

# Padronização de feixes de raios-X para uso em radiologia odontológica

M. C. F. Fragoso; M. L. Oliveira; M. A. P. Santos

<sup>1</sup> Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste, Comissão Nacional de Energia Nuclear 50740-540,

Recife -PE, Brasil

*mariacc05@yahoo.com.br*

(Recebido em 29 de julho de 2008; aceito em 09 de setembro de 2008)

---

Para estabelecer características, aspectos ou propriedades dos equipamentos utilizados em radiologia, laboratórios primários vêm oferecendo uma série de condições de irradiações bem definidas, comumente chamadas de qualidades de radiação. Conjuntos de qualidades de feixes raios-X têm sido caracterizados e padronizados em diversos campos de aplicação da radiação ionizante exceto na área de odontologia. O presente trabalho objetiva padronizar feixes de raios-X de referência para utilização em tal área, contribuindo para um controle das características metroológicas dos equipamentos, estas que afetam diretamente na qualidade do procedimento e, conseqüentemente, no produto final.

Palavras-chave: Qualidades de radiação, padronização, metrologia, radiologia odontológica

In order to establish characteristics, aspects or properties of equipments used in radiology, standard laboratories offer series of conditions of well defined ionizing radiations called radiation qualities. Sets of qualities of beam X-rays have been characterized and standardized in several fields of application of the ionizing radiation, except for the dental radiology. The present work aims to standardize X-ray beams of for use in such area, contributing for controlling metrological characteristics of equipments, which affect directly the quality of the procedure and, consequently, in the final product.

Keywords: Radiation quality, standardization, metrology, dental radiology

---

## 1. INTRODUÇÃO

As invenções geradas pelos homens em busca de bem-estar e melhorias das condições de vida vêm trazendo enormes benefícios para a humanidade, porém, não são raros os efeitos indesejados que as acompanham. No que diz respeito à radiação ionizante, logo foram descobertos os primeiros danos que esta poderia ocasionar [1,2].

A medicina é a principal causa de exposição do ser humano às fontes artificiais de radiação. Dentre as suas aplicações, as que mais contribuem para a exposição da população correspondem ao radiodiagnóstico médico e odontológico [3]. Diante disso, faz-se necessário que todas as precauções, no sentido de evitar exposições desnecessárias e doses inadequadas, sejam rigorosamente respeitadas. A exposição da população pode ser significativamente reduzida não implicando, entretanto, qualquer prejuízo na qualidade diagnóstica ou terapêutica.

Organizações internacionais e nacionais recomendam normas de segurança e proteção radiológica visando à segurança daqueles que trabalham com radiação ionizante e do público em geral. Uma das organizações internacionais mais importantes é Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) que, por meio da sua publicação 60, estabeleceu que nenhuma prática que envolva exposição à radiação ionizante deve ser adotada a menos que produza benefício suficiente aos indivíduos de modo a compensar todo o detrimento causado por esta exposição [4].

No Brasil, o Ministério da Saúde, por intermédio da Portaria N° 453, estabeleceu as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Esta norma, além de regulamentar a produção, comercialização e utilização de produtos e equipamentos emissores de radiações ionizantes, procura garantir a qualidade dos serviços de radiodiagnóstico prestados à população, assim como assegurar os requisitos mínimos de proteção radiológica aos pacientes, aos profissionais e ao público em geral [5].

A radiologia odontológica é a especialidade que tem como objetivo a aplicação dos métodos exploratórios por imagem com a finalidade de diagnóstico, acompanhamento e documentação buco-maxilo-facial e estruturas anexas. Para isso, faz uso de aparelhos de raios-X odontológicos, os quais são fabricados visando menores custos e melhor adaptação às salas onde serão instalados. Um levantamento realizado entre 1991 e 1996, estimou 75.000 aparelhos de raios-X odontológicos, correspondendo a 30% do número de radiografias anuais realizadas [3].

Diante disso, verifica-se a necessidade de um controle sobre os procedimentos utilizados nesta área para obtenção de imagens radiográficas, para que não ocorra um risco de doses de radiação excessiva. O programa de garantia da qualidade em radiologia odontológica tem como objetivo produzir, com segurança, imagens diagnósticas com qualidade suficiente para permitir o diagnóstico correto, com o menor custo possível e menor exposição do paciente à radiação ionizante.

A preocupação na proteção radiológica e no controle de qualidade, tanto em relação aos critérios de imagem quanto aos parâmetros do próprio equipamento odontológico, tem levado pesquisadores a realizarem avaliações dos parâmetros da técnica radiológica que influenciam na dose e na imagem, levando ao desenvolvimento de instrumentos capazes de avaliar tais parâmetros [6].

Para estabelecer características, aspectos ou propriedades dos equipamentos utilizados em radiologia, laboratórios primários vêm oferecendo uma série de condições de irradiações bem definidas, comumente chamadas de qualidades de radiação. A qualidade de um feixe de raios-X pode ser especificada em termos da 1ª e 2ª CSR ou coeficiente de homogeneidade, da tensão aplicada ao tubo e da filtração total.

Conjuntos de qualidades de feixes de raios-X, na área de radiologia diagnóstica, têm sido caracterizados por laboratórios de metrologia. Como exemplo, tem-se o laboratório primário alemão PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt), que inclui no seu programa de calibração as qualidades de radiação segundo as normas DIN 6872[7] e IEC 61267 [8]. A implantação de feixes padronizados para radiologia diagnóstica visa oferecer uma possibilidade consistente de calibração de cada tipo de instrumento com um espectro de radiação o mais próximo possível do feixe utilizado na prática clínica [9].

A caracterização e padronização de qualidades de feixes de raios-X têm sido observadas em diversos campos da aplicação da radiação ionizante, exceto na área de radiologia odontológica. Este trabalho teve como objetivo padronizar feixes de raios-X de referência para utilização em tal área contribuindo para um controle das características metrológicas dos equipamentos que afetam diretamente na qualidade do procedimento e, conseqüentemente, no produto final.

## 2.MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização deste trabalho foram utilizados sete equipamentos de raios-X comerciais e um equipamento de raios-X odontológico monofásico variável, desenvolvido no CRCN-NE (Figura 1). O sistema odontológico variável foi utilizado para a definição inicial das qualidades dos feixes de raios-X odontológicos, para as tensões de 50, 60 e 70 kV.



Figura 1: Sistema de raios-X monofásico variável desenvolvido no CRCN-NE.

Para a padronização de feixes na área odontológica fez-se necessária a determinação de parâmetros importantes e, por isso, foi realizada uma série de testes que serão descritos a seguir.

A camada semi-redutora (CSR) é definida como a espessura de um determinado material que atenua o feixe de radiação à metade do seu valor inicial [10]. A 1ª e a 2ª CSR do equipamento de raios-X odontológico variável e dos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais foram obtidas por meio de um sistema espectrométrico constituído por uma câmara de ionização cilíndrica, não selada, com 6cm<sup>3</sup> de volume sensível, modelo 10X5-6, um conversor (pré-amplificador), modelo 9060, e um eletrômetro, modelo 9015. A câmara de ionização acoplada ao eletrômetro foi posicionada no centro do campo de radiação a uma distância foco-câmara de 100 cm (Figura 2). Os filtros de alumínio com pureza superior a 99,99 % e com espessuras variando de 0,05 a 2,00 mm foram colocados a uma distância de 50 cm em relação ao foco.

A filtração inerente do sistema odontológico variável foi obtida a partir de medidas de CSR, sem filtração adicional conforme procedimento estabelecido na literatura[11]. Os parâmetros radiográficos utilizados foram: tensão de 60kV e corrente de 1 mA, no modo fluoroscópico.

A verificação da tensão dos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais foi realizada por meio de um medidor de kVp não-invasivo Fluke, modelo Victoreen 4000+, de leitura direta, posicionado a uma distância de 20 cm e com um tempo de exposição de 2 s.

Para a realização da espectrometria no equipamento de raios-X variável e nos equipamentos odontológicos comerciais foi utilizado um sistema espectrométrico da Amptek constituído de um detector de CdTe, modelo XR-100T, de dimensões 3x3x1 mm<sup>3</sup>, um amplificador e fonte, modelo PX2T, um analisador multicanal, modelo MCA8000A com software de aquisição de dados e pinhole de chumbo. Os espectros foram obtidos a uma distância foco-detector de 2,5 m com filtração adicional de 2,5 mmAl. Os espectros obtidos também foram utilizados para determinar os valores de energia máxima de cada feixe de radiação, que corresponde numericamente ao valor de kVp. Os valores de kVp obtidos pela espectrometria foram posteriormente comparados aos obtidos com medidor não-invasivo.

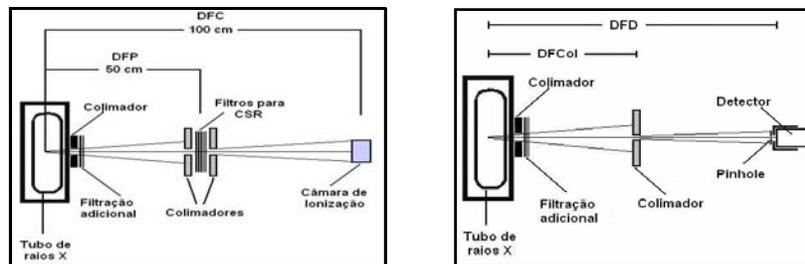


Figura 2: Arranjos experimentais para determinação das CSRs e para espectrometria dos feixes de raios-X, respectivamente.

### 3.RESULTADOS E DISCUSSÃO

O valor de CSR para o equipamento de raios-X monofásico variável encontrado por meio da curva obtida foi de 1,32 mmAl, estando de acordo com os valores mínimos exigidos pela Portaria N° 453 do Ministério da Saúde (Figura 3). No que diz respeito aos sete equipamentos odontológicos comerciais, os valores determinados das CSRs variaram entre 1,16 e 1,46 mmAl para a 1ª CSR e entre 2,60 e 3,47 mmAl para a 2ª CSR. A exceção foram dois equipamentos (E e F) que tiveram um comportamento diferente dos demais, comportando-se como se o feixe de radiação fosse bastante filtrado. Acredita-se que este resultado discordante tenha sido influenciado pela radiação espalhada, uma vez que esta medida foi realizada no próprio consultório médico.

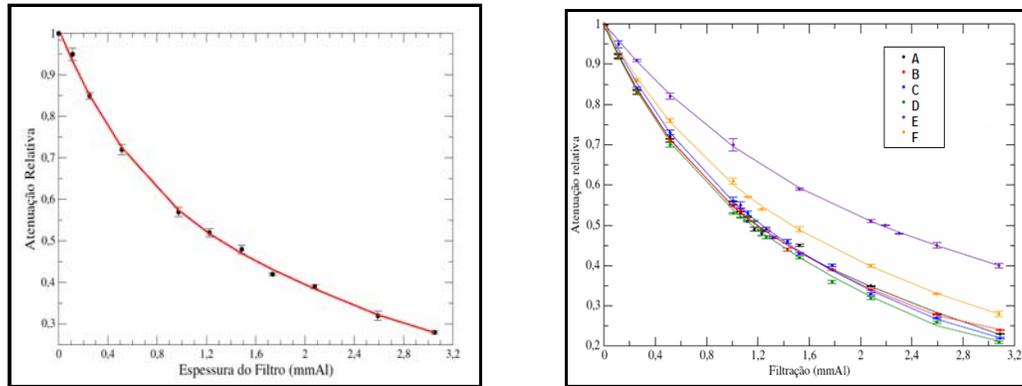


Figura 3: Curvas de atenuação para determinação das medidas de CSRs do sistema odontológico variável e dos equipamentos de raios-x odontológicos comerciais, respectivamente.

A filtração inerente do sistema odontológico variável obtida por meio da análise da CSR, sem filtração adicional, foi de 1,21 mmAl.

Os valores de kVp obtidos por meio do medidor de kVp não-invasivo são mostrados na Tabela 1. A Portaria N° 453 do Ministério da Saúde não estabelece um valor aceitável de kVp e nem discrimina que grandeza (kVp médio, kVp efetivo ou kVp máximo) relacionada ao kVp deve ser aplicada; ela apenas estabelece que a tensão medida no tubo não deve ser inferior a 50 kVp, com tolerância de -3 kV. Constata-se que, em relação ao kVp máximo, a variação máxima encontrada em relação ao kVp nominal foi de 9,4%, o que, de acordo com protocolos de controle de qualidade utilizados em radiodiagnóstico, inclusive a Portaria N° 453, é considerado aceitável.

Tabela 1: Medidas dos kVp dos equipamentos odontológicos comerciais.

<i>Equipamento</i>	<i>kVp médio Fluke</i>	<i>kVp máximo Fluke</i>
A	41,86	49,91
B	42,69	49,71
C	55,23	58,32
D	56,66	73,13
E	56,26	72,47
F	65,08	70,28
G	55,23	58,32

Em relação à espectrometria, os espectros obtidos nos equipamentos odontológicos comerciais foram separados em grupos de espectros com energia de 50, 60 e 70 keV para comparação ao espectro do equipamento de raios-X odontológico variável (Figuras 4, 5, 6 e 7). De acordo com estas figuras, o espectro do feixe de radiação do equipamento de raios-X variável concordou melhor com o grupo de 50 keV (Figura 5). Para os demais grupos, houve uma diferença na energia máxima encontrada no equipamento de raios-X variável em relação aos odontológicos comerciais. A variação máxima dos odontológicos do grupo de 60 keV em relação ao equipamento de raios-X variável foi de 13,3% e, para o grupo de 70 keV, foi de 14,2%. Estas diferenças devem-se ao fato de que os aparelhos odontológicos comerciais possuem uma variação bastante significativa nas suas características metrológicas. Além disso,

o sistema de raios-X variável permite o ajuste do kVp e mA e sua tensão é estabilizada por meio de um estabilizador especial.

Por meio da espectrometria também foi possível determinar o kVp de cada equipamento odontológico comercial, podendo assim comparar os valores obtidos pelo medidor de kVp não-invasivo (Tabela 2). Os valores de kVp determinados pelos espectros apresentaram boa concordância com o valor do kVp máximo do medidor não-invasivo, demonstrando uma variação máxima de 9,1% em relação a este último.

Tabela 2: Medidas dos kVp dos equipamentos odontológicos comerciais no espectrômetro de CdTe.

<i>Equipamento</i>	<i>kVp espectrômetro</i>
A	48,0
B	45,5
C	53,0
D	52,0
E	52,0
F	66,0
G	61,0

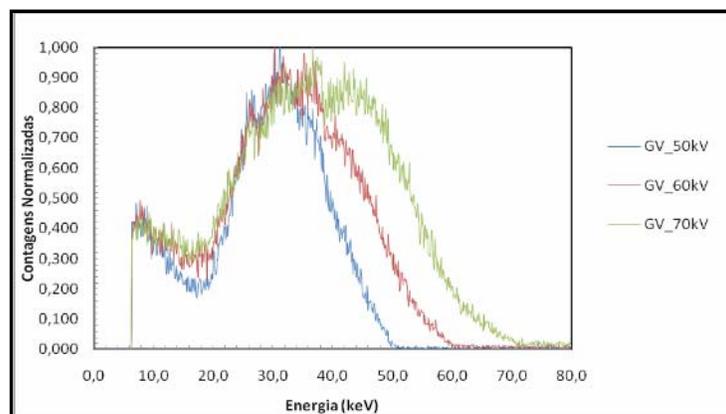


Figura 4: Espectros, sem correção, obtidos no equipamento de raios-X variável, para as tensões nominais dos equipamentos odontológicos comerciais (50,60 e 70 kV).

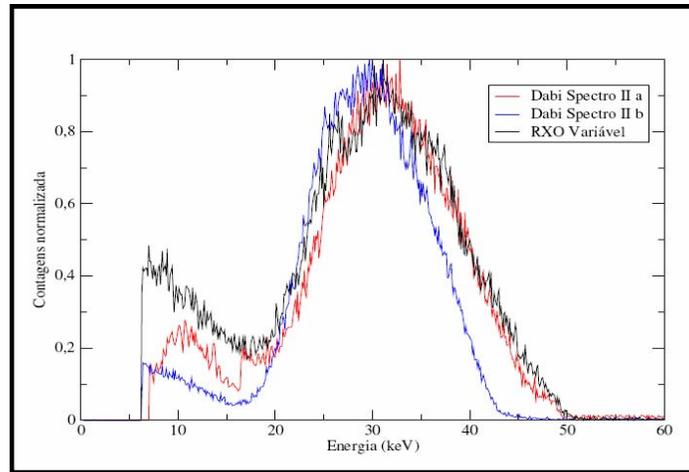


Figura 5: Espectros do grupo de 50 keV dos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais e do odontológico variável.

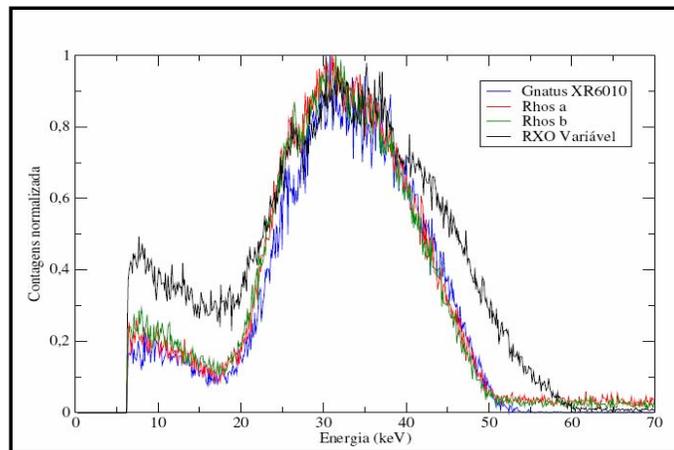


Figura 6: Espectros do grupo de 60 keV dos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais e do odontológico variável.

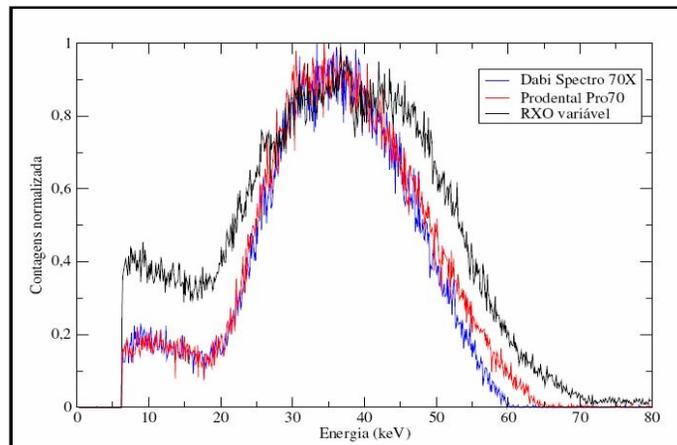


Figura 7: Espectros do grupo de 70 keV dos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais e do odontológico variável.

#### 4. CONCLUSÃO

Para esta fase inicial da padronização das qualidades de feixes de raios-X na área de radiologia odontológica, todas as etapas tiveram resultados satisfatórios, conforme as recomendações nacionais e internacionais.

Embora exista uma diferença entre o valor nominal do kVp dos aparelhos comerciais e os valores medidos, não há uma mudança significativa nos valores das CSRs, indicando que eles possuem poder de penetração semelhantes.

Quando separados por grupos, os espectros apresentaram razoável concordância, principalmente no grupo de 50 keV, mostrando que os espectros iniciais encontrados para o sistema odontológico variável possuem consistência e que poderão servir de base para uma padronização de feixes.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Comissão Nacional de Energia Nuclear pelo suporte financeiro ao projeto.

- 
1. MARQUES Jr., FONTOURA, H.E.S.; SOUTO, S.L.L, *Avaliação das barreiras à radiação X.*, v.39, N.4, p.273-275, (1991).
  2. EDUARDO, M.P.B., *Vigilância Sanitária de Radiação Ionizante.* Coleção Saúde e Cidadania, v.8, Rio de Janeiro, Vigilância Sanitária.
  3. UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION – UNSCEAR. *Sources and Effects of Ionizing Radiation.* Anex D, Medical Radiation Exposures, Report to the General Assembly, United Nations, New York (1993).
  4. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP. 1990 *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.* Publication 60, Oxford and New York: Pergamon Press (1991).
  5. MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Portaria 453. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico.* Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho de 1998.
  6. MELO, F. A. *Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico para Controle de Qualidade de Equipamentos de Raios-X Odontológicos.* Tese de Doutorado, DEN/UFPE, Recife (2002).
  7. DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG – DIN. *Strahlenqualitäten für Messungen in der Radiologischen Technik*, DIN 6872 (V., Beuth Verlag GmbH, Berlin 30) (1938).
  8. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION – IEC. *Medical Diagnostic X-ray Equipment – Radiation Conditions for use in the Determination of Characteristics.* Draft IEC 61267, Ed.2 (2002).
  9. PEIXOTO, J. G. P. *Rastreabilidade e Controle de Qualidade em Mamografia: Medidas e Modelos.* Tese de Doutorado, UERJ, Rio de Janeiro (2002).
  10. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNIT AND MEASUREMENTS – ICRU. *Radiation Dosimetry: X Rays Generated at Potentials of 5 to 150 kV.* ICRU Report 17, Bethesda, MD, USA (1970).
  11. TAYLOR, L. S. *Physical Foundations of Radiology*, 2<sup>nd</sup> Edition, Chapter XII, Table 7, p 227-57 (1959).