



Universidade Estadual Paulista  
“Júlio de Mesquita Filho”

**RÉGIS AYRES STAVARENGO**

CONTROLE DE QUALIDADE E LEVANTAMENTO  
RADIOMÉTRICO EM APARELHO DE RAIOS-X MÉDICO  
CONVENCIONAL

**BOTUCATU 2011**

**RÉGIS AYRES STAVARENGO**

**CONTROLE DE QUALIDADE E LEVANTAMENTO  
RADIOMÉTRICO EM APARELHO DE RAIOS-X MÉDICO  
CONVENCIONAL**

Monografia de Régis Ayres Stavarengo,  
apresentada junto ao curso de Física Médica,  
na área Instrumental do Radiodiagnóstico,  
como requisito parcial a obtenção  
do título de Bacharel.

Orientador: Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

**BOTUCATU 2011**

# **RÉGIS AYRES STAVARENGO**

## **CONTROLE DE QUALIDADE E LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO EM APARELHO DE RAIOS-X MÉDICO CONVENCIONAL**

Monografia de Régis Ayres Stavarengo,  
apresentada junto ao curso de Física Médica,  
na área Instrumental do Radiodiagnóstico,  
como requisito parcial a obtenção  
do título de Bacharel.

Orientador: Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

### **COMISSÃO EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

---

Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

**BOTUCATU 2011**

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus pela existência do meu ser, e pela energia positiva emanada por Ele a todos os seres vivos.

Agradeço a meus Pais, pela paciência durante esses 5 anos, amor acima de tudo e carinho dedicado a mim. Sem essa ajuda eu nada seria.

Agradeço fortemente ao Prof. Paulo Motta Craveiro, que me apoiou e ajudou nos estudos feitos aliados a sua empresa PR Assessoria e Física Médica, de Marília, SP.

Agradeço aos Amigos pela amizade conquistada nesses anos de Faculdade, Júlio Batista, André Próspero, Tiago Oliveira, Guilherme Martelini, Nilo Martin, Marcos Calabresi, Bruno Brenga, Gustavo Morlin, Eduardo Gonelli e Fabio Matos, os quais pela convivência, me ajudaram a evoluir e me tornar uma pessoa melhor, distinta de qualquer preconceito.

Agradeço ao Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa, pela sua amizade e pela ajuda na conquista deste título de Bacharel.

Por fim, agradeço a Laura Maria Costa Olaia que, desde seu primeiro ano de Faculdade divide seus sonhos e conquistas ao meu lado.

## Resumo

Com o avanço da tecnologia, no sentido da expansão do uso de exames médicos usufruindo da radiação ionizante para diagnóstico, surge também a preocupação no controle de qualidade, mantendo qualidade na imagem radiográfica, e baixa dose no paciente. Tendo como base a Portaria Federal 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária, a qual leva em consideração, a Justificação da prática e das exposições médicas individuais, a otimização da proteção radiológica, a limitação de doses individuais, e a prevenção de acidentes, foi feito ao longo deste trabalho, testes em equipamento de radiodiagnóstico médico, a fim de aceitá-lo ou não, de acordo com portaria SVS-453.

Com o auxílio e apoio da P&R Assessoria e Física Médica de Marília, SP, foram feitos Controles de Qualidades e Levantamentos Radiométricos em equipamentos de várias cidades pelo estado de São Paulo. O equipamento de radiodiagnóstico abordado neste trabalho foi de exames em Raios-X Convencional. Pela Portaria Federal SVS – 453, o controle de qualidade previsto no programa de garantia de qualidade, deve incluir o seguinte conjunto mínimo de testes de constância, com a seguinte frequência mínima: valores representativos de dose dada aos pacientes em radiografia e CT realizadas no serviço, sendo teste bianual; exatidão do indicador de tensão do tubo (kVp), exatidão do tempo de exposição, quando aplicável, camada semi-redutora, alinhamento do eixo central do feixe de raios-x, rendimento do tubo (mGy / mA min m<sup>2</sup>), linearidade da taxa de kerma no ar com o mAs, reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, reprodutibilidade do sistema automático de exposição, tamanho do ponto focal, integridade dos acessórios e vestimentas de proteção individual, sendo testes anuais; exatidão do sistema de colimação, sendo teste semestral; temperatura do sistema de processamento, sensitometria do sistema de processamento, estes semanais.

Para o Levantamento Radiométrico da sala foi feito um croqui da sala de exames em questão, sendo esta uma sala da Santa Casa de Misericórdia de Jales, SP, na qual medidas foram adquiridas em 5 pontos diferentes da sala, com uma câmara de ionização com sensibilidade em nGy, e então os valores aferidos foram comparados com valores permissíveis pela portaria SVS-453. Foi também aferido a radiação de fuga do cabeçote do tubo de raios-X a fim de comparar valores com os especificados legais da portaria.

Palavras-chave: Controle de Qualidade - Levantamento Radiométrico - Portaria Federal SVS 453 - Radiodiagnóstico.

## Abstract

Along with the advance of technology, in terms of the expansion of medical exams that uses the ionizing radiation for diagnosis, there is also the concern about quality control for maintaining quality in radiographic imaging and for delivering low dose to the patient. Based on the Federal Order 453 of the Secretariat of Health Surveillance, which takes account of the practical and justification of individual medical exposures, the optimization of radiological protection, limitation of individual dose, and the prevention of accidents, were done through this paper radiodiagnostic tests on medical equipment in order to accept it or not, according to SVS-453.

Along with the help and support of P&R Consulting and Medical Physics Marília, SP, were made Quality Control and Radiometric Control in equipment from various cities across the state of São Paulo. The equipment discussed in this work is classified as conventional X-ray. According to the Federal Order SVS-453, the quality control in the program of quality assurance should include the following minimum set of constancy tests, with following minimum frequency: biennial tests for representative values of dose given to the patients of radiography and CT performed in the service; annual tests for accuracy of the indicator tube voltage (kVp), accuracy of exposure time, half-value layer, aligning the central axis of the beam of x-ray tube, performance (mGy / mA.min.m<sup>2</sup>), linearity of the rate of kerma on air with the mAs, reproducibility of the kerma on air rates, reproducibility of the automatic exposure, focal spot size, integrity of accessories and clothing for individual protection; semiannually for collimation system accuracy; weekly for temperature processing system and sensitometry processing system.

For the room Radiometric Survey it was done a sketch of the examination room in question which is a room of the Santa Casa de Misericórdia of Jales, SP, and measures were acquired at 5 different points at the room using an ionization chamber with sensitivity in nGy, then the measured values were compared with permissible values for SVS 453. Leakage radiation of the x-ray tube head was also measured in order to compare values with the specified legal ordinance.

Key – Word: Quality Control - Radiometric Survey - Federal Order 453 of SVS – Radiodiagnostic.

## **Sumário**

1.	Introdução.....	8
2.	Metodologia.....	13
2.1.	Especificações do local da Inspeção.....	13
2.2.	Data da inspeção.....	13
2.3.	Descrição técnica do aparelho de raios-X.....	13
2.4.	Especificações dos aparelhos e aparatos de medida.....	14
2.5.	Conjunto mínimo de Parâmetros a serem Testados ou Verificados no Controle de Qualidade.....	15
2.6.	Conjunto mínimo de Parâmetros a serem Testados ou Verificados no Levantamento Radiométrico.....	18
2.7.	Valores a serem Testados na Radiação de Fuga do Cabeçote.....	19
3.	Resultados e Discussão.....	20
3.1.	Conclusão Final.....	27
4.	Referências Bibliográficas.....	28

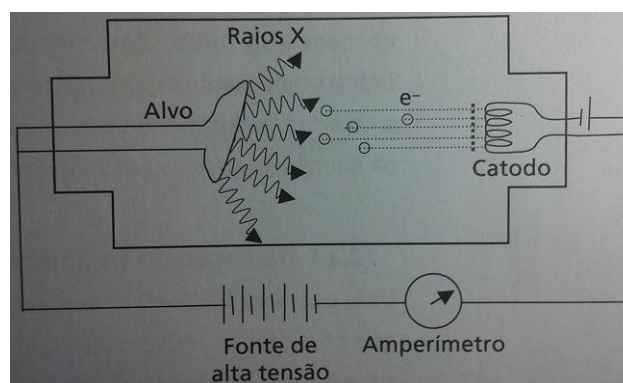
## 1. Introdução

Os raios-X foram descobertos, por Wilhelm Conrad Röntgen, em 1895, onde era professor de física da Universidade de Würzburg, na Alemanha, quando decidiu reproduzir o experimento de Philipp Lenard, o qual colocou uma janela de alumínio no chamado tubo de Crookes (descoberta de William Crookes, conhecido como raios catódicos). Röntgen denominou os raios-X de X, por suas características ainda não reveladas [1].

Em 1912 a natureza dos raios-X foi firmemente estabelecida como sendo uma onda eletromagnética de comprimento de onda muito menor que o da luz, por Max von Laue(1879-1960), físico alemão que concebeu a idéia de usar um cristal como rede de difração em experimentos de difração de raios-X. Entretanto naqueles anos ainda havia um debate quanto à natureza da luz, se era onda ou partícula [1].

Somente em 1920, com a teoria de dualidade onda-partícula, é que ficou estabelecido que a luz e os raios-X apresentavam caráter dual, e foi dado o nome de fóton à partícula associada à onda eletromagnética. Fora nesta mesma época que se descobriu que os raios gama emitidos espontaneamente pelos núcleos dos átomos radioativos são de igual natureza física dos raios-X, ou seja, ambos são ondas eletromagnéticas de frequências extremamente altas, maiores que a radiação ultravioleta.

A Figura 1 mostra esquema simplificado de um tubo emissor de raios-X



**Figura 1: Simple exemplo de uma ampola de raios-X.**

O filamento, ao ser aquecido, emite elétrons que são acelerados pela diferença de potencial  $V$  entre os eletrodos: cátodo e anodo. Quando os elétrons atingem o alvo, que



geralmente é feito de metal de alto ponto de fusão, como tungstênio ou o molibdênio, produzem raios-X [2].

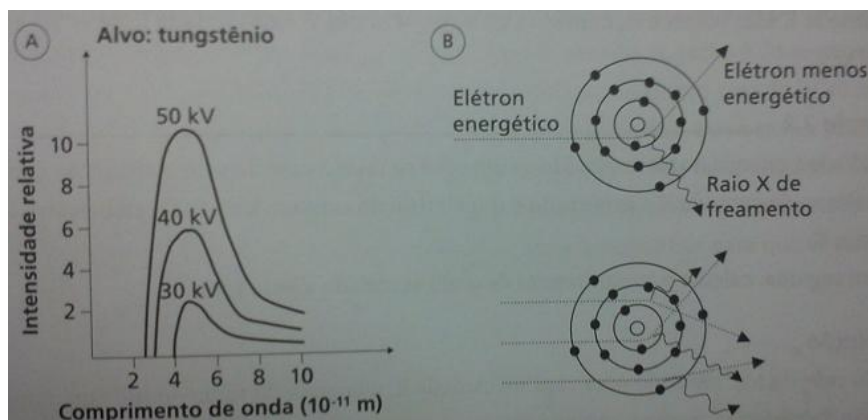
O contraste que se observa em radiografias, por exemplo, entre ossos e músculos, deve-se a diferença na absorção dos raios-X pelos diferentes tecidos do corpo [2].

Em um tubo de raios-x, a maioria dos elétrons incidentes sobre o alvo perde energia cinética de modo gradual nas inúmeras colisões, convertendo-a em calor. Esse é o motivo pelo qual o alvo deve ser de alto ponto de fusão como o Tungstênio (com ponto de fusão de 3,695K), ou de molibdênio (com ponto de fusão de 2896K). Em geral é ainda necessário resfriar o tubo por meio de diversas técnicas de refrigeração, que incluem materiais com grandes massas térmicas, cujo calor é extraído com circuito fechado de óleo e água corrente [2].

Os processos fundamentais envolvidos na produções dos raios-X são dois. Em um deles, os raios-X produzidos, chamados de raios-x de freamento, apresentam um espectro contínuo de energias, e no outro, chamados de raios-X característicos ou de fluorescência, um espectro de linhas ou raias, com energias bem definidas [2].

**Radiação de freamento:** Uma pequena fração dos elétrons incidentes no alvo aproxima-se dos núcleos dos átomos, que constituem o alvo. Eles podem perder de uma só vez, uma fração considerável de sua energia, emitindo um fóton de raios-X. Em outras palavras, um fóton de raios X é criado quando um elétron sofre uma desaceleração brusca devido à atração causada pelo campo coulombiano do núcleo. Os raios X assim gerados são chamados radiação de fretamento, tradução da palavra alemã Bremsstrahlung, e podem ter qualquer energia, que depende do grau de aproximação do elétron do núcleo e da energia cinética do elétron. Assim o espectro de raios-x de fretamento é contínuo, ou seja, os fótons de raios-x produzidos podem ter qualquer energia, desde valores próximos de zero até um valor máximo, o qual seria a energia cinética liberada de um elétron em certa camada. A energia máxima do fóton independe do material de que é feito o alvo, e depende somente da diferença de potencial  $V$ . A Figura 2A, mostra o espectro contínuo de raios-x produzidos em um tubo de alvo de tungstênio, para três valores do potencial acelerador. Ele é um gráfico de intensidade relativa ( $n^\circ$  relativos de fótons por comprimento de onda, em unidades arbitrárias) em função do comprimento de onda da radiação de Bremsstrahlung. Nota-se que quanto maior voltagem, maior a eficiência na produção de raios-x, e que o valor de  $\lambda_{\min}$  é

inversamente proporcional a  $V$ . Figura 2B mostra o processo de geração de um fóton de radiação de freamento [1].



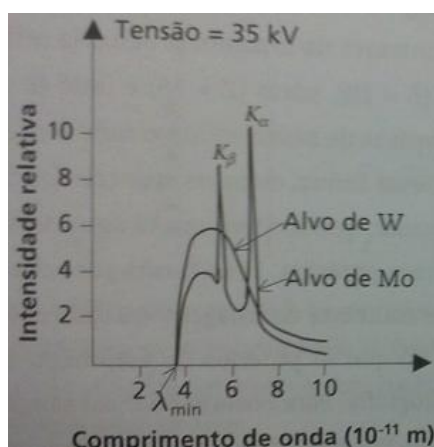
**Figura 2: A) Espectro contínuo de raios-x produzidos em um tubo de alvo de tungstênio, B) Processo de geração de um fóton de radiação de freamento**

**Raios-X Característicos:** Diferentemente dos fótons de freamento, que independem do material de que é feito o alvo e podem ter qualquer energia com limite no valor máximo, os raios-x característicos mostram uma assinatura do material e tem espectro de energia discreto, o qual fora descoberto pelo físico Charles Grover Barkla em 1917. Da mesma forma que um fóton de luz é emitido quando um elétron da camada mais externa de um átomo (elétron de valência) decai de um nível de energia mais alto (nível excitado) para outro de energia mais baixo, um fóton de energia na faixa de raios X é emitido quando as transições do elétron envolvem camadas mais internas do átomo. No primeiro caso, da emissão de um fóton de luz, a energia envolvida é da ordem de poucos eV, e no segundo, da emissão de um fóton de raios-X, de muitos keV [1].

Quando um elétron incidente no alvo remove um elétron da camada K, cria-se um buraco em seu lugar, que é imediatamente preenchido pela transição de um elétron da camada mais externa, por exemplo, da camada L, o qual, por sua vez será preenchido por um elétron da camada M, e assim por diante. Para arrancar um elétron da camada K de um átomo, o elétron incidente deve ter no mínimo, a energia de ligação do elétron nessa camada [2].

Na transição de um elétron da camada L para K, por exemplo, o excesso de energia é liberado sob a forma de um fóton, cuja energia corresponde à diferença entre  $E_L$  e  $E_K$ . No caso dos átomos de tungstênio W e molibdênio Mo, as energias totais dos elétrons nessa camada K são respectivamente, -69,5 keV e -20,0 keV, e da camada L, de -12,1 keV e -2,87 keV. Portanto no caso do Mo, havendo uma vaga na camada K, a

energia do fóton emitido quando um elétron da camada L passa a camada K é de 17,13 keV, e o comprimento de onda deste fóton emitido é de 0,0725 nm. Como os níveis de energia são específicos de cada átomo, os raios-X assim produzidos são característicos de cada elemento, o que explica esse nome. Os fótons de raios-X que constituem o espectro de linha são produzidos simultaneamente com os fótons de raios-X de freamento. A Figura 3 mostra o espectro de comprimento de onda de raios-X produzidos em um tubo com alvo de W e de Mo, quando se aplica um potencial desacelerador de 35 kV [2].



**Figura 3: Espectro de comprimento de onda de raios-X produzidos em um tubo com alvo de W e de Mo.**

Nota-se que o espectro com alvo de Mo, é a soma do espectro contínuo de Bremsstrahlung mais o de linha dos raios-x característicos,  $K_{\alpha}$  e  $K_{\beta}$ , emitidos quando os elétrons sofrem transição da camada L para K, e de M para K, mostrados como dois picos muito estreitos. O espectro com alvo de W só contém radiação de freamento, pois a energia do elétron de 35 keV incidente no alvo não é suficiente para arrancar um elétron da cama K, visto que sua energia total é de -69,5 keV. Note que  $\lambda_{\min}$  do fóton da radiação de freamento emitido, não depende do material de que é feito o alvo, é o mesmo para os dois [1].

Com o advento da descoberta e da nobre caracterização dos raios-x começaram os esforços para elaborar normas de proteção radiológica a fim de estabelecer limites de exposição à radiação ionizante para pessoas potencialmente expostas a radiação no cotidiano de seu trabalhos e para o público em geral, por isso fora criado o *Internacional X Ray and Radium Protection Committee*, em Estocolmo, em 1928, o qual hoje é chamado de ICRP (International Commission on Radiological Protection).

Cada país tem um órgão que faz adequações das normas internacionais e as adota para regulamentar o uso das radiações [1].

No Brasil, tal órgão é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), que elaborou em setembro de 1973, as “Normas básicas de proteção radiológica”. A Atualização mais recente dessa norma foi apresentada com o título “Diretrizes básicas de proteção radiológica” – NN-3.01 publicada no diário oficial da união em 18/01/2006. Além disso, a utilização de radiação em radiodiagnóstico médico e odontológico é regulamentada pela Portaria específica do Ministério da Saúde, que publicou, em 1998, a Portaria nº 453 (que aprovou o regulamento técnico denominado “Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico”), sendo que esta publicação leva em conta a ICRP-60 [1].

O objetivo principal das recomendações da ICRP é proteger a saúde humana e o ambiente contra os efeitos deletérios que resultam da exposição ionizante. A proteção radiológica tem como meta: evitar os efeitos determinísticos (reações teciduais), em geral de natureza aguda, que aparecem somente quando a dose excede um valor limiar; reduzir a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos, que aumenta com a dose e podem ser induzidos tanto por dose baixa como alta [2].

Com tanto os testes de controle de qualidade foram feitos, e os valores obtidos foram comparados com os aceitos pela portaria SVS 453. Tais valores tem por objetivo demonstrar a qualidade e a constância dos feixes de radiação X emitidos pelo equipamento em questão.

## 2. Metodologia

### 2.1. Especificações do local da Inspeção

- ✓ Nome: Santa Casa de Misericórdia de Jales
- ✓ Endereço: Rua João Amadeu, 2049
- ✓ Cidade-Estado: Jales - SP
- ✓ CEP: 15.700-000
- ✓ Telefone: (017) 3622-5000
- ✓ Responsável Civil: José Devanir Rodrigues
- ✓ Responsável Técnico: Mauro Carvalho

Local da inspeção: Radiologia

### 2.2. Data da Inspeção

Data da inspeção: 03/09/2011

### 2.3. Descrição técnica do aparelho de raios-X

Descrição técnica do aparelho de raios-X:

- ✓ Marca: Toshiba
- ✓ Modelo: DC 12MB-1
- ✓ Ano: n/c
- ✓  $kVp_{Max}$  : 120
- ✓  $mA_{Max}$  : 500
- ✓  $Tempo_{Max}$  de exposição: 5s
- ✓ Fase: Monofásico
- ✓ Filtração inerente: 1,00 mm Al
- ✓ Filtração adicional: 1,2mm Al
- ✓ Filtração total: 2,2 mm Al

#### Descrição técnica da processadora

- ✓ Marca: Macrotec e Macotec.
- ✓ Modelo: MX2 e MX2
- ✓ N° de série: n/c

#### **2.4. Especificações dos aparelhos e aparatos de medida**

##### Especificações dos equipamentos de medidas

- ✓ Dosímetro (Radcal Controller Model: 9015 – Ion chamber model: 90X5-6) Radcal Corporation. Calibrado no IPEN/CNEN. Cert. n° 0129/2011. Calibrado em 28/03/2011.
- ✓ Camada semi-redutora (Siemens HVL).
- ✓ Teste de Ponto focal (Dispositivo da MRA-SP). Testado no CIDRA/USP.
- ✓ Teste de coincidência de campo de luz/radiação (dispositivo da MRA-SP). Testado no CIDRA/USP.
- ✓ Teste de alinhamento vertical (dispositivo da MRA-SP). Testado no CIDRA/USP.
- ✓ Sensitometria (Sensitômetro digital da MRA-SP). Testado no CIDRA/USP.
- ✓ Fluke – Victoreen model 8000 – Nero mAx X-Ray Test Device. Certificado n° 71337/71336. Calibrado no IEE-USP, em 20/04/2011
- ✓ kVp Meter Radcal Tipo 9001 Unfors Instruments. Certificado n° 70763. Calibrado pelo IEE-USP, em 17/01/2011.
- ✓ Cronômetro Digital MRA X-Ray Timer Modelo CQ03, Relatório Preliminar de Calibração do CIDRA/USP. Certificado n° 0015-05/2010.
- ✓ Dose&Dose Rate Meter, Unfors Instruments – Model 6003, n° de série 55313. Certificate of Conformance n° 1302-5/2010 – Radcal Corporation/NIST and Swedish National Testing and Research Institute;
- ✓ Câmara de ionização: Radcal Corporation - 9015 – 10x5 – 180 – Cert 0128/2011, S/N 7198. Calibrado pelo IPEN/CNEN em 28/03/2011.
- ✓ Câmara de ionização: Radcal Corporation – 9015 – 10x5 – 1800 – Cert. De conformance 15/05/2011, S/N 10361. Calibrado pelo IPEN/CNEN em 28/03/2011.

## **2.5. Conjunto mínimo de Parâmetros a serem Testados ou Verificados no Controle de Qualidade:**

Ponto focal: Foi realizado o nivelamento do tubo de raios e da mesa com o nível de bolha. Foi colocado chassi com filme sobre a mesa e sobre este, o dispositivo para teste de ponto focal, o qual consiste em um alvo de metal pesado com onze pares de grupos de fendas de diferentes tamanhos, sendo que cada grupo consiste de três fendas; os grupos de pares são arranjados de forma tal que as fendas, se dividem em dois grupos adjacentes perpendiculares entre si. Os espaços entre as fendas nos onze grupos de pares seguem uma escala de decréscimo de 0,84 pares de linha/mm a 4,90 pares de linha/mm.

O padrão de teste é montado sobre um disco de lucite de 7,30cm de diâmetro, o qual contém uma blindagem de chumbo. Existem dois pequenos furos separados por 2 cm na blindagem de chumbo, para avaliar a ampliação e com isso localizar a distância à fonte de raios-X. O padrão está a 15,30cm acima da base do dispositivo. O feixe foi colimado e foi ajustada com a trena uma distância entre o padrão de fendas e o ponto focal do tubo em 46 cm. O dispositivo foi posicionado no sentido do eixo cátodo-ânodo. Todo conjunto foi irradiado com técnica de 40 kVp, 7 mAs em um filme envelopado (sem écran), em seguida revelado e interpretado [3].

Tensão de pico: Para o teste, foi colocada a câmara de ionização Fluke Biomedical Victoreen Nero mAx sobre a mesa paralelamente ao tubo de raios-X, sendo que a mesa e o tubo estavam nivelados com o auxílio do nível de bolha. A DFC (Distância Foco Câmara) usada no teste foi de 1m, aferido com a trena. Com o campo luminoso aberto exatamente sobre a área de detecção da câmara, foram escolhidos 5 diferentes valores de kVp e para cada valor nominal escolhido foram feitas 3 exposições para que fosse calculada a média dos mesmos. Com a média dos valores obtidos foi feito o desvio padrão em relação ao seu valor nominal [3].

Exatidão do tempo de exposição: Para o teste, foi colocado o cronômetro digital MRA-X Ray Timer-Modelo CQ03 sobre a mesa, paralelamente ao tubo de raios-X, sendo que a mesa e o tubo estavam nivelados com o auxílio do nível de bolha. Com o campo luminoso aberto exatamente sobre a área de detecção do cronômetro, foram escolhidos 7 diferentes valores de tempo e para cada valor nominal escolhido, foram

feitas 3 exposições para que fosse calculada a média dos mesmos. Com a média dos valores obtidos foi feito o desvio padrão em relação ao seu valor nominal [4].

Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar: Para o teste, foi colocada a câmara de ionização Fluke Biomedical Victoreen Nero mAx sobre a mesa paralelamente ao tubo de raios-X, sendo que a mesa e o tubo estavam nivelados com o auxílio do nível de bolha. Com o campo luminoso aberto exatamente sobre a área de detecção da câmara, foram feitas 5 exposições com o valor de kVp e mAs fixos. Para manter o mAs foi variado o tempo e o mA afim de mante-lo fixo [4].

Rendimento do tubo(mGy/mA.min m<sup>2</sup>): Para o teste, foi colocado um aparato sobre a mesa o qual se distanciava 30cm da mesa e a 1m do foco no tubo. Após o nivelamento do aparato com o nível bolha e as medidas aferidas com a trena, foi colocada a câmara de ionização *Dose&Dose Rate Meter*, Unfors Instruments-model 6001 sobre o mesmo, paralelamente ao tubo de raios-X. Foi aberto um campo luminoso de 30x30cm sobre a câmara. Variou-se o tempo e a corrente do tubo (mA) a fim de manter o mAs fixo, para que fosse testados o rendimento do aparelho. Com um kVp e mAs fixos foram feitas 3 exposições de onde foi calculada uma média [5;6].

Linearidade da taxa de kerma no ar com o mAs: Para o teste, foi colocada a camara de ionização *Dose&Dose Rate Meter*, Unfors Instruments-model 6001 sobre a mesa paralelamente ao tubo de raios-X, e a 1 m de DFF com o auxílio da trena, com a mesa e o tubo nivelados com o auxílio do nível de bolha. No equipamento foi fixado um valor nominal de kVp, e foram feitas 5 exposições variado o mA e o tempo, a fim de manter um mAs fixo. Para cada exposição foi feito a medida de dose na entrada da pele. Com os dados foi plotado um gráfico da linearidade do kerma com o mAs [3].

Camada semi-redutora(CSR) do feixe de raios-X: Para o teste, foi colocado um aparato sobre a mesa o qual se distanciava 30cm da mesa e a 70m do foco no tubo, aferidos com a trena. Após o nivelamento do aparato com o nível bolha foi colocada a câmara de ionização Fluke Biomedical Victoreen Nero mAx sobre a mesa, ortogonalmente abaixo do aparato, e paralelamente ao tubo de raios-X. Após este posicionamento abriu-se um campo luminoso do tamanho da área do aparato, e foi feita uma exposição com um kVp fixo, anotando o valor de dose aferido pelo detector. Após



a primeira exposição foram feitas exposições com kVp e mAs já usado anteriormente, porém agora posicionando acima do aparato, placas de alumínio de valores predefinidos a fim de barrar o feixe primário de radiação. As placas que foram colocadas distintamente sobre o aparato, tinham 1mm, 2,3mm e 3,3mm Al e com as exposições feitas sobre cada uma delas foi traçado um gráfico de CSR em função das 4 exposições adquiridas [4].

#### Avaliação de alinhamento vertical e coincidência do campo de luz e radiação-x:

Para este teste usaremos um filme radiográfico com écran, o dispositivo de alinhamento vertical da MRA, e o dispositivo de coincidência do campo luminoso com o campo de radiação da MRA. Posicionamos o filme sobre a mesa alinhado paralelamente ao tubo de raios-X, e posicionados a 1m da DFF, com o auxílio da trena. Foi colocado o aparato de coincidência de campo de luz sobre o filme, e acima deste, colocou-se o aparato de alinhamento vertical centralizado com o aparato de coincidência de campo de luz. Após esse posicionamento, o campo luminoso foi aberto até a marca predefinida da placa de coincidência de luz. Após essa exposição, o campo luminoso foi aberto no tamanho do limite físico da placa de teste do campo luminoso, e foi feita mais uma exposição. Com a imagem obtida obtemos os resultados [4].

Padrão de dose dada ao paciente no exame mais solicitado: O tubo de raios-X foi ajustado na posição vertical, mantendo uma distância foco filme de 180cm, com auxílio da trena e abertura de foco de 35x35cm. A Técnica utilizada foi de 80 kVp, 200mA e 16mAs (mesma técnica utilizada para raios-X de tórax na posição PA, incidência mais utilizada no serviço). A seguir o chassi foi posicionado no bucky vertical(estativa), e diante desse foi posicionado o “phantom” (simulando o paciente) e o objeto simulador para contato tela-filme com função de definir qualidade da imagem. Diante de todo o conjunto foi posicionada a câmara de ionização *Dose&Dose Rate Meter*, Unfors Instruments-model 6001. Após o posicionamento foram realizadas três exposições, e anotados os valores [3;5;6].

### Acessórios

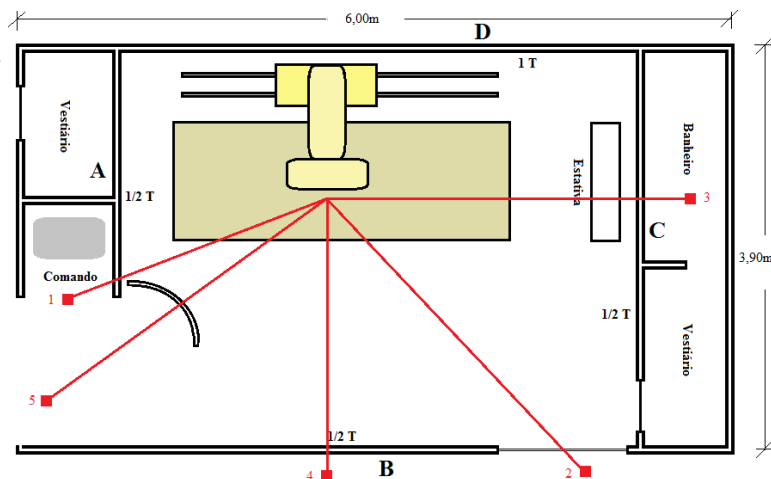
- ✓ Cabine (vidro plumbífero): Sim
- ✓ Diafragmas: Diafragma regulável
- ✓ Porta Chassis: não
- ✓ Identificador de Filme: sim
- ✓ Bucky: sim
- ✓ Aventais: Sim de 0,5mm Pb

## **2.6. Conjunto mínimo de Parâmetros a serem Testados ou Verificados no Levantamento Radiométrico**

### Procedimentos de Medida:

As medidas foram efetuadas com a câmara de ionização Radcal Corporation – 9015 – 10x5 – 1800cc a 1m em relação ao piso externo da sala e afastada de 25cm das barreiras, com o auxílio da trena. Foi utilizado um fantoma de água como simulador. A técnica utilizada na monitoração foi: 80 kVp - 200 mA - 2 seg, super estimando a técnica mais usada na rotina. Foram feitas 5 posições da sala. E o croqui da sala segue na Figura 4 [3;4].

**Croquis (Fora de escala)**  
parede baritadas até 2,20m de altura  
porta principal com 1,5mm Pb



**Figura 4: Croqui da sala em questão, com a localização dos pontos aferidos.**

### Materiais das Paredes:

- ✓ Parede A: Tijolo comum com 1cm de barita até altura de 2,20m.
- ✓ Parede B: Tijolo comum com 1cm de barita até altura de 2,20m.
- ✓ Parede C: Tijolo comum com 1cm de barita até altura de 2,20m.
- ✓ Parede D: Tijolo comum com 1cm de barita até altura de 2,20m.

Espessuras das Paredes:

- ✓ Espessura da parede A: 1/2 Tijolo.
- ✓ Espessura da parede B: 1/2 Tijolo.
- ✓ Espessura da parede C: 1/2 Tijolo.
- ✓ Espessura da parede D: 1 Tijolo.

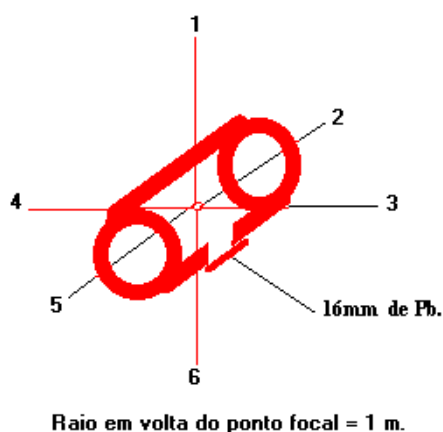
Acessórios:

- ✓ Cabine de comando: sim.
- ✓ Biombos: não.
- ✓ Aventais de 0,5mm Pb: sim.
- ✓ Gargantilha para proteção da tireóide: sim.
- ✓ Empresa responsável pela dosimetria pessoal: Sapra.

**2.7. Valores a serem Testados na Radiação de Fuga do Cabeçote**

Fuga do Cabeçote

Foram feitas medidas ao redor do cabeçote de raios-X com a câmara Radcal Corporation - 9015 – 10x5 – 180cc, em 6 pontos previamente destinados como mostra Figura 5, num raio de 1m do foco, aferido com a trena [3;6].



**Figura 5: Posições aferidas para a radiação de fuga do cabeçote no aparelho.**

### 3. Resultados e Discussão

Resultado dos Parâmetros Testados no Controle de Qualidade.

#### Ponto focal

Procurou-se a imagem do menor grupo, paralelo ao eixo cátodo-ânodo, onde todas as três barras foram resolvidas sobre o filme. Um grupo de barras pode ser considerado resolvido, quando a imagem de todas as três barras possa ser vistas no campo de raios-X. Usou-se a tabela NEMA Standard-XR5-1974 para determinar o ponto focal através do menor grupo de fendas resolvido. Pelo fato do tamanho dos grupos de barras sofrerem variação, o desvio padrão neste teste pode atingir o valor máximo de 16% do valor indicado. De acordo com as medidas feitas e mostradas na Tabela 1, o aparelho encontra-se dentro do valor estipulado para o ponto focal.

**Tabela 1 : Medida feitas relacionadas ao ponto focal do aparelho de raios-X**

Ponto Focal (PF)	Grande	Pequeno
Tamanho Indicado	2,0mm x 2,0mm	1,2mm x 1,2mm
Tamanho Medido	1,9mm x 1,9mm	1,1mm x 1,1mm
Erro Obtido	5%	9%

#### Tensão de Pico

O indicador de tensão do tubo deve apresentar um desvio (diferença entre o valor nominal e o valor medido) no intervalo de  $\pm 10\%$  em qualquer corrente de tubo selecionada (Portaria SVS nº 453 de 01/06/98). De acordo com os resultados obtidos na Tabela 2, o equipamento apresenta-se dentro das especificações.

**Tabela 2: Valores nominais e medias de valores medidos e seus desvios.**

kV			
Nominal	Medido	Desvio	% Desvio
50	51,20	1,20	2,40
60	63,30	3,30	5,5
70	74,2	4,2	6,0
90	97	7	7,78
100	107,8	7,8	8,67
<b>Desvio Médio</b>		1,68	0,02
<b>Max Desvio</b>		7,8	7,78

Exatidão do tempo de exposição.

O indicador de tempo de exposição deve apresentar desvio (diferença entre o valor nominal e o valor medido) no intervalo de  $\pm 10\%$  em qualquer tempo de exposição normalmente usado no serviço. Por isso observamos através da Tabela 3 que apenas para o valor de tempo nominal 0,8s a exatidão encontra-se fora dos padrões de 10%. Porém é uma diferença de apenas 0,35% que a qual não implica numa reprovação do aparelho.

**Tabela 3: Valores nominais e medias de valores medidos e suas exatidões.**

Exatidão do tempo de Exposição (seg)		
Valor Nominal	Valor Médio Medido	E(%)
0,05	0,049	2%
0,12	0,13	-8%
0,2	0,21	-5%
0,4	0,409	-2%
0,6	0,601	0%
0,8	0,717	10,35%
1	1,001	0%

#### Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no ar.

Para um dado mAs, o qual foi 100mAs e kVp fixo de 80kVp, a taxa de kerma no ar deve ser reprodutível em  $\pm 10\%$ . Isto é, para um grupo de 5 medidas, a diferença máxima entre duas medidas deve ser menor que 10% do valor médio (Verdadeiro para menor). Podemos ver através da tabela 4 que o aparelho encontra-se dentro das normas estabelecidas pela SVS 453.

**Tabela 4: Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar.**

Medidas do mAs/taxa de kerma			
mAs	Taxa de kerma( $\mu\text{Gy/s}$ )		
100	410,8	MAXIMA	410,8 $\mu\text{Gy/s}$
100	398,7	Diferença Max.	1,9
100	388,4	Resultado	Verdadeiro
100	327,4	10% Media	40,89 $\mu\text{Gy/s}$
100	408,9		

#### Rendimento do Tubo.

Para uma tensão de tubo de 80 kV, o rendimento de um sistema com gerador trifásico ou multipulso com filtração apropriada do equipamento, deve estar no intervalo de 4,8 a 6,4 mGy/mA.min.m<sup>2</sup>, e para um gerador monofásico com retificação de onda completa, ou seja com o rebatimento da onda negativa para o valor positivo dela, deve estar entre 2,4 a 4,8 mGy/mA.min.m<sup>2</sup>. De acordo com a Tabela 5 podemos ver que o aparelho encontra-se com um baixo rendimento. Este pode estar com algum problema envolvendo a ampola, como exemplo, alguns elementos indesejáveis produto da interação dos raios catódicos com o alvo de Tungstênio, onde estes podem estar liberados na ampola causando uma dificuldade no transito dos raios-X produzidos.

**Tabela 5: Valor médio de rendimento em mGy/mA.min.m<sup>2</sup> encontrado no aparelho.**

Valor médio encontrado – gerador monofásico

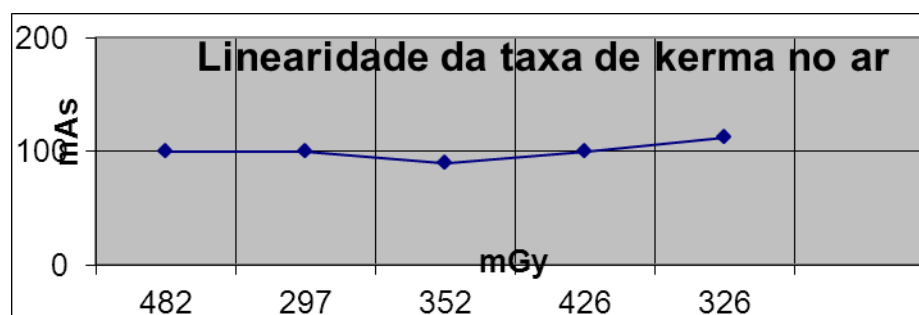
**1,8 mGy/mA.min.m<sup>2</sup>**

### Linearidade da taxa de kerma no ar.

Para uma dada tensão do tubo, a taxa de kerma no ar deve ser linear com o produto da corrente pelo tempo (mAs) para a faixa de corrente e de tempo utilizado rotineiramente pelo serviço. O desvio (diferença entre duas taxas de kerma no ar expressas em mGy/mAs) máximo não deve ultrapassar 20% do valor médio, para todas as combinações de tempo e corrente comumente utilizadas. Com a Tabela 6 vemos os valores máximos e valores mínimos, e com ele vemos que para 50mA a 2s, e, 100mA e 1s, a taxa de kerma encontra-se fora da normalidade, mas como foram adquiridos 6 medidas, o Gráfico 1 encontra-se linear, portanto este equipamento esta apto da sua função.

**Tabela 6: Valores da taxa de kerma no ar.**

Linearidade da taxa de kerma no ar			
mA	s(seg)	mAs	mGy
50	2	100	482
100	1	100	297
150	0,6	90	352
200	0,5	100	426
250	0,45	112,5	326
Valor Médio de kerma : 376,6 mGy		Valor Máximo: 451,92 mGy Valor Mínimo: 301,28 mGy	



**Gráfico 1: linearidade da taxa de kerma.**

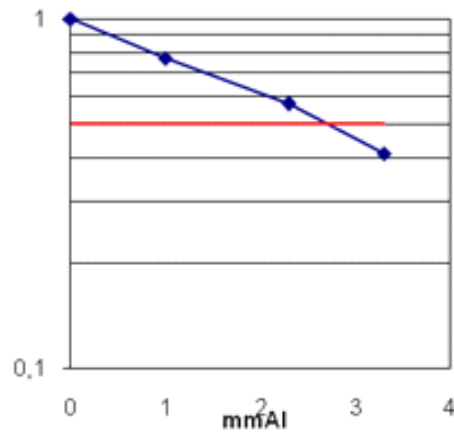
### Camada semi-redutora(CSR) do feixe de raios-X

O valor da camada semi-redutora do feixe útil não deve ser menor que o valor mostrado na Tabela 7 (Portaria n.º 453 - Ministério da Saúde - 01/06/98), para uma dada tensão do tubo e fase, de modo a demonstrar conformidade com os requisitos de filtração mínima. Usando 80 kVp, obtivemos uma CSR de aproximadamente 2,7cm. Podemos também acompanhar o Gráfico 2 o qual nos mostra a CSR do aparelho em função das placas de alumínio.

**Tabela 7: CSR medidas e valores pré-definidos pela portaria SVS 453.**

Valores Mínimos de camada semi-redutora(CSR) em função da fase e da tensão do tubo						
kVp			CSR(Camada semi-redutora) mm Al			
			Monofásico			Trifásico
60			1,3			1,4
70			2,1			2,3
80			2,3			2,6
90			2,5			3
100			2,7			3,2
110			3			3,5
120			3,2			3,9
130			3,5			4,1
kV médio	kV efetivo	kV Max	Msec	mR	mAs	mm Al
87,0	78,2	88,4	184,6	94,5	0	0
87,7	78,9	89,1	184,6	72,9	0	1
88,4	79,3	89,3	184,6	53,8	0	2,3
77,0	71,2	78	185,1	38,8	0	3,3



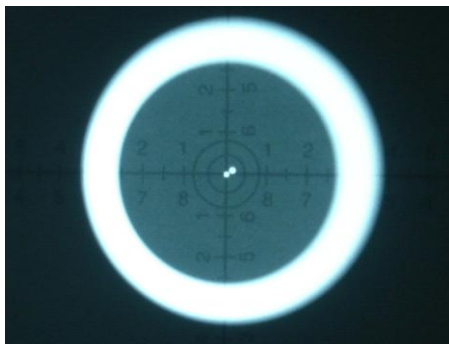


**Gráfico 2: Feixe de radiação em função do tamanho das placas de alumínio**

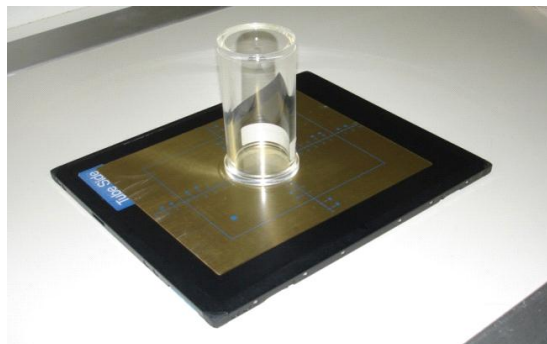
Avaliação de alinhamento vertical e coincidência de campos de luz e radiação.

Para verificar o alinhamento vertical é observado o posicionamento na imagem das esferas do dispositivo da MRA centralizado em cima de um filme como mostra figura 3. Com relação aos círculos gerados no filme pelo dispositivo de alinhamento para teste de colimador, as distancias não devem superar 2% da distancia foco-filme ou o eixo central do feixe de raios-X deve apresentar desvio de alinhamento menor que 3 graus em relação ao eixo perpendicular ao plano do receptor de imagem como mostra figura 4.

Para a avaliação da coincidência do campo luminoso com o campo de radiação, deve-se medir a diferença entre as bordas do campo de radiação e as bordas do campo luminoso, o qual não deve exceder 2% da distancia entre o ponto focal e a mesa. Averiguou-se que a coincidência dos campos de luz e radiação estão dentro dos valores permitidos pela norma.



**Figura 3: Alinhamento Vertical**



**Figura 4: Resultado das exposições.**

### Padrão de dose dada ao paciente no exame mais solicitado

Estes valores foram comparados com os níveis de referência de radiodiagnóstico para fins de otimização (Anexo A - Portaria nº 453 – Ministério da Saúde – 01/06/98). E pela portaria temos que a dose máxima para o exame de torax é de 0,4mGy e vemos através da Tabela 8 que o aparelho resulta em um resultado satisfatório.

**Tabela 8: Dose entrada na pele pelo exame mais feito no estabelecimento.**

DEP (Dose entrada na pele)					
Tipo de Exame mais comum	kV	mAs	DFPe(cm)	Campo (cmxcm)	DPE(mGy)
Torácico PA	80	16	180	35x35	0,18

### Levantamento Radiométrico

Utilizando os valores das medidas (mSv/h), devidamente corrigidos para cada ponto de interesse, calcula-se o nível radiométrico a partir da seguinte relação 1:

$$N\left[\frac{mSv}{semana}\right] = U \cdot T \cdot \frac{L\left[\frac{mSv}{h}\right] \cdot t\left[\frac{h}{semana}\right] \cdot I\left[mA\right]}{I_{med}\left[mA\right]}$$

### **Equação 1: Fatores que são levados em conta no nível radiométrico.**

Onde:

N é o nível radiométrico.

L é a taxa de dose.

$I_{med}$  é a corrente anódica utilizada na monitoração.

I é a corrente anódica máxima utilizada na instituição.

t é o tempo que o feixe fica ligado por semana.

U é o fator uso para a vizinhança em questão (NCRP-49).

T é o fator ocupacional para a vizinhança em questão (NCRP-49).

Esses níveis são comparados com os níveis recomendados para indivíduos do público e trabalhadores, que são respectivamente  $N_{público} = 0,02mSv/semana$  e  $N_{trabalhador} = 1mSv/semana$ .

Os valores obtidos no cálculo dos níveis radiométricos estão listados na tabela 9. Então observa-se que o levantamento desta sala esta dentro dos padrões da norma.

Obs: o valor 0 obtido, significa que a leitura está abaixo do nível mínimo de registro do equipamento utilizado.

**Tabela 9: Valores aferidos nos pontos de 1 a 5 com seus níveis calculados.**

Ponto	U	T	Leituras (mSv/h)	N(mSv/semana)
1	1	1	0,01	0,003
2	1	0,25	0,02	0,001
3	1	0,25	0	0
4	1	0,25	0	0
5	1	1	0	0

#### Radiação de fuga do cabeçote

A câmara foi colocada nas 6 posições ao redor do cabeçote, e as medidas foram efetuadas na ordem de 1 a 6. A média dessas medidas foi de 0,06 mGy/h, onde de acordo com a portaria, este aparelho encontra-se dentro das especificações. Pois de acordo com a norma, equipamentos de quilovoltagem até 125 kVp não devem ultrapassar 0,25mGy/h e para aparelhos com kilovoltagem acima deste valor é aceito até 1 mGy/h.

### **3.1 Conclusão final**

Pelos testes realizados e os resultados obtidos, vemos que o aparelho médico de raios-X encontra-se dentro das especificações da norma, mesmo este tendo um rendimento abaixo da média. Este valor de rendimento abaixo do permissível pode ser obra das partículas liberadas pelo contato dos raios catódicos com o alvo, deixando dentro da ampola, elementos indesejáveis os quais podem atrapalhar a passagem dos raios-X formados. Este valor não permitido pela norma é aceito, pois todos os outros testes realizados estavam dentro das especificações, portanto o equipamento está apto a realizar exames em radiodiagnósticos no hospital em que este está instalado.

#### **4. Referências Bibliográficas**

1. Okuno, Emico; Yoshimura, Elisabeth Mateus. Física das Radiações: 1ª Edição. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. 296 p. Bibliografia: ISBN 978-85-7975-005-
2. Johns, Harold Elford; Cunningham, John Robert. Physics of Radiology: Fourth Edition. Springfield, Illionois, USA: Charles C. Thomas Books, 1983. 800 p. ISBN 0-398-04669-7.
3. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria 453/98 – Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho de 1998.
4. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução – RE nº 64, de 04 de abril de 2003.
5. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução – RE nº 1016, de 03 de abril de 2006.
6. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução – SS nº 625, de 14 de dezembro de 1994.