisfaz os pré-requisitos para a investigação de alguns casos de infertilidade, segundo o autor.

SHEIKH & YUSSMAN (1976) dedicaram-se a analisar como poderiam diminuir a exposição aos ovários durante a HSG. Utilizando o mesmo operador para o equipamento de Raios-X, de marca Westinghouse, tanto a tensão do tubo, quanto à distância foco-filme foram mantidos praticamente constantes em 100 kV e 83 cm, respectivamente. Dosímetros termoluminescentes foram colocados no interior de luvas cirúrgicas vazias e inseridas nas vaginas de 29 pacientes, com o objetivo de o dosímetro permanecer posicionado no fórnix posterior. O tempo de fluoroscopia variou de 20 a 65 segundos, enquanto que a quantidade de visualizações fluoroscópicas situou-se entre 2 e 10. As doses de radiação nas mediações dos ovários variaram de 0,7 a 5,5 mGy, sendo de 2,31 mGy a dose média com duas exposições incluindo fluoroscopia, e 3,66 mGy a dose média com três exposições mais a fluoroscopia. Os autores concluíram, enfim, que a dose nas gônadas pode ser reduzida diminuindo o tempo de fluoroscopia e fazendo uso do cateter de Foley, ao invés de ser utilizar uma cânula de sucção, material empregado anteriormente.

Em 1994, FIFE et al obtiveram valores típicos de dose no King's College Hospital e analisaram como essas doses variaram com diferentes técnicas empregadas. O meio de contraste empregado foi o Omnipaque 240. O equipamento de Raios-X possuía capacidade de resolução que permitia uma boa visualização das trompas, além de ser dotado de intensificador de imagem, a fim de reduzir a dose paciente. A tensão do tubo variou de 70 kV a 100 kV, com valor médio de  $82,0 \pm 8,8$  kV, enquanto que a corrente variou de 1 a 2,5, com valor médio de  $1,8 \pm 0,4$  mA. Os filmes utilizados eram de 100 mm "cut-film" e 24 cm x 30 cm. Segundo os autores, na ausência

do dispositivo que mede o DAP, o uso de TLDs é significativo para medir as doses de entrada na superfície da pele. Foram utilizados quatro TLDs dispostos da seguinte forma na porção inferior do tronco feminino: um à direita e um à esquerda da espinha íliaca superior, um entre eles e um na sínfise púbica. Um programa computacional foi usado para estimar a dose absorvida nos tecidos ovarianos fazendo uso das taxas de tecido-ar de Monte Carlo. Os TLDs à direita e à esquerda da espinha íliaca superior apresentaram praticamente as mesmas doses, sendo estas doses, ainda, bem menores que as duas correspondentes aos TLDs localizados no centro e na sínfise púbica. Os exames com fluoroscopia realizados com filme 24 cm x 30 cm revelaram doses de entrada na superfície superiores aos exames realizados com filme de 100 mm, sendo  $16 \pm 2$  mGy e  $10 \pm 2$  mGy, respectivamente, com 95% de nível de confiança.

FERNÁNDEZ et al (1996) fizeram um estudo dosimétrico em HSG em mulheres de 26 a 42 anos. O aparelho de Raios-X utilizado foi de marca GE Medical Systems MSX-80 com intensificador de imagem, filtração total de 3,3 mmAl e taxa de dose de entrada no intensificador de imagem de  $0,39 \mu\text{Gy/s}$ . A distância foco-filme média foi de 120 cm. O tamanho médio da imagem no filme foi de 18 cm x 16 cm, a área irradiada calculada na superfície da pele da paciente foi aproximadamente 9,7 cm x 8,6 cm ( $83,4 \text{ cm}^2$ ) e o filme utilizado era de 24 cm x 30 cm. Com o auxílio de uma câmara de transmissão, os autores mediram o produto dose x área (DAP), além da dose de entrada na superfície da pele (ESD), com dosímetros termoluminescentes. A análise de correlação entre o DAP e o ESD foi obtida através do método de matriz de Pearson. As doses nos ovários e no útero foram obtidas pelo método de Monte Carlo e a dose efetiva foi estimada com base nos fatores de peso dos órgãos fornecidas na ICRP 60 (1990). Além disso, os TLDs foram fixados na mão direita de cada radiologista que executava o exame. Os autores concluíram que 73,2% do valor de DAP são advindos da radiografia e 26,8% através da fluoroscopia. Segundo os autores, os resultados do terceiro quartil do DAP podem ser usados como valores de referência para a estimativa do risco em HSG; no entanto, não há ainda nenhum valor de referência do DAP para esse tipo de exame. Existem valores de referência somente para exames considerados “complexos” envolvendo altas doses no abdômen, como  $2404 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$  no Reino Unido e  $4654 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$  na Espanha para o enema de bário. A referência local adotada com este estudo em HSG foi de  $857 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ , correspondente ao terceiro quartil do DAP total, apresentando um valor bem mais baixo se comparado ao enema de bário. Os valores de terceiro quartil para ESD para projeção AP<sup>1</sup> foram de 7,3 mGy e para a projeção OB<sup>2</sup>

---

1: Projeção Antero-posterior

2: Projeção Oblíqua

foi de 8,9 mGy, resultados inferiores ao valor de referência adotado pela Comunidade Européia para projeção AP da pélvis, que é de 10 mGy. Considerando somente a contribuição da fluoroscopia na dose paciente, a taxa de dose por projeção encontrada foi de 213,78 mGy/min para projeção LA<sup>1</sup>, 6,0 mGy/min para projeção AP e 4,8 mGy/min para projeção OB. A projeção LA foi a incidência que mais contribuiu para a dose total no ovário, com 2,0 mGy. A dose ovário média para todo o exame foi estimada em 4,6 mGy. A dose média na mão direita do radiologista ficou entre 0,2 e 0,3 mGy por exame.

CALICCHIA et al (1998) também utilizaram a mesma metodologia de FIFE et al (1994) e FERNÁNDEZ et al (1996) no que se refere à dosimetria em HSG através de DAP e TLD. Para tanto, os autores utilizaram um aparelho de Raios-X GE Medical Systems, modelo MTT 90 com intensificador de imagem. A distância foco-filme foi mantida em 109 cm, a carga em 102 mAs e as tensões utilizadas eram de 66 kV nas projeções AP e 70 kV nas projeções OB. A idade das pacientes nesse estudo variou de 22 a 40 anos e suas espessuras abdominais situaram-se entre 15 e 19 cm. O tempo total de fluoroscopia permaneceu num intervalo entre 6 e 30 segundos. As projeções AP foram as mais utilizadas, em comparação com as projeções OB. No que se refere à contribuição individual das doses, as projeções AP foram responsáveis por 63,5% das doses, as projeções OB representaram 32% das doses, enquanto que a exposição com fluoroscopia correspondeu a 4,5% das doses recebidas pelas pacientes. Os autores ainda constataram uma boa correlação entre as doses fornecidas pelos TLDs e pelo DAP, comprovando que todas as projeções encontraram-se no interior do campo do feixe de radiação. Foi constatado também que a utilização de filmes 24 cm x 30 cm foi responsável pelo aumento da dose para órgãos específicos. A dose no útero foi de 5,7  $\pm$  2,0 mGy, e a dose efetiva permaneceu em 1,95 mSv.

PERISINAKIS et al (2003) determinaram a dose nas gônadas e as doses efetivas nas pacientes. As pacientes possuíam idade média de 27  $\pm$  6 anos. A distância foco-pele foi mantida em 85 cm tanto para a fluoroscopia quanto para a radiografia. Segundo a análise dos autores, a dose média de entrada na superfície (ESD) foi de 9,7  $\pm$  4,2 mGy. As doses nas gônadas foram de 2,7 mGy e a dose efetiva obtida foi de 1,23 mSv, através das medidas utilizando TLDs.

---

1: Projeção Lateral

Resumidamente, a Tabela 1 mostra as doses médias nos ovários reportadas por alguns autores.

**Tabela 1: Valores médios de dose nos ovários (mGy) encontrados em diversos trabalhos da literatura.**

Autor	Dose média nos ovários (mGy)
Shirley, 1971	10,53
Sheikh et al, 1976	3,66
Fife et al, 1994	4,2
Fernandez et al, 1996	4,6
Callicchia et al, 1998	5,7 $\pm$ 2,0 (dose média do útero)
Perisinakis et al, 2003	2,7

De acordo com a tabela acima, pode-se perceber claramente que a dose ovariana média vem diminuindo ao longo dos anos. Isto é reportado como sendo devido à preocupação com o tempo de fluoroscopia e à quantidade de radiografias realizadas no decorrer do exame, bem como devido aos avanços tecnológicos que melhoraram os equipamentos de Raios-X.

## 2.5 DOSES EM DACRIOCISTOGRAFIA

A utilização de dosímetros termoluminescentes constitui uma técnica apurada para medir a dose de radiação em órgãos superficiais ou em tecidos, como as lentes dos olhos (ILGIT et al, 1998).

A Tabela 2 mostra a dose de radiação média para o cristalino determinada através de TLDs referente a estudos realizados por vários autores em dacriocistoplastia com balão, que constitui um exame intervencionista, e trata-se do único procedimento obtido da literatura em termos de informação dosimétrica no cristalino.

**Tabela 2: Comparação entre valores de doses absorvidas nas lentes utilizando o método intervencionista de dacriocistoplastia com balão.**

Referência	ESAK (mGy)
Ilgit et al, 1998 *	4,2 ± 2,2; no olho “tratado” 38,5 ± 17,5; no olho “não tratado”
Casselden, 1998	3,27
Mustafá; Janeczek, 1989	4,7
MacLennan et al, 1995	30,9
Galloway et al, 1984	1,2

\*Projeções laterais. “Olho tratado” => próximo ao intensificador de imagem

“Olho não tratado” => próximo do tubo de raios-X

De acordo com o trabalho de ILGIT et al (1998), mesmo o feixe de Raios-X sendo atenuado pelo crânio em ambas as projeções, o olho do paciente recebe uma quantidade considerável de radiação, especialmente em projeções laterais, projeções estas largamente utilizadas em procedimentos intervencionistas. Nestas projeções laterais, o olho “não-tratado” recebe uma dose maior em relação ao olho “tratado” por permanecer mais próximo ao tubo de Raios-X. Ainda segundo os autores, no entanto, em aplicações de diagnóstico, não existem diferenças significativas entre os valores de doses absorvidas nos dois olhos nas projeções postero-anteriores.

Em trabalhos reportados na literatura no que se refere à dacriocistoplastia com balão, o tempo de fluoroscopia utilizado foi entre 12s e 270s (com um tempo médio de fluoroscopia de 166,0 ± 9,4s) nas projeções laterais, e de 1s a 264s ( com um tempo médio de 71,0 ± 9,9s) para as projeções postero-anteriores (ILGIT et al, 1998).

### 3. METODOLOGIA

Este trabalho foi realizado em um hospital-escola de Recife, cuja autorização foi concedida para a execução do estudo, que realiza os exames de histerossalpingografia e dacriocistografia.

Inicialmente foi efetuada a avaliação do equipamento de Raios-X. Em seguida, foram estimadas as doses do paciente e ocupacional, tanto em HSG quanto em DCG.

#### 3.1 AVALIAÇÃO DO EQUIPAMENTO EM ESTUDO

O equipamento de fluoroscopia utilizado é um telecomandado, Philips RX 0684 Duo Diagnostic. Neste aparelho, o tubo de raios-X situa-se acima da mesa, enquanto que o intensificador de imagem fica abaixo da mesa. No modo de fluoroscopia, o campo de radiação é definido pelo usuário, enquanto que no modo grafia o equipamento limita o tamanho máximo do campo de radiação às dimensões do chassi utilizado.

A avaliação do equipamento foi efetuada com base nos testes requeridos pela Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998) que são:

- a) Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X;
- b) Determinação da camada semi-redutora;
- c) Tempo acumulado de fluoroscopia;
- d) Medida da taxa de kerma no ar;
- e) Sistema de colimação e alinhamento do feixe.

##### 3.1.1 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de Raios-X

Para a avaliação da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo, foi utilizado um medidor de tensão RMI 242, Gammex.

O medidor de tensão foi posicionado sobre a mesa e alinhado com o tubo de Raios-X a uma distância de 100 cm do foco. O campo de luz foi aberto de forma que cobrisse toda a área sensível do medidor. A seguir, três valores de tensão e três valores de corrente mais utilizadas clinicamente foram escolhidos. A partir daí, uma série de três exposições foi realizada para cada combinação de kV com mA. As medidas de kV obtidas com o medidor foram anotadas em cada exposição.

A exatidão foi calculada a partir do valor médio das leituras das tensões obtidas e a seguinte relação foi utilizada:

$$d(\%) = \left| 100 * \frac{kVp_{nom} - kVp_{med}}{kVp_{nom}} \right| \quad (2)$$

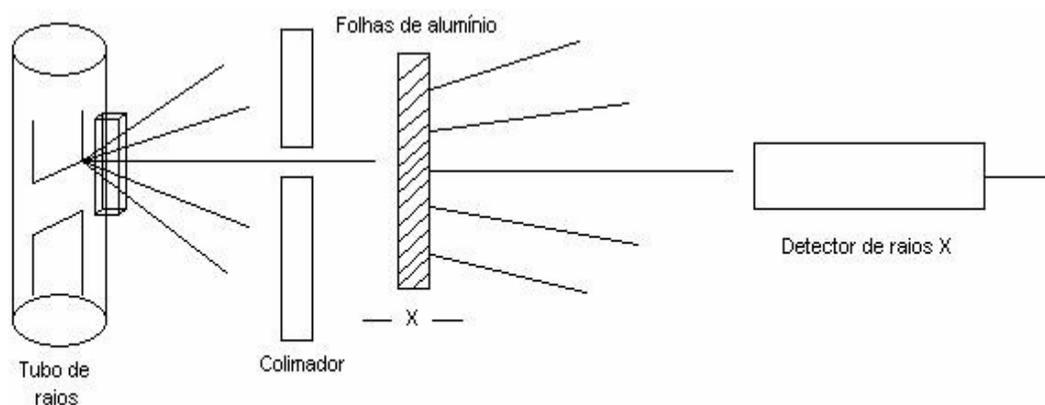
Para a reprodutibilidade, foram calculados os desvios entre as tensões nominais e as tensões medidas, de acordo com a relação abaixo:

$$R(\%) = 100 * \frac{kV_{max} - kV_{min}}{(kV_{max} + kV_{min})/2} \quad (3)$$

Segundo a Portaria 453 do Ministério da Saúde, a exatidão deve estar dentro do intervalo de  $\pm 10\%$  e as variações na reprodutibilidade devem ser  $\leq 10\%$  para que o equipamento seja considerado adequado neste tópico (MS, 1998).

### 3.1.2 Determinação da camada semi-redutora (CSR)

Para a determinação da CSR foi utilizado o arranjo experimental esquematizado na Figura 3. A câmara de ionização Radcal Corporation modelo 2026C foi posicionada a 60 cm do foco, no centro do campo de radiação, e a 20 cm da mesa.



**Figura 3: Arranjo experimental para medir a atenuação de um feixe de Raios-X.**

Os parâmetros de irradiação foram fixados em 70 kV e 0,8 mAs. Foram efetuadas três medidas consecutivas e, o valor médio, foi determinado e adotado como o valor inicial.

Placas de alumínio com 99,9999% de pureza foram sendo posicionadas entre a saída do colimador e a câmara de ionização. A cada espessura da placa foi efetuada uma medida de intensidade da radiação em função da espessura de alumínio e foi obtido o valor da CSR correspondente à espessura de Al que reduz a intensidade inicial da radiação à metade. O valor obtido foi comparado com o valor para 70 kV, apresentado na Tabela 3, que é de 2,3 mmAl.

**Tabela 3: Valores mínimos da CSR para um tubo de Raios X com gerador trifásico (ANVISA, 2003).**

Potencial do Tubo (kV)	CSR (mmAl)
Trifásico	
70	2,3
80	2,6
90	3,0
100	3,2
110	3,5
120	3,9
130	4,1

Pelo fato de a Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998) não se referir aos valores de CSR, a filtração total do aparelho foi calculada a partir dos resultados da camada semi-redutora obtidos anteriormente. Por meio da seguinte relação, a filtração total (mmAl) do aparelho foi calculada baseada na relação a seguir (KHOURY et al, 1991).

$$\text{Filtração total} = 122,73 * (\text{CSR} / \text{Tensão}) \quad (4)$$

Onde:

CSR é a camada semi-redutora em mmAl

Tensão em kV

O valor da filtração total exigido na Portaria é no mínimo de 2,5 mmAl.

### 3.1.3 Tempo acumulado de fluoroscopia

Para avaliar o tempo máximo em que o equipamento de Raios-X opera no modo de fluoroscopia, o equipamento foi acionado e o tempo foi medido até que o alarme sonoro fosse disparado. A Portaria 453 do Ministério da Saúde recomenda que o tempo acumulado não deve exceder cinco minutos sem que seja reiniciado.

### 3.1.4 Medida da taxa de kerma no ar

Para a estimativa da taxa de kerma no ar foi utilizada a câmara de ionização Radcal *Corporation* modelo 2026 C, que foi posicionada no centro do campo de radiação a 20 cm da mesa e a 100 cm do foco do aparelho de raios X. O campo de radiação foi fixado em 24 cm x 30 cm e medidas foram efetuadas com 0,8 mAs e valores de tensão variando entre 60 kV e 117 kV. O valor de cada leitura foi corrigido pelo fator de pressão e temperatura, segundo a fórmula:

$$f_{P,T} = \frac{101,3}{P} * \frac{273,15 + T}{273,15 + 20} \quad (5)$$

Onde ,

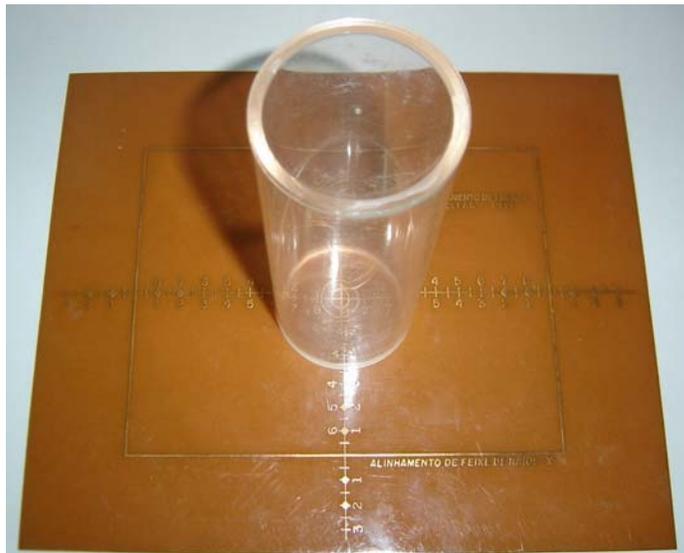
T é a temperatura ambiente em °C

P é a pressão ambiental em kPa

A temperatura e a pressão de referência, fornecidas pelo certificado de calibração da câmara são de 20<sup>0</sup>C e 101,3 kPa, respectivamente.

### 3.1.5 Sistema de colimação e alinhamento de eixo central do feixe de raios X

Para a avaliação da coincidência entre o campo luminoso e o campo de radiação, um chassi foi posicionado sobre a mesa e, sobre este, uma placa com marcações em metal foi colocada, conforme a Figura 4.

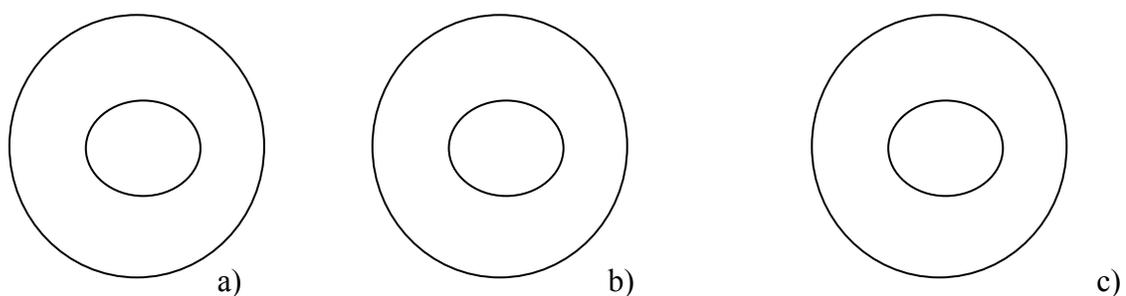


**Figura 4: Arranjo experimental para verificar a colimação e o alinhamento de um feixe de raios X.**

O campo luminoso foi delimitado de modo a coincidir com as marcas da placa correspondentes a 10 cm x 15 cm. Sobre esta placa foi posicionado um tubo de acrílico com 15 cm de altura e com duas pequenas esferas de chumbo localizados no centro de cada face do tubo. Este dispositivo serve para medir o alinhamento do feixe de radiação através da posição relativa das imagens das esferas de chumbo.

A esfera correspondente à face do tubo que está em contato com o chassi sempre estará no centro do campo. A imagem da esfera que está na face superior será deslocada do centro dependendo do grau de desalinhamento. Se a inclinação foi de até 1,5<sup>0</sup> as imagens aparecerão

uma no centro e a outra dentro do primeiro círculo, conforme mostra a Figura 5a. Se a inclinação foi entre  $1,5^{\circ}$  e  $3^{\circ}$ , a imagem da segunda esfera estará fora do segundo círculo e, caso a inclinação seja maior que  $3^{\circ}$ , a imagem da segunda esfera estará fora do círculo, indicando, nos dois casos, um desalinhamento do feixe de radiação.



**Figura 5: Disposição da imagem das esferas indicando (a) alinhamento do feixe; (b) e (c) desalinhamento do feixe de radiação.**

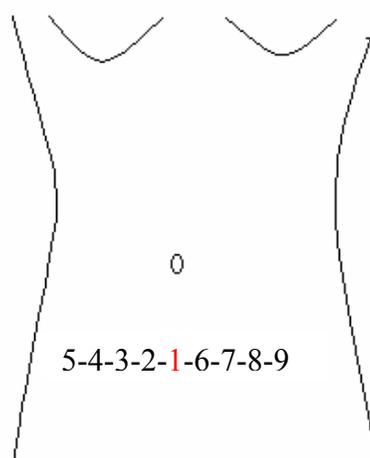
### 3.2 DETERMINAÇÃO DA DOSE EM HISTEROSSALPINGOGRAFIA

Neste trabalho foram efetuados estudos da dose de entrada na pele da paciente e da dose nos órgãos, bem como da equipe médica que realiza o exame tendo em vista que o médico permanece próximo da paciente durante o procedimento.

### 3.2.1 Determinação da dose paciente

Neste estudo foram avaliadas 22 pacientes, com idades entre 20 e 49 anos, que possuíam uma faixa etária média de 32,2 anos. Para a avaliação da dose na entrada da pele das pacientes foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TLDs LiF-100), que foram encapsulados aos pares. Um par de dosímetros foi posicionado na região central superior à sínfise púbica, onde se estima a localização do útero, e quatro TLDs à direita e quatro à esquerda do TLD central. No Apêndice C é apresentado um modelo da ficha de coleta de dados adotado em HSG.

A Figura 6 mostra os locais nos quais os dosímetros foram fixados na pele da paciente. A média das leituras destes dosímetros foi calculada e convertida em dose a partir da calibração dos TLDs para feixes de Raios-X diagnóstico, previamente realizada no Laboratório de Radiações Ionizantes.



**Figura 6: Localização dos dosímetros na região abdominal da paciente.**

A dose órgão foi estimada utilizando fatores de conversão determinados pelo Monte Carlo e usando o simulador FAX (Female Adult voXel) baseado em imagens de tomografia computadorizada de pacientes femininas. O fator de conversão utilizado para o cálculo da dose

no útero foi 0,205 e, para o cálculo da dose nos ovários, o fator de conversão utilizado foi 0,245. As massas dos órgãos e tecidos do simulador foram ajustadas de modo a corresponder às especificações anatômicas definidas pela ICRP para mulheres adultas de referência (KRAMER et al, 2004).

### 3.2.2 Determinação da dose ocupacional

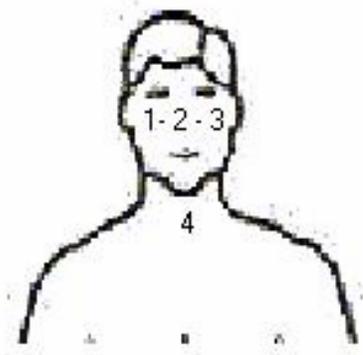
A dose na superfície da pele dos cinco médicos residentes que realizaram os exames também foi avaliada utilizando TLDs. Os dosímetros foram posicionados nas seguintes regiões anatômicas: na frente (entre os olhos), na região tireoidiana, nas mãos dos médicos e na região pélvica do médico.

## 3.3 DETERMINAÇÃO DA DOSE EM DACRIOCISTOGRAFIA

### 3.3.1 Determinação da dose paciente

No total, oito pacientes foram acompanhados no hospital-escola que realiza a dacriocistografia.

Para a avaliação da dose recebida na entrada da pele dos pacientes, foram utilizados três dosímetros termoluminescentes que foram posicionados próximo aos olhos dos pacientes, sendo um abaixo do olho direito, um abaixo do olho esquerdo e um entre os olhos. Por último, um outro TLD foi posicionado na superfície do pescoço, na região tireoidiana, já que os pacientes não utilizam protetores para a região durante o procedimento. A Figura 7 mostra a localização dos dosímetros na superfície da pele dos pacientes.



**Figura 7: Localização dos dosímetros na pele do paciente: (1) olho direito; (2) entre os olhos; (3) olho esquerdo; (4) tiróide.**

Com o objetivo de avaliar a dose nos órgãos e como não se dispunha de fatores de conversão por cálculo de Monte Carlo, utilizou-se o fantoma Alderson, mostrado na Figura 8, simulando as mesmas condições empregadas durante um exame típico de DCG com fluoroscopia e radiografia na instituição em estudo. Para tanto, foram colocados dosímetros TLD-100 em forma de cilindro nas regiões dos olhos e tiróide do simulador. No Apêndice D, são apresentadas as imagens das fatias da cabeça do simulador, com os respectivos posicionamentos dos dosímetros.



**Figura 8: Simulador Alderson- Rando.**

A calibração dos dosímetros foi efetuada irradiando-os no ar junto com a câmara de ionização Radcal 2026C previamente calibrada. A Figura 9 mostra a curva de calibração obtida.

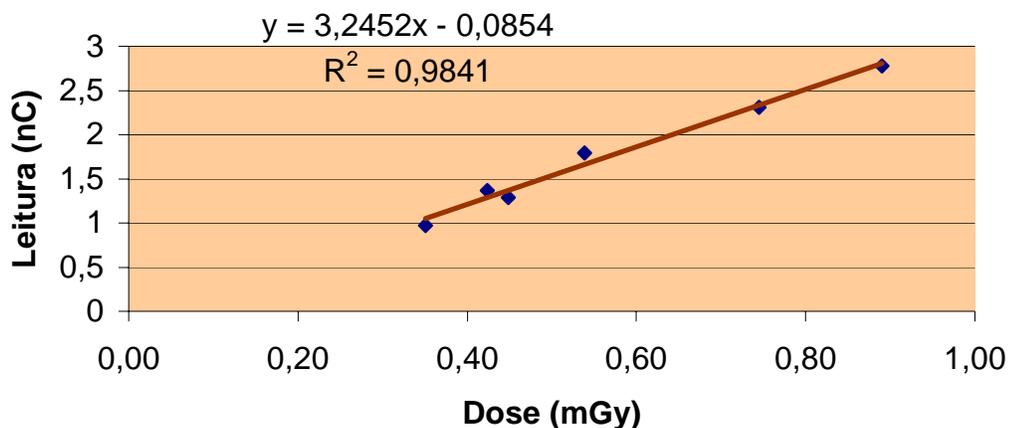


Figura 9: Curva de calibração dos dosímetros TL na configuração bastão.

### 3.3.2 Determinação da dose ocupacional

No período do estudo, dois médicos residentes realizaram os exames.

Os dosímetros foram fixados nas seguintes posições anatômicas: um dosímetro entre os olhos, um na mão direita e um na mão esquerda do médico, e um dosímetro na região da tiróide.

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 AVALIAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE RAIOS-X

#### 4.1.1 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de Raios-X

A Tabela 4 mostra os resultados das leituras das tensões de operação do equipamento em estudo.

**Tabela 4: Valores de tensão obtidos, valores médios e desvio padrão nos testes de exatidão e reprodutibilidade.**

Valor nominal de tensão (kV)	Valor medido de tensão (kV)	Valor médio	Exatidão	Reprodutibilidade
60	60,6	$60,8 \pm 0,2$	1,3%	0,66%
	60,7			
	61,0			
70	70,5	$70,3 \pm 0,2$	0,4%	0,57%
	70,1			
	70,3			
81	81,4	$81,5 \pm 0,4$	0,6%	0,98%
	81,2			
	82,0			

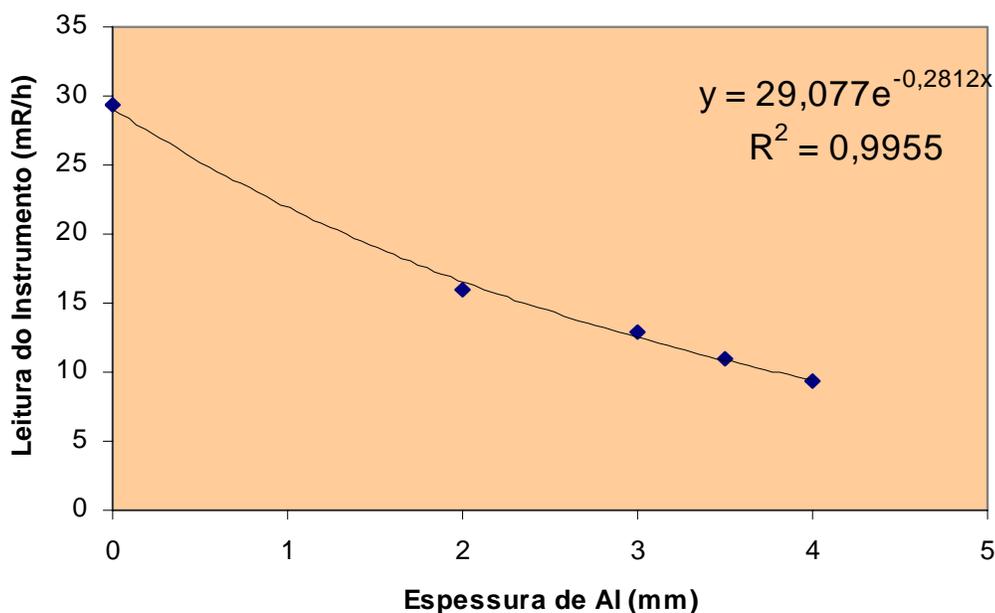
Observa-se pelos dados que as variações entre o valor nominal e o valor medido são no máximo iguais a 1,3% para a tensão de 60 kV, evidenciando a exatidão do sistema de tensão do tubo de raios X. Quanto à reprodutibilidade dos valores de tensão, os valores para as medidas com tensão de 70 kV foram de 0,57% e, para 81 kV, a reprodutibilidade foi de 0,98%. Estes

dados mostram que o equipamento atende às exigências da Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998).

#### 4.1.2 Determinação da camada semi-redutora

Na Figura 10 são apresentados os resultados obtidos com a câmara de ionização, posicionada a 60 cm do foco, no centro do campo de radiação e a 20 cm da mesa, em função da espessura do absorvedor de alumínio.

Observa-se pelos dados que a atenuação do feixe obedece a uma função exponencial, como já era esperado, e o valor de CSR encontrado para uma tensão de 70 kV, a partir dos dados, é de 2,4 mmAl, que está de acordo com o valor apresentado na Tabela 3.



**Figura 10: Variação da intensidade de radiação em função da espessura dos absorvedores de Al, para uma tensão de 70 kV.**

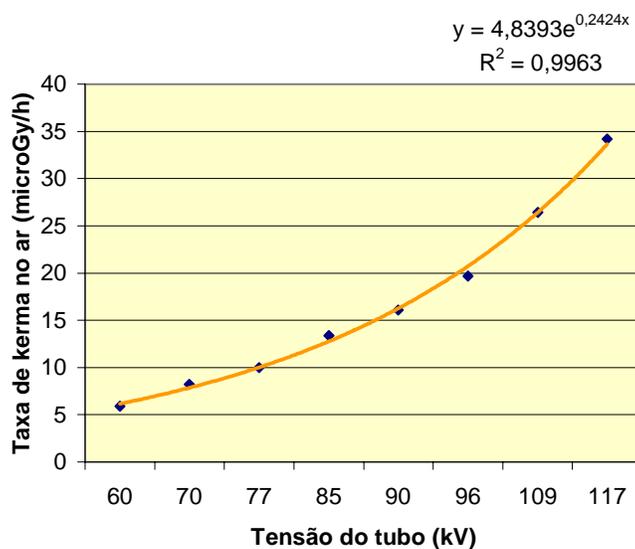
O valor encontrado para a filtração total foi de 4,2 mmAl, o que está de acordo com as exigências do Ministério da Saúde.

#### 4.1.3 Tempo acumulado de fluoroscopia

Para avaliar o tempo máximo em que o equipamento de Raios-X opera no modo de fluoroscopia, foi medido o tempo até que o alarme sonoro fosse acionado. O valor encontrado foi de 5,2 minutos. Portanto, o equipamento não está adequado, segundo as normas da Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998) para esse teste.

#### 4.1.4 Medida da taxa de kerma no ar

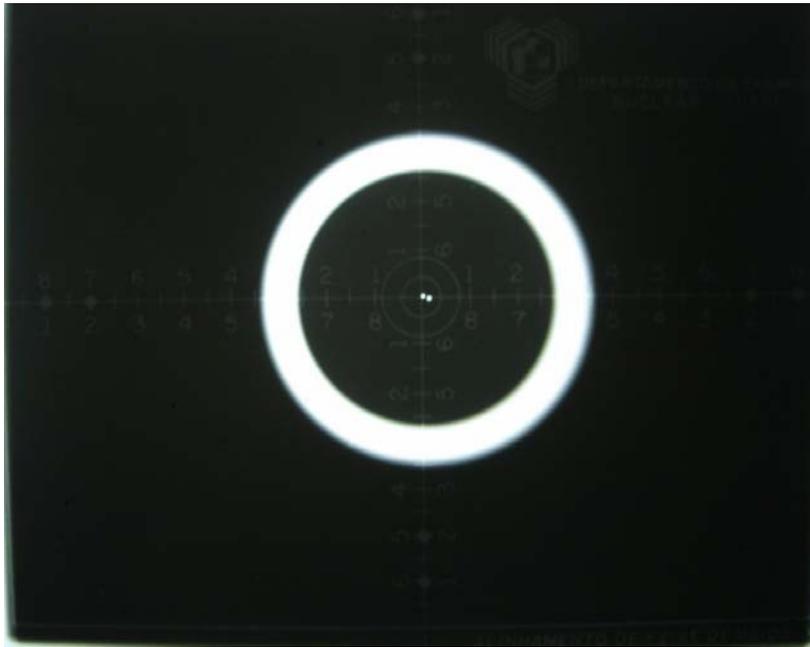
A Figura 11 mostra a variação da taxa de kerma no ar em função da tensão aplicada ao tubo de Raios-X e com a carga de 0,8 mAs.



**Figura 11:** Valores de taxa de kerma no ar em função da tensão, com detetor a 71 cm do tubo de Raios-X.

#### 4.1.5 Verificação do sistema de colimação e alinhamento do tubo de raios-X

A Figura 12 mostra a imagem obtida com a placa de teste do sistema de colimação e alinhamento do feixe de radiação. Observa-se pela figura que as dimensões do campo luminoso coincidem com o campo de radiação. Além disso, a imagem das duas esferas de chumbo encontra-se na região do círculo menor, mostrando que o sistema está alinhado.



**Figura 12: Resultado do teste de colimação e alinhamento do feixe de radiação.**

## 4.2 DOSIMETRIA EM HISTEROSSALPINGOGRAFIA

A Figura 13 mostra a distribuição percentual da quantidade de pacientes para cada faixa etária. Cerca de 68,0% do total de pacientes estudadas encontravam-se com idades entre 30 e 39 anos. A faixa etária média entre 31 e 33 anos registrada na literatura em outros trabalhos (FERNÁNDEZ et al, 1996; FIFE et al, 1994; GREGAN et al, 1998) é concordante com a idade média das mulheres que realizam a HSG no hospital em estudo. Em uma análise realizada na Espanha, FERNÁNDEZ et al (1996) obtiveram a mesma proporção etária de pacientes submetidas a HSG, em comparação ao nosso estudo, como mostrado na Figura 14.

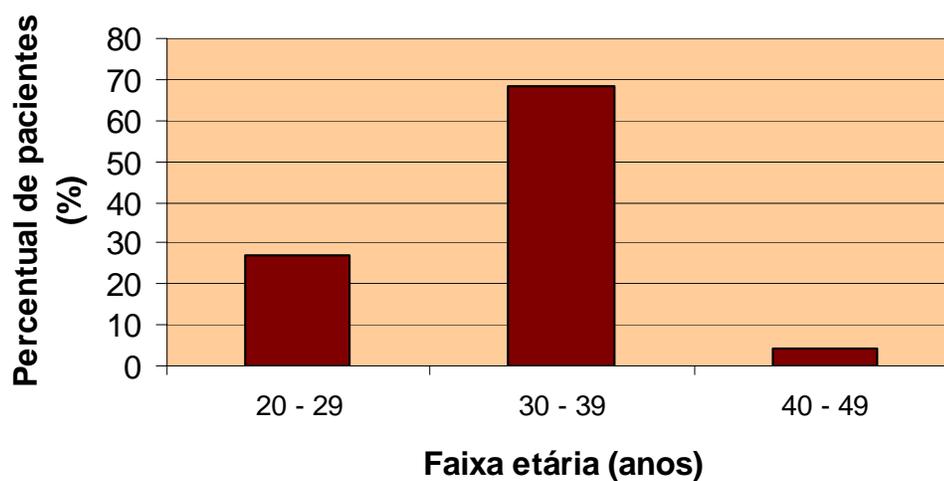
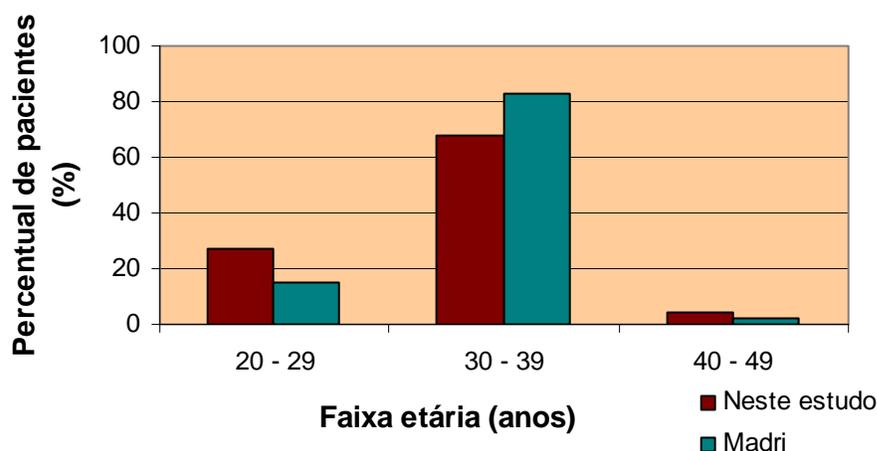


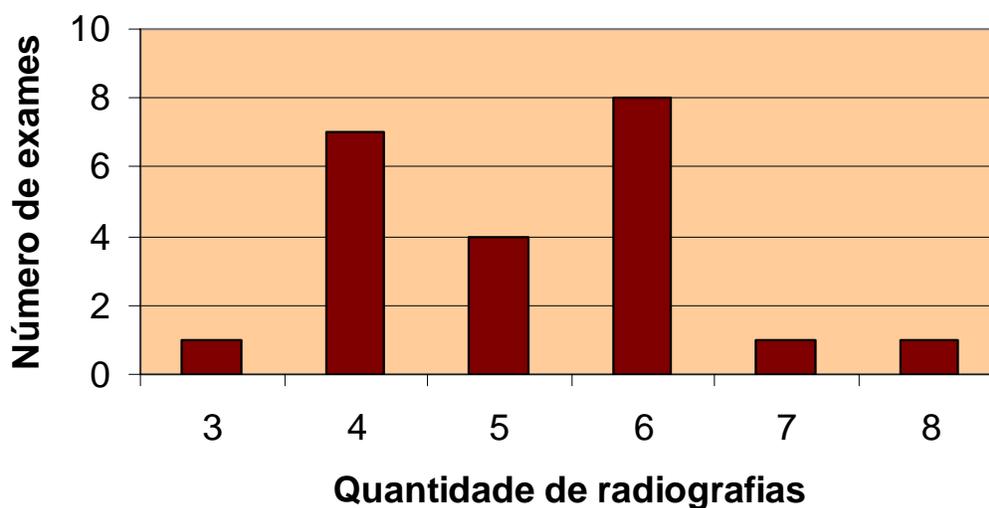
Figura 13: Distribuição percentual de pacientes para cada faixa etária.



**Figura 14: Comparação da distribuição percentual de pacientes para cada faixa etária neste estudo e em trabalho realizado em Madri.**

O maior percentual (59,1%) de pacientes submetidas ao exame de HSG se queixava de esterilidade primária, enquanto que 36,4% das pacientes sofriam de esterilidade secundária e 4,5% indicavam a presença de mioma.

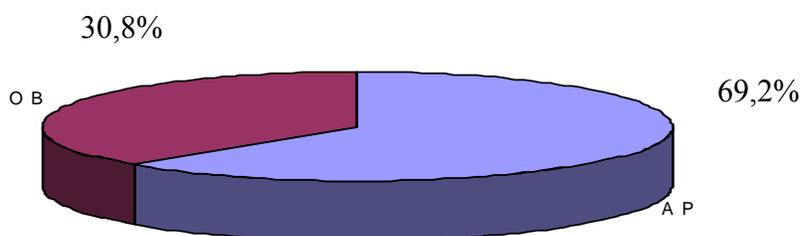
Grande parte dos trabalhos pesquisados na literatura adota como protocolo três exposições radiográficas, sendo a primeira exposição uma radiografia controle antes da introdução do contraste e duas exposições mostrando o preenchimento da tuba e, caso haja, o transbordamento do contraste (FIFE et al, 1994; PERISINAKIS et al, 2003; GREGAN et al, 1998). Por outro lado, FERNÁNDEZ et al (1996) realizaram seu estudo com base em 9 projeções por exame, sendo 4 projeções AP, 4 projeções OB e 1 projeção LA. Em contrapartida, a instituição que fez parte do nosso estudo adota como protocolo a realização de, pelo menos, quatro radiografias, sendo a primeira antes da injeção do contraste, pelo menos duas radiografias registrando o preenchimento das tubas e peritonização do contraste, quando presente, e a última exposição como sendo mais uma radiografia controle ao final do exame. Entretanto, observou-se durante a coleta dos dados que somente em cerca de 32% das pacientes foram efetuadas quatro radiografias. Na grande maioria, o número de radiografias foi maior, chegando a oito películas. A Figura 15 mostra o número de radiografias executadas por exame. Observa-se pelos dados que 63% dos exames foram executados com 5 a 8 películas.



**Figura 15: Quantidade de radiografias executadas por exame.**

Vários fatores contribuíram para a grande quantidade de radiografias por exame, tais como: a precária contribuição da paciente durante o exame e a dificuldade de visualização das estruturas requeridas para o diagnóstico, seja devido à pouca experiência dos médicos, ou devido à própria acomodação das estruturas no abdômen da paciente. Além disso, as falhas de procedimento, quando a imagem do monitor do aparelho não era estática por causa da falha no sistema de resfriamento da sala de exames, também contribuíram para a repetição do exame e aumento do número de radiografias.

A Figura 16 mostra a quantidade de radiografias nas projeções AP e OB durante cada exame de HSG. Verifica-se pelos dados que cerca de 30% dos exames foram efetuadas na projeção OB que, segundo a literatura, vem sendo gradualmente abandonada (PERISINAKIS et al, 2003).



**Figura 16: Distribuição das projeções AP e OB em exames de HSG.**

As espessuras abdominais das pacientes variaram de 14 a 22 cm, com um valor médio de 18 cm. Por outro lado, a distância foco-pele variou de 75 a 87 cm, com média de 84,2 cm.

As dimensões médias do campo de radiação utilizado para a radiografia foram de 20,2 cm x 15,8 cm, sendo o valor mínimo de 18 cm x 14 cm e o valor máximo de 24 cm x 18 cm. Durante a injeção do contraste o tamanho médio do campo foi reduzido para 11,6 cm x 18,1 cm, variando de 10 cm x 14 cm a 18 cm x 23 cm.

Nas Tabela 5, 6 e 7 são apresentados os parâmetros de irradiação utilizados nos exames de HSG para a fluoroscopia e para a radiografia, respectivamente.

**Tabela 5: Valores mínimos, médios e valores máximos dos parâmetros de irradiação utilizados nos procedimentos de fluoroscopia nos exames de HSG.**

	Valores	Tensão (kV)	Corrente (mA)
Sem Contraste	Mín	62	1,3
	Médio	69,2	1,8
	Máx	75,7	2,3
Com Contraste	Mín	66	1,4
	Médio	73,2	1,8
	Máx	84,5	2,5

**Tabela 6: Valores mínimo, médio e máximo para o tempo de fluoroscopia.**

	Mínimo	Médio	Máximo
Tempo de fluoroscopia (s)	6	130,5	314

**Tabela 7: Valores mínimos, médios e máximos dos parâmetros de irradiação utilizados nos procedimentos de radiografia nos exames de HSG.**

	Valores	Tensão (kV)	Carga (mAs)	Tempo (ms)
Sem Contraste	Mín	66	12,5	19,2
	Médio	69,7	17,3	27,1
	Máx	77	26	30,7
Com Contraste	Mín	66	16	24,6
	Médio	73,2	18,4	28,3
	Máx	81	20	40,5

Observa-se pelos dados da Tabela 6, que o tempo de fluoroscopia médio foi de 130s, muito elevado quando comparado com os valores encontrados na literatura. De fato, nos trabalhos de PERISINAKIS (2003), o tempo médio foi de 18s. Segundo estes autores, o tempo de observação requerido num procedimento de HSG tem sido reduzido ao longo dos anos, uma vez que ele é necessário apenas no controle da fluidez do meio de contraste (PERISINAKIS et al, 2003). Na Tabela 8 são apresentados os valores de tempo de fluoroscopia encontrados em diversos trabalhos na literatura. Observa-se que, com exceção dos trabalhos realizados por GREGAN et al (1998) e por HEDGEPEETH et al (1991), o tempo de fluoroscopia encontrado neste trabalho variou em até nove vezes os valores encontrados na literatura. Este fato pode ser explicado porque os médicos que realizam o exame são residentes de primeiro ano e, portanto, têm pouca experiência na prática do procedimento.

**Tabela 8: Comparação entre os estudos realizados em HSG quanto ao tempo de exposição e número de radiografias.**

Referência	Tempo de fluoroscopia médio (s)	Quantidade média de radiografias
Hedgpeth et al, 1991	510	14
Fife et al, 1994	42	3,6
Fernández et al, 1996	30	7
Nakamura et al, 1996	240	3
Karande et al, 1997	78	---
Gregan et al, 1998	18	2
Perisinakis et al, 2003	18	3,2
Calicchia et al, 1998	13	4,5
Neste estudo	130,5	5,4

#### 4.2.1 Dose Paciente

Na Tabela 9 são apresentados os valores médios da dose de entrada na pele, obtidas com os TLDs, em função do ponto de localização do TLD na paciente. Observa-se que as doses no lado direito das pacientes apresentaram valores mais altos em comparação com as doses do lado esquerdo. Essa discrepância observada é devido ao fato de que os médicos ao pinçarem o colo uterino das pacientes, primeiramente injetam o material de contraste pelo lado direito e esperam o contraste perfundir todo este lado até a completa visualização da trompa, para só então proceder com a mesma visualização com o lado esquerdo da paciente.

**Tabela 9: Valores de ESAK (mGy) em função da localização do TLD na pele da paciente na projeção AP.**

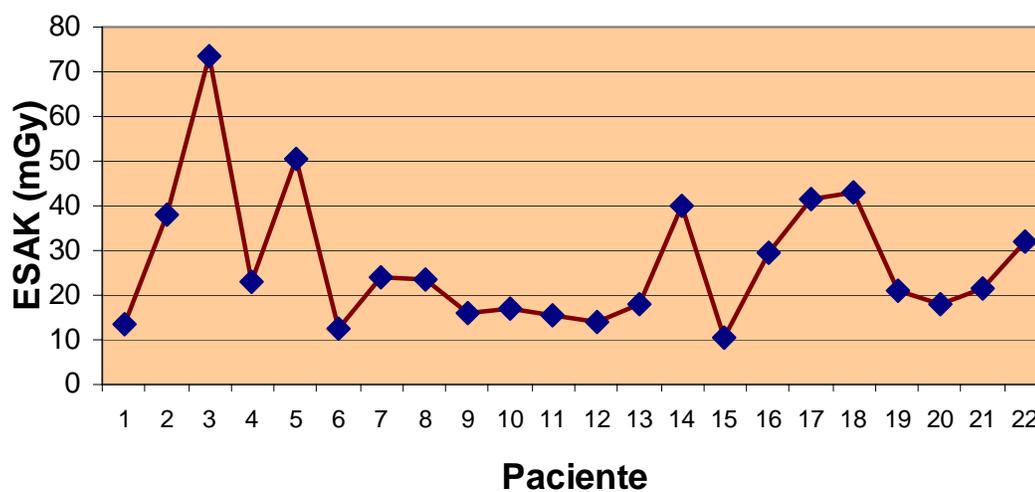
Localização do TLD em relação ao centro	N TLD	ESAK (mGy)				
		Valor mínimo	Valor médio	Valor máximo	Primeiro quartil	Terceiro quartil
Central	1	10,6	27,1	73,4	16,3	36,5
Direita	2	12,7	27	63	16,4	36,6
	3	10,3	23,6	60	16,4	28,4
	4	3,6	21,4	64,6	14,6	25,6
	5	0,5	13,9	51,6	6,5	18,1
Esquerda	6	6,9	21,6	46,6	16	26,1
	7	5,5	18,6	38,7	13,8	23,4
	8	4,6	16,2	32,4	11	20,4
	9	2,8	10,1	27,2	5,2	14,8

A Tabela 10 mostra os resultados do ESAK, relativos às leituras fornecidas pelos TLDs do centro do campo de radiação e do dosímetro do lado direito e esquerdo, mais próximos ao central, encontrados neste trabalho e em outros trabalhos da literatura. Observa-se que os valores de ESAK encontrados neste trabalho e os encontrados por FERNÁNDEZ et al (1996), em exames realizados em Madri, são similares, enquanto que são muito maiores do que os encontrados por FIFE et al (1994), principalmente em relação aos valores de doses nos pontos laterais. Isto deve se ao fato de que Fife, no seu trabalho, localizou os TLDs à direita e à esquerda das espinhas ilíacas superiores anteriores e, portanto, fora da área irradiada. Neste trabalho e no estudo de FERNÁNDEZ et al, os TLDs foram colocados a partir do TLD central, nas proximidades da sínfise púbica, e à sua direita e à sua esquerda.

**Tabela 10: Comparação entre a quantidade de radiografias, o tempo de fluoroscopia e o ESAK médio (intervalo) fornecido por cada TLD empregado nos estudos a seguir.**

		Número de exposições	Tempo de fluoroscopia (s)	ESAK (mGy) (direita)	ESAK (mGy) (centro)	ESAK (mGy) (esquerda)
Fife et al, 1994	Médio	3,56	40,4	0,8	16,7	0,8
	Mín - máx	(2-6)	(11-91)	(0,1-3,2)	(0,6-39)	(0,1-3,2)
Fernández et al, 1996	Médio	7	30	16,3	23,4	17,7
	Mín - máx	(7-8)	(6-60)	(2- 57,7)	(8,7-64,6)	(3,2-51,1)
Neste estudo	Médio	5,4	130,5	27	22,1	21,6
	Mín - máx	(3-8)	(6-314)	(12,7-63)	(10,6-73,4)	(6,9-46,6)

A Figura 17 representa o valor do ESAK no centro do campo de radiação para cada paciente submetida ao exame de HSG.

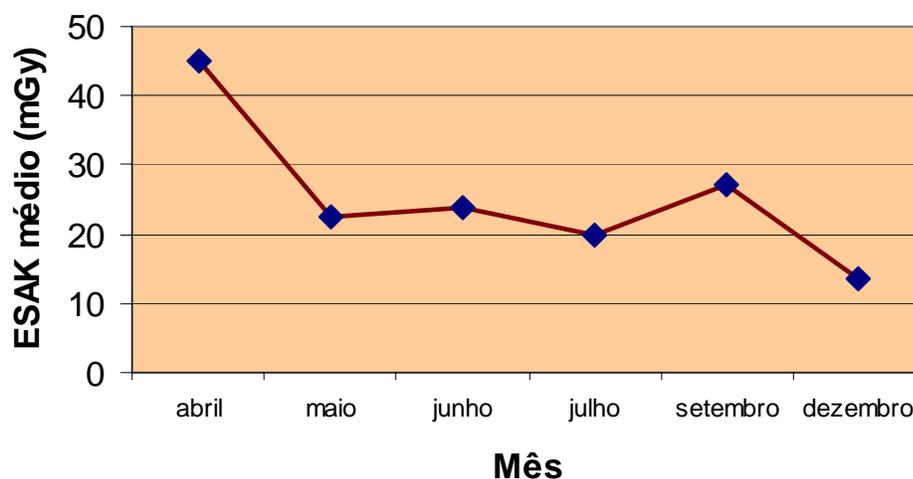


**Figura 17: ESAK (mGy) no centro do campo de radiação de cada paciente.**

De acordo com o gráfico anterior, a paciente 3 foi a que apresentou o maior valor de ESAK (73,4 mGy). Além do tempo de fluoroscopia nesse exame ter sido de 231 segundos e o exame ter sido concluído após 7 radiografias, o residente de primeiro ano mudou o tipo de contraste durante o exame, inclinou a mesa de procedimento e precisou da interferência do residente de segundo ano, por não estar visualizando a tuba direita da paciente. Durante o exame da paciente 2, o monitor apresentou defeitos durante o exame, prolongando o tempo de fluoroscopia para 142 segundos. A paciente 5 também apresentou um valor elevado de ESAK devido ao maior tempo de fluoroscopia observado de 314 segundos. A paciente 14, apesar do tempo de fluoroscopia ter sido praticamente o mesmo da paciente 3, apresentou um valor de ESAK bem menor porque foi necessária praticamente a metade do número de radiografias (04) para a conclusão do exame. A paciente 17, que apresentou um tempo de fluoroscopia de 147 segundos e 8 radiografias, obteve um valor de ESAK de 41,5 mGy devido à dificuldade de visualizar a região posterior do útero. A paciente 17 obteve um valor de ESAK quase a metade do valor da paciente 3 porque como a paciente queixava-se de esterilidade secundária, ou seja, ela tinha as trompas laqueadas, a duração do exame foi menor, portanto, a dose foi menor, pelo fato do contraste não poder perfundir as trompas por completo, mas sim, apenas uma parte de cada tuba.

Em contraste, as pacientes 6 e 15, que apresentaram os menores valores de ESAK, pelo fato de o exame ter sido realizado com um tempo de fluoroscopia de 6 e 25 segundos, respectivamente, e com quatro radiografias, cada um. Além disso, os dois procedimentos foram executados por um residente que adotava o procedimento de acionar a fluoroscopia apenas nas áreas de interesse, pois tinha a preocupação com a proteção radiológica.

Certamente com o aumento da experiência do médico, observa-se uma redução na dose das pacientes que realizam a HSG. A Figura 18 mostra a avaliação de desempenho dos médicos, tornando claro um declínio acentuado no valor de ESAK no centro da região pélvica, principalmente a partir de maio, período em que os residentes se “familiarizavam” com o procedimento.



**Figura 18: Avaliação de desempenho dos médicos durante as HSGs.**

Durante o mês de setembro o valor médio de ESAC sofreu um ligeiro aumento em relação a julho porque nesse mês, havia a presença de um residente novo na instituição, já que o hospital-escola abriga por um mês alguns residentes oriundos de outras instituições que não executam procedimentos especiais como a HSG.

Em dezembro, período que os médicos já estão mais firmes na realização do exame, há uma redução significativa nos valores das doses tornando-se equivalente às doses reportadas em trabalhos na literatura.

Por fim, percebeu-se na instituição em estudo, que grande parte das pacientes realizavam o exame sem o diagnóstico do espermograma do parceiro. Dessa maneira, se o parceiro for diagnosticado como sendo infértil, a paciente se submeteu a um procedimento envolvendo radiação ionizante na região pélvica sem necessidade, ou seja, de maneira não-justificável. É preciso, pois, um envolvimento mais comprometido por parte dos médicos que fazem o

rastreamento da infertilidade do casal, principalmente os ginecologistas, no que tange à prescrição da HSG antes ou concomitante ao espermograma do parceiro.

A Tabela 11 mostra a variação das doses no útero e nos ovários obtidas por outros autores e comparadas com este trabalho.

**Tabela 11: Comparação entre os valores médios (mínimo – máximo) de dose nos órgãos encontrados na literatura e obtidos neste trabalho.**

Literatura	Dose média no útero (mGy)	Dose média nos ovários (mGy)
Gregan et al, 1998	----	0,5
Fife et al, 1994	----	2,8 (0,9 – 4,2)
Férrandez et al, 1996	----	4,6 (0,2 – 4,8)
Calicchia et al, 1998	5,7 ± 2,0	----
Perisinakis et al, 2003	----	2,7
Hedgpeth et al, 1991	----	8,5
Karande et al, 1997	----	3,5
Neste estudo	5,5 (2,2 – 15,0)	6,6 (2,6 – 18,0)

Observa-se pelos dados que o valor médio encontrado neste trabalho para a dose no útero é equivalente ao valor médio apresentado no trabalho de Calicchia. No caso dos dados de CALICCHIA et al (1998), as medidas foram efetuadas com os TLDs posicionados na superfície da cânula utilizada para injetar o contraste e localizada no interior do útero.

Com relação à dose nos ovários, o valor encontrado neste trabalho é da ordem do encontrado por HEDGPETH et al (1991) e superior aos encontrados pelos demais autores. GREGAN et al (1998) conseguiram reduzir significativamente a dose nos ovários realizando os exames com tempo de fluoroscopia de 18s e com apenas 2 radiografias. A variação nos dados das doses encontradas na literatura mostra que é importante a otimização do procedimento de HSG, principalmente no que se refere ao tempo de fluoroscopia e à quantidade de radiografias efetuadas.

#### 4.2.2 Dose ocupacional

Foram avaliados cinco médicos que realizavam o exame em estudo. A Tabela 12 mostra as doses médias e seus valores mínimos e máximos em cada região anatômica na qual foram colocados os dosímetros.

**Tabela 12: Distribuição da dose na superfície da pele (mGy) em relação às regiões anatômicas avaliadas nos médicos.**

Região de localização dos TLDs	Mínimo – máximo (mGy)	Média (mGy)
Fronte	<0,07* – 3,3	0,6
Mão direita	<0,07* - 26,8	4,3
Mão esquerda	<0,07*	<0,07*
Pelve	<0,07*	<0,07*
Tiróide	<0,07*	<0,07*

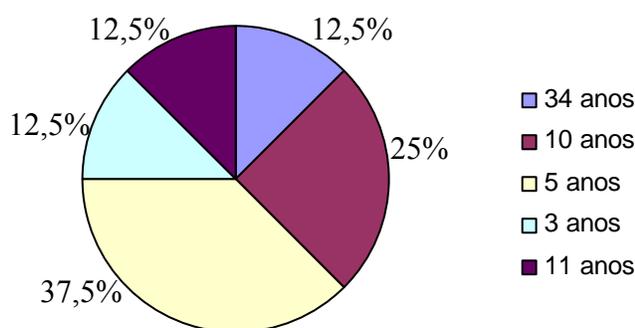
\* 0,07: limite de detecção = 3\*S (S: desvio padrão do TLD Branco).

Pela tabela percebe-se que o valor de dose na superfície da mão direita do médico é significativamente maior em relação à mão esquerda devido ao fato que o médico segura a cânula por onde o contraste vai ser injetado durante todo o exame com sua mão direita. Os valores de ESAK nas demais regiões apresentaram valores na ordem da radiação ambiental. A estimativa quanto à dose equivalente foi realizada e, os valores estimados encontram-se dentro do limite permissível segundo a ICRP 73 (1996).

De acordo com FERNÁNDEZ et al (1996), os valores da mão direita do radiologista ficaram entre 0,2 e 0,3 mGy por exame, menores do que os valores encontrados neste estudo, provavelmente devido ao fato que os médicos estudados em Madri fazem uso de luvas de chumbo.

### 4.3 DOSIMETRIA EM DACRIOCISTOGRAFIA

O público-alvo na instituição em estudo que se submeteu ao procedimento no período avaliado foi predominantemente infantil. A Figura 19 mostra a idade das crianças que realizaram este exame na instituição em estudo. Durante o período da coleta de dados somente 1 adulto, de 34 anos, submeteu-se a DCG.



**Figura 19: Distribuição da faixa etária durante o período estudado para DCG.**

A queixa principal dos pacientes constava de epífora bilateral (62,5%), enquanto que 37,5% dos pacientes queixavam-se de secreção e lacrimejamento do olho direito.

A instituição preconiza como técnica de DCG a execução de uma radiografia de base antes da injeção de contraste, e apenas duas radiografias durante a visualização fluoroscópica com uso de material contrastado. Neste exame, diferentemente da HSG, não é preciso a última radiografia de base sem nova injeção de meio de contraste. Dos oito exames pesquisados, somente um procedimento extrapolou esse protocolo, fazendo um total de quatro radiografias para o diagnóstico porque durante o procedimento a imagem do monitor apresentou problemas, não permanecendo estática e dificultando, assim, a visualização das estruturas requeridas para o diagnóstico.

A Tabela 13 mostra os principais parâmetros de irradiação utilizados nos exames de DCG para a fluoroscopia e para a radiografia.

**Tabela 13: Parâmetros técnicos para a fluoroscopia e radiografia.**

Fluoroscopia			Radiografia		
Valores	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tensão (kV)	Carga (mAs)	Tempo (ms)
Mínimo	45	0,2	66	12,5	19,2
Médio	59,9	69,7	69,7	16,2	38,2
Máximo	72	73	73	20	85,9

A Tabela 14 mostra a variação do tempo total de fluoroscopia durante os procedimentos de DCG.

**Tabela 14: Variação de tempo de fluoroscopia em DCG.**

Valores	Mínimo	Médio	Máximo
Tempo de fluoroscopia (s)	5	23,7	77

#### 4.3.1 Dose Paciente

Comparando o tempo médio de fluoroscopia de DCG com a dacriocistoplastia com balão de 166s, de acordo com ILGIT et al (1998), mesmo o segundo procedimento sendo da ordem de sete vezes maior por se tratar de um procedimento intervencionista, o tempo de DCG ainda pode ser minimizado no momento em que o médico adquire mais experiência e confiança ao posicionar o cateter de maneira correta e adequada no orifício lacrimal do paciente. Notou-se, no entanto, no começo de cada procedimento que os médicos “procuravam” o orifício enquanto que a fluoroscopia era acionada. Isso se reflete nos diferentes valores de dose por paciente encontrados para este procedimento, como mostrado na Tabela 15.

**Tabela 15: Valores de ESAK (mGy) em DCG.**

ESAK (mGy)					
	Paciente	Olho direito	Fronte	Olho esquerdo	Tiróide
Epífora olho direito	1	10,6	10,3	10,0	0,9
	2	3,0	4,0	4,9	0,2
	3	5,2	5,6	2,9	---
Epífora bilateral	4	5,4	5,2	2,1	0,0
	5	5,4	7,2	5,6	0,2
	6	3,5	5,0	3,6	0,5
	7	5,9	5,7	5,1	0,2
	8	6,2	6,2	5,8	---

A Tabela 16 mostra os valores de dose órgão encontrados de acordo com o posicionamento dos TLDs na configuração bastão nas regiões anatômicas de interesse, apresentadas no Apêndice D.

**TABELA 16: Valores de dose órgão obtidos a partir da simulação com o fantoma Alderson e dosímetros TL na configuração bastão.**

Fatia do “Phantom”	Localização dos TLDs	Dose Órgão (mGy)	
		Mín – máx	Valor médio
4	1 (olho esquerdo)	15,1 – 25,7	19,3
	4 (olho direito)	17,0 – 21,5	19,9
9	1 (tiróide)	0,3 – 0,37	0,33

Os resultados encontrados para a dose nos órgãos na DCG apresentaram-se elevados quando comparados com trabalhos de outros autores relatados na literatura, mostrados na Tabela 2, apesar desses estudos terem sido realizados por método de radiologia intervencionista. No procedimento intervencionista de dacriocistoplastia com balão, apesar de o tempo médio de

fluoroscopia ter sido praticamente sete vezes maior, esses exames não requerem a radiografia. De maneira contrária, o procedimento de DCG estudado requereu, além da análise por fluoroscopia, o documento de, pelo menos, três imagens radiográficas, contribuindo para maior exposição dos pacientes.

#### 4.3.2 Dose ocupacional

A Tabela 17 mostra os valores de dose na superfície da pele dos médicos que realizavam a DCG no período estudado.

**Tabela 17: Valores de ESAK (mGy) ocupacional por procedimento de DCG.**

Valor	ESAK (mGy)			
	Fronte	Mão esquerda	Mão direita	Tiróide
Mínimo	< 0,07*	<0,07*	<0,07*	<0,07*
Médio	0,3	0,4	0,3	0,4
Máximo	1,36	1,16	1,35	1,39

\* 0,07 mGy: limite de detecção

Através dos resultados de ESAK dos médicos a partir da tabela acima, nota-se que os valores de dose para a mão esquerda e para a tiróide encontram-se maiores, em comparação com os resultados de dosimetria ocupacional para a HSG. Isso é devido ao fato de que o lado esquerdo do médico encontra-se localizado mais próximo ao paciente, recebendo uma maior contribuição de radiação espalhada.

## 5. CONCLUSÕES

Os parâmetros técnicos utilizados durante o exame apresentaram resultados variados quando comparados à literatura, no que se refere ao tempo de fluoroscopia e à quantidade de radiografias requeridas durante o procedimento da HSG.

Os valores medidos de ESAK e dose órgão nas pacientes apresentaram valores equivalentes aos encontrados em alguns trabalhos existentes na literatura. Houve uma grande variação nos valores de ESAK devido à diferenças no tempo de fluoroscopia e no número de radiografias realizadas em cada exame.

Informações colhidas durante o exame mostraram que a maior parte das pacientes que se submetiam a HSG com finalidade de rastreamento de infertilidade, informava que seus parceiros não haviam realizado o espermograma anteriormente. Sabe-se que 40% das causas de infertilidade do casal são devidas ao homem. Portanto, caso esses parceiros fossem considerados estéreis, não se justificaria essas mulheres se submeterem à HSG. Este fator ressalta a necessidade de maior conscientização dos profissionais que prescrevem esses exames, a fim de que a paciente, que se encontra em idade fértil e deseja engravidar, não seja desnecessariamente irradiada na região do útero e dos ovários.

Com relação aos baixos valores de ESAK e dose órgão para a DCG, esses resultados mostram que não há maiores riscos aos pacientes devido ao curto tempo de fluoroscopia e a pequena quantidade de radiografias por exame. Porém, como o público-alvo desta instituição para este exame é, preferencialmente, infantil devem-se tomar precauções a fim de que o procedimento esteja constantemente otimizado.

Por fim, com relação à dose ocupacional para os dois procedimentos, os valores de ESAK por procedimento permaneceram baixos, nos níveis de radiação ambiental.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANVISA AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (Ministério da Saúde). Guia de Procedimentos para Segurança e Qualidade de Imagem em Radiodiagnóstico Médico Resolução nº 64, de 4 de abril de 2003.

CALICCHIA, A.; CHIACCHIARARELLI, L.; FELICE, C.; GIGLIOTTI, T.; INDOVINA, P.L.; MAZZEI, F.; PORFIRI, L.M. Evaluation of effective dose in hysterosalpingography. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 80, n. 1/3, p. 159-161, 1998.

CASSELDEN, P.A. Ocular lens dose in cerebral vascular imaging. **British Journal of Radiology**, v. 61, p. 202, 1998.

Dacryocystography – a diagnostic tool for the tear system. Disponível em <<http://www.optometry.co.uk>> consultada em: 06 dez. 2005.

FERNÁNDEZ, J.M.; VANÓ, E.; GUIBERALDE, E; Patient doses in hysterosalpingography. **The British Journal of Radiology**, v. 69, p. 751 – 754, 1996.

FIFE, A.J.; WILSON, D.J.; LEWIS, C.A. Entrance surface and ovarian doses in hysterosalpingography. **The British Journal of Radiology**, v. 67, p. 860 – 863, 1994.

GALLOWAY, J.E.; KARIC, T.A.; RAFLO, G.T. Digital subtraction macrodacryocystography: a new method of lacrimal system imaging. **Ophthalmology**, v. 91, p. 956 – 962, 1984.

GREGAN, A.C.M.; D PEACH; McHUGO, J.M. Patient dosimetry in hysterosalpingography: a comparative study. **The British Journal of Radiology**, v. 71, p. 1058 – 1061, 1998.

GFIRTNER, H.; GIESSE, E.; SCHMIDT, TH. Dosimetric methods for and influence of exposure parameters on the establishment of reference doses for examination using fluoroscopy, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 80, n. 1/3, 121 – 128, 1998.

HEDGPETH, P.L.; THURMOND, A.S.; FRY, R.; SCHMIDGALL, J.R.; ROSCH, J. Radiographic fallopian tube recanalization: absorbed ovarian radiation dose. **Radiology**, v. 180, p. 121 – 122, 1991.

IAEA INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for safety of radiation sources. Safety Series 115, 1996.

ICRP INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. Publication 89, Pergamon Press, 2003.

ICRP INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological protection and safety in medicine. Publication 73, Pergammon Press, 1996.

ICRP INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60, Pergammon Press, 1991.

ICRU INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging, Draft of March 14 2001.

ILGIT, E.T.; MERIC, N.; BOR, D.; ÖZTUR, İ.; BÜGET, N.; Comparison of eye lens dose measurement techniques in imaging and interventions of the lacrymal drainage system. **Physica Medica**, v. XIV, n. 3, jul/set, 1998.

KARANDE, V.C.; LEVRANT, S.G.; PRATT, D.E.; MORRIS, R.S.; BALIN, M.S.; GLEICHER, N. What is the radiation exposure to patients during a gynaecologic procedure?. **Fertility and Sterility**, v. 67, p. 401 – 403, 1997.

KHOURY, H.J.; HAZIN, C.A.; LIMA, F.R.A.; FILHO LOPES, F.J. Avaliação da exposição do campo de radiação e das dimensões do campo de radiação em radiografias dentais. **Anais do I Encontro Nacional de Aplicações Nucleares**, p. 243 – 252, Recife, 1991.

KRAMER, R.; KHOURY, H.J.; VIEIRA, J.W.; LOUREIRO, E.C.M.; LIMA, V.J.M.; LIMA, F.R.A.; HOFF, G. All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v.49, p. 5203 – 5216, 2004.

LLOYD, G.A.S; JONES, B.R.; WELHAM, R.A.N. Intubation macrodacryocystography. **British Journal of Ophthalmology**, v. 56, p. 600 – 603, 1974.

MACLENNAN, A.C.; ILADLEY, D.M.; SLON, S. Radiation doses to the lens from cerebral arteriography (letter). **American Journal of Neuroradiology**, v. 16, p. 956 – 962, 1995.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (BRASIL). Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria 453, 01 jun 1998.

MUSTAFÁ, A.A.; JANECEK, J. Organ doses from cardiac and carotid digital subtraction angiography. **British Journal Radiology**, v. 62, p. 838 – 842, 1989.

NAKAMURA, K.; ISHIGUCHI, T.; MAEKOSHI, H.; ANDO, Y.; TSUZAKA, M.; TAMIYA, T.; SAGANUMA, N.; ISHIGAKI, T. Selective fallopian tube catheterization in female infertility: clinical results and absorbed radiation dose. **European Journal of Radiology**, v. 6, p. 465 – 469, 1996.

PERISINAKIS, K.; DAMILAKIS, J.; GRAMMATIKAKIS, J.; THEOCHAROPOULOS, N.; GOURTSOYIANNIS, N. Radiogenic risks from hysterosalpingography. **European Radiology**, v. 13, p. 1522 – 1528, 2003.

PETOUSSI-HENSS, N.; SHRIMPTON, P.C. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. **Physics in Medicine and Biology**, v. 43, p. 2237 – 2250, 1998.

PIATO, S. Diagnóstico e Terapêutica em Ginecologia. Livraria Ateneu Editora, Rio de Janeiro, 4 edição, 1989, p. 428.

PUTNAM, C.; RAVIN, C. Textbook of Diagnostic Imaging. 2 edição, v. 2, Wb Saunders Company, 1994, f. 1575.

SHEIK, H.H.; YUSSMAN, M.A. Radiation exposure of ovaries during hysterosalpingography. **American Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 124, p. 307 – 310, 1976.

RAESIDE, D.E. Monte Carlo principles and applications. **Physics in Medicine and Biology**, v. 21, p. 181 – 197, 1976.

SHIRLEY, R.L. Ovarian radiation dosage during hysterosalpingography. **Fertility and Sterility**, v. 22, n. 2, 1971.

TOLEDO, P. Radiologia básica. Livraria Ateneu, Rio de Janeiro, 1978, p. 438.

WALL, B.F., SHRIMPTON, P.C. Patient dose protocols and trends in the UK. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 57, n. 1, p. 359 – 362, 1995.

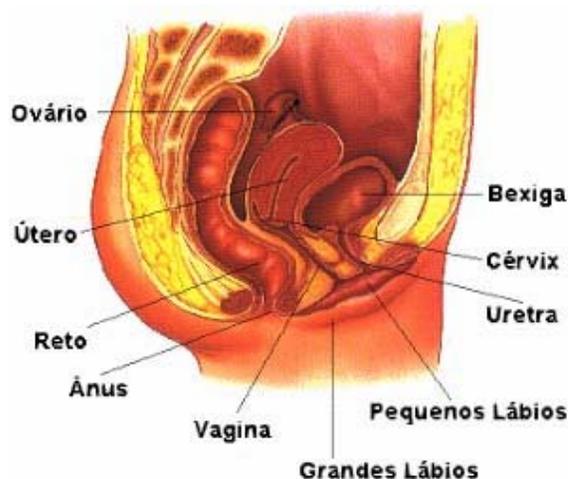
OMS – ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE. Disponível em: <[http://www.who.int/reproductive\\_health/infertility/index.htm](http://www.who.int/reproductive_health/infertility/index.htm)>, consultada em 06 jan. 2004.

## Apêndice A

**ANATOMIA DO APARELHO GENITAL FEMININO**

Os órgãos genitais femininos situam-se na parte inferior do tronco, cujas paredes têm esqueleto osteoligamentar forrado internamente por músculos e fâscias<sup>1</sup>, e é revestido externamente por músculos, fâscias, tela subcutânea e pele (PIATO, 1989).

A vagina é uma estrutura fibromuscular que se estende da vulva até o útero. Seu eixo é geralmente direcionado em direção ao sacro e está localizada entre o cólon e a bexiga. A Figura 20 mostra a localização dos órgãos genitais femininos no interior da região pélvica.



**Figura 20: Disposição dos órgãos genitais femininos no assoalho pélvico.**

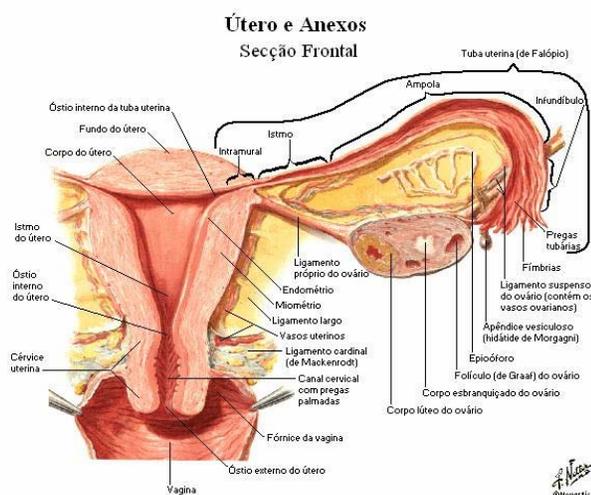
Na mulher adulta, o útero é um órgão muscular que mede aproximadamente 6 cm x 4 cm x 3 cm nos eixos longitudinal, transversal e anteroposterior, respectivamente. O tamanho do útero é influenciado através do grau de paridade, mostrando-se maior em mulheres multíparas (mulher que já teve filhos) em comparação ao tamanho do útero de mulheres nulíparas (mulher que nunca teve filhos). Com a bexiga esvaziada, o útero encontra-se geralmente na posição anterior; do contrário, com a bexiga cheia, resulta na posição horizontal.

<sup>1</sup> – Fâscia: camada de tecido conjuntivo fibroso, delgado e sem gordura que envolve o corpo abaixo da pele, e, nesse caso, envolve músculos isolados ou grupo de músculos.

As tubas uterinas possuem cerca de 10 cm de comprimento, uma de cada lado, sendo uma estrutura fibromuscular, forrada internamente por mucosa, com óstios uterinos e abdominal, cuja luz comunica a cavidade uterina com a peritoneal. O óstio uterino (1 mm de diâmetro) dá entrada à parte uterina da tuba (na espessura do útero), seguida pelo istmo (curto, fino, espesso e transversal), ampola (expansão de cerca de 5 cm, com parede delgada e quase vertical) e infundíbulo ou pavilhão, mais aberto, encurvado sobre o pólo superior do ovário, de borda franjada pelas fimbrias, uma das quais (fimbria ovárica) liga frouxamente o infundíbulo ao ovário (PIATO, 1989).

Os ovários são fixados ao útero através do ligamento útero-ovariano, o qual se fixa na porção inferior e posteriormente à junção útero-trompa. O pólo oposto ou de entrada, contém os vasos ovarianos. A posição dos ovários em relação ao fundo uterino pode variar, tanto para cima, tanto para os lados ou abaixo do nível do fundo. Eles também podem estar lado a lado no fundo de saco retro-uterino, que corresponde ao espaço entre o útero e o cólon. O nível de preenchimento da bexiga influencia na posição dos ovários e na sua visibilidade. Em caso de enchimento exagerado da bexiga, os ovários ficam elevados fora da pélvis e torna a visualização difícil. Eles também podem se tornar obscuros devido a aderências pélvicas, bem como suas posições em relação ao útero (PUTNAM; RAVIN, 1994).

A Figura 21 mostra, com detalhes, as camadas do útero, e as porções da trompa e ovário esquerdos.



**Figura 21: Anatomia interna do útero e anexos.**

## ANEXO

### ANATOMIA DO SISTEMA OCULAR<sup>1</sup>

Os globos oculares estão alojados dentro de cavidades ósseas denominadas órbitas, compostas de partes dos ossos frontal, maxilar, zigomático, esfenóide, etmóide, lacrimal e palatino. Ao globo ocular encontram-se associadas estruturas acessórias: pálpebras, supercílios (sobrancelhas), conjuntiva, músculos e aparelho lacrimal.

Cada globo ocular compõe-se de três túnicas e de quatro meios transparentes:

#### **Túnicas:**

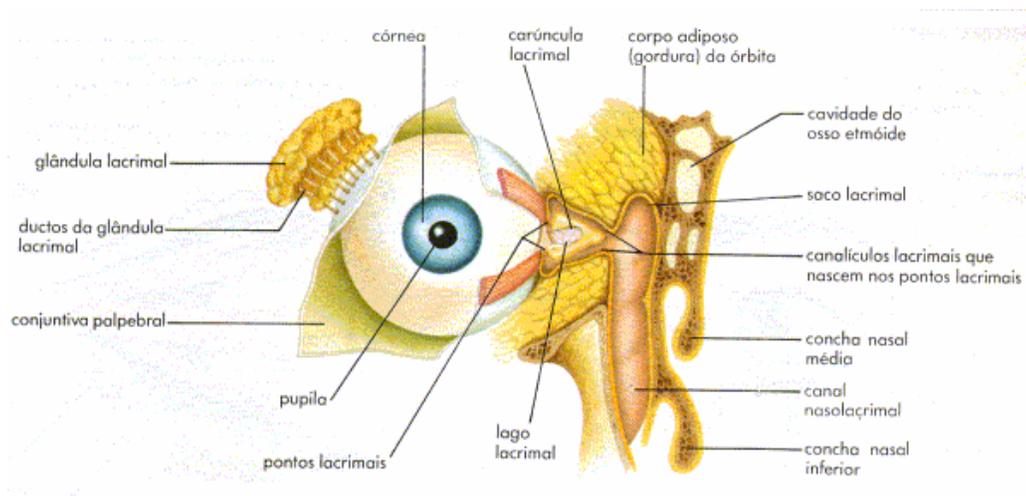
1- **túnica fibrosa externa: esclerótica** (branco do olho). Túnica resistente de tecido fibroso e elástico que envolve externamente o olho (globo ocular). A maior parte da esclerótica é opaca e chama-se esclera, onde estão inseridos os músculos extra-oculares que movem os globos oculares, dirigindo-os a seu objetivo visual. A parte anterior da esclerótica chama-se **córnea**. É transparente e atua como uma lente convergente.

2- **túnica intermédia vascular pigmentada: úvea**. Compreende a **coróide**, o **corpo ciliar** e a **íris**. A coróide está situada abaixo da esclerótica e é intensamente pigmentada. Esses pigmentos absorvem a luz que chega à retina, evitando sua reflexão. Acha-se intensamente vascularizada e tem a função de nutrir a retina. Possui uma estrutura muscular de cor variável – a íris, a qual é dotada de um orifício central cujo diâmetro varia, de acordo com a iluminação do ambiente – a pupila. A coróide une-se na parte anterior do olho ao corpo ciliar, estrutura formada por musculatura lisa e que envolve o cristalino, modificando sua forma.

3- **túnica interna nervosa: retina**. É a membrana mais interna e está debaixo da coróide. É composta por várias camadas celulares, designadas de acordo com sua relação ao centro do globo ocular. A camada mais interna, denominada **camada de células ganglionares**, contém os corpos celulares das células ganglionares, única fonte de sinais de saída da retina, que projeta axônios através do nervo óptico. Na retina encontram-se dois tipos de **células fotossensíveis**: os **cones** e os **bastonetes**. Quando excitados pela energia luminosa, estimulam as células nervosas adjacentes, gerando um impulso nervoso que se propaga pelo nervo óptico.

<sup>1</sup>: Fonte: Anatomia e Fisiologia Humanas. Disponível em: <http://www.afh.bio.br/sentidos/sentidos1.asp>.  
Consultada em: 18 jan. 2006.

A Figura 22 mostra as camadas do olho humano e suas constituições



**Figura 22: A constituição do globo ocular.**

### Meios transparentes:

- **Córnea:** porção transparente da túnica externa (esclerótica); é circular no seu contorno e de espessura uniforme. Sua superfície é lubrificada pela lágrima, secretada pelas glândulas lacrimais e drenada para a cavidade nasal através de um orifício existente no canto interno do olho.
- **humor aquoso:** fluido aquoso que se situa entre a córnea e o cristalino, preenchendo a câmara anterior do olho.
- **cristalino:** lente biconvexa coberta por uma membrana transparente. Situa-se atrás da pupila e orienta a passagem da luz até a retina. Também divide o interior do olho em dois compartimentos contendo fluidos ligeiramente diferentes: (1) a câmara anterior, preenchida pelo humor aquoso e (2) a câmara posterior, preenchida pelo humor vítreo. Pode ficar mais delgado ou mais espesso, porque é preso ao músculo ciliar, que pode torna-lo mais delgado ou mais curvo.
- **humor vítreo:** fluido mais viscoso e gelatinoso que se situa entre o cristalino e a retina, preenchendo a câmara posterior do olho. Sua pressão mantém o globo ocular esférico.

### Apêndice B: Formulário de Avaliação de Procedimentos de HSG / DCG em Recife

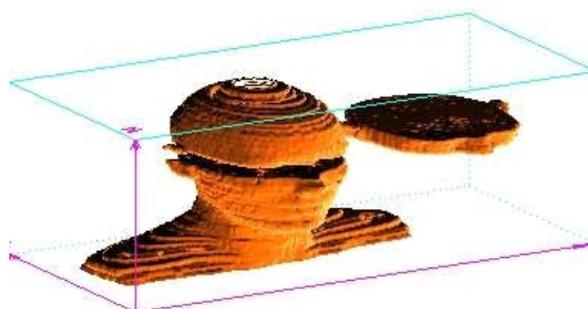
Instituição:	Sala:	Data:	Médico:	R1( ) R2( ) Outro( )				
Paciente:	Idade:							
Motivo do Exame:								
Peso:	Altura:	Espessura no Ponto Central do Feixe:						
Distância Foco-Pele:		Distância Foco-Filme:						
Formato do Filme:		Campo na Superfície do Corpo:						
Tempo Total de Fluoroscopia:		Tempo Total de Duração do Exame:						
	FLUOROSCOPIA				RADIOGRAFIA			
	kV	mA	ms	Observação	kV	mAs	ms	Observação
Sem Contraste								
Com Contraste								
Sem Contraste								

- LOCALIZAÇÃO DOS TLDS NAS PACIENTES E LEITURAS FORNECIDAS

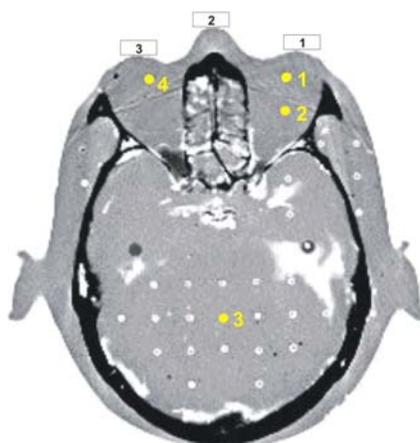
Nº TLD	Leitura (nC)	Leitura Média (nC)	INAK (mGy)	ESAK(mGy)
0 (Branco)				
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				

## APÊNDICE C

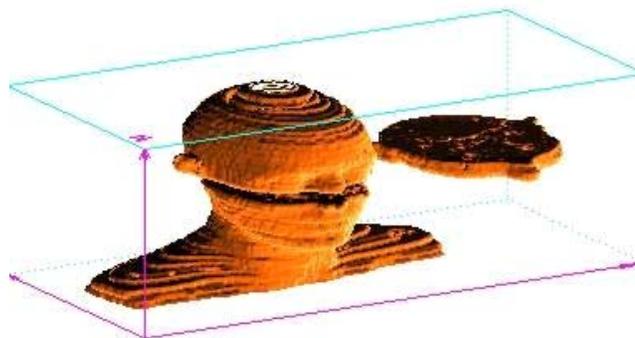
### FATIAS DO SIMULADOR ALDERSON ONDE FORAM POSICIONADOS TLDs EM BASTÃO PARA DOSE ÓRGÃO EM DCG



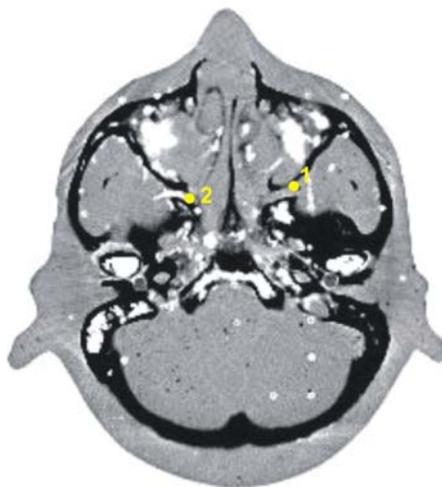
Fatia 04 (3D)



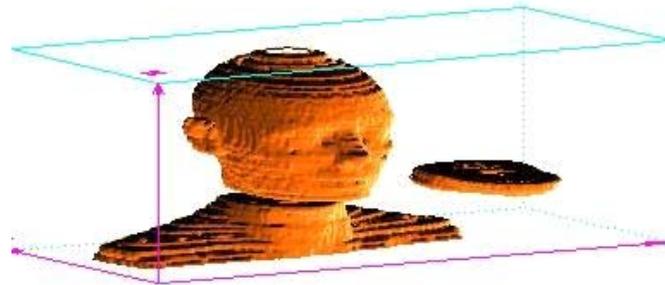
Fatia 04 (2D)



Fatia 05 (3D)



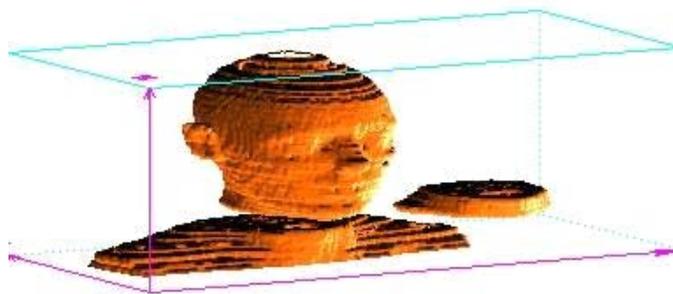
Fatia 05 (2D)



Fatia 08 (3D)



Fatia 08 (2D)



Fatia 09 (3D)



Fatia 09 (2D)

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)