

## Dosimetría en torno a una unidad de radiodiagnóstico dental

*Dosimetria em torno de uma unidade de radiologia odontológica*

**Eduardo Medrano Cortés**

Universidad Autónoma de Zacatecas, México

[edumeco@yahoo.com.mx](mailto:edumeco@yahoo.com.mx)

**Christian Starlight Franco Trejo**

Universidad Autónoma de Zacatecas, México

[christian323@hotmail.com](mailto:christian323@hotmail.com)

### Resumen

Mediante dosimetría termoluminiscente se han medido los valores del Kerma en aire en la superficie del rostro de un maniquí, que representa a un paciente odontológico. También se midió la Dosis equivalente ambiental sobre la superficie del cabezal de un equipo de rayos x dentales debido a la radiación de fuga. La dosis en la superficie de entrada del haz en el rostro de paciente fue inferior al nivel orientativo para una radiografía dental. Se encontró que existe fuga de radiación en el cabezal del equipo.

**Palabras clave:** radioprotección, rayos x, dentales, dosis, TLDs.

### Resumo

Por dosimetria termoluminescência eles foram medidos valores Kerma no ar na superfície da face de um manequim representando um paciente dental. Ambient dose equivalente na superfície da cabeça de uma equipe de raios-x dentários devido a vazamento de radiação

também foi medido. O rosto da entrada do paciente feixe dose superficial estava abaixo do nível de orientação para radiografia dental. Verificou-se que o vazamento de radiação existente no conjunto do cabeçote.

**Palavras-chave:** protecção contra as radiações, raios-x, dental, dose de TLDs.

**Fecha Recepción:** Octubre 2014 **Fecha Aceptación:** Mayo 2015

---

## Introdução

Utilizando imagens obtidas com detalhes de raios X de estruturas no interior do corpo, devido à diferença nas densidades dos vários tecidos e órgãos são obtidos, este uso é chamado de radiodiagnóstico. Além disso, os raios-x são usados como uma técnica não-invasiva para o tratamento de tumores (Vega-Carrillo et al., 2008).

A distribuição dos raios-X, em termos de energia é conhecida como espectro e tem uma parte contínua e um discreto (Vega-Carrillo e Baltazar-Raigosa, 2011), cuja origem é por meio de dois mecanismos de interacção entre electrões , e da matéria.

O primeiro mecanismo de interacção é quando um feixe de electrões é acelerada por uma diferença de tensão e fez impacto com um alvo de elevado número atómico. Em equipamento de radiografia normalmente tornam-se brancas tungstênio, molibdênio ou ródio. Uma vez que a diferença de tensão (geralmente expressa em kV) todos os elétrons têm a mesma energia cinética (expresso em keV) e para atingir a meta por forças de Coulomb interagem com elétrons em órbitas dos átomos-alvo. Nessa interacção que são desviados da sua trajectória inicial e perder alguma da sua energia que resulta em raios-x; este tipo de radiação de raios-x são chamados Bremsstrahlung ou frenagem. Raios-X tem uma distribuição contínua de energia de frenagem que varia de poucos eV até o keV no caso de equipamentos de diagnóstico, e até mesmo o MeV para equipamentos de radioterapia.

O segundo mecanismo de interação ocorre com os elétrons das camadas eletrônicas dos átomos do alvo, causando sua ionização. A vaga gerado está ocupada por um outro electrão, a camada superior, o que dá o estado de ter excesso de energia sob a forma de raios-x. Como os estados de energia nas camadas de átomos são discretos, o fóton emitido tem um valor de energia única ou discreta; esses fótons são chamados raios x discretos ou característicos. A Figura 1 mostra o espectro de raios-X produzidos por electrões de 28 keV que interagem com alvos de W, Mo e Rh. A parte discreta e contínua dos raios-X é indicado.

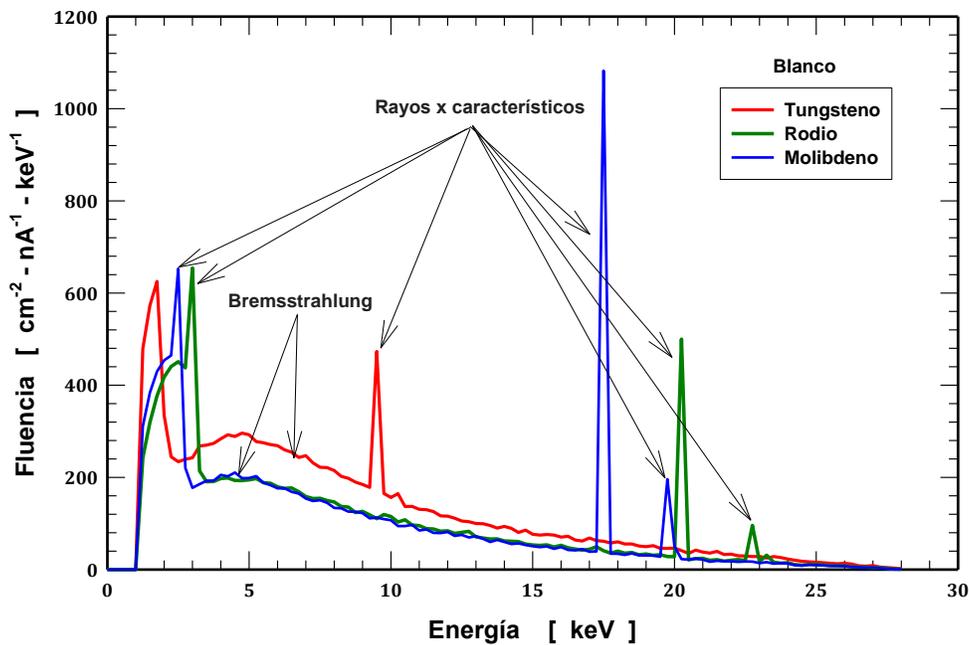


Figura 1. espectros de raios-X

Uma das funções de protecção contra as radiações é proteger o usuário de radiação ionizante, os valores para essa dose efetiva anual máximo permitido para profissionais expostos eo público é estabelecida. Estes valores não se aplicam no caso de pacientes, no entanto, os níveis de orientação para cada tipo de estudo são recomendados. No caso de um raio-x odontológico o nível exato é de 7 mGy (DND 1997). A nível internacional tem sido recomendado até mesmo realizar a dosimetria do paciente e do operador do aparelho de

raios-x (ICRP, 1990; AIEA, 1996). Para aparelhos de radiografia dentária tenham havido alguns estudos que têm relatado que variam dose de 5,7 mGy para o kerma ar (KA) sobre a superfície do paciente que está localizado na entrada do feixe (cara Azorin et al., 2015 ) e 0,5 a 0,7 mGy para diferentes radiografias (Aquino et ai., 2010). Para o caso de um periapical foram relatados Ka valores variando de 60 mSv / x para radiação 3 mSv / raios-x para vazar e 0,07-2,60 mGy / x na cara do paciente e 60 mGy / radiografia Dentista torso localizado a 40 cm do paciente (Vega-Carrillo et al., 2015).

Durante o treinamento, o dentista leva a competição para gerir uma unidade de raios x, obter e interpretar a radiografia. No entanto, na comunidade de profissionais de Ciências da Saúde idéia de que a radiação produzida por equipamento de raios-x é pequeno e, portanto, em vigor, não é perigoso (Dellie, Admassie e Ewnetu, 2014).

A Unidade Acadêmica de Odontologia da Universidade Autônoma de Zacatecas tem serviços de saúde bucal abrangentes para a população que também serve como um espaço de aprendizagem para os alunos. Uma etapa importante na formação, é a utilização de unidades de raios-X.

## **GOAL**

O objetivo deste estudo foi medir os níveis de dosagem em torno da cabeça de uma unidade de x dentários para avaliar vazamento de radiação de raios e determinar a dose recebida por um paciente ao tirar uma radiografia.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

O estudo foi realizado na Unidade de Odontologia, Guadalupe campus Acadêmico com um CORAMEX, COR-70 / 8-03 modelo de equipe, que tem um raio-x modelo de tubo OX-70-P. A fim de avaliar equivalente ambiente dose ( $H^*(10)$ ), na parte superior, traseira e lateral dos portadosímetros montagem cabeça colocados. Mg, Ti, conhecido como

TLD100: Cada portadosímetro 4 NatLiF dosímetros termoluminescentes colocados. A equipe disparou 4 vezes utilizando 70 kV e 8 mA, cada disparo durou cerca de 0,6 segundos.

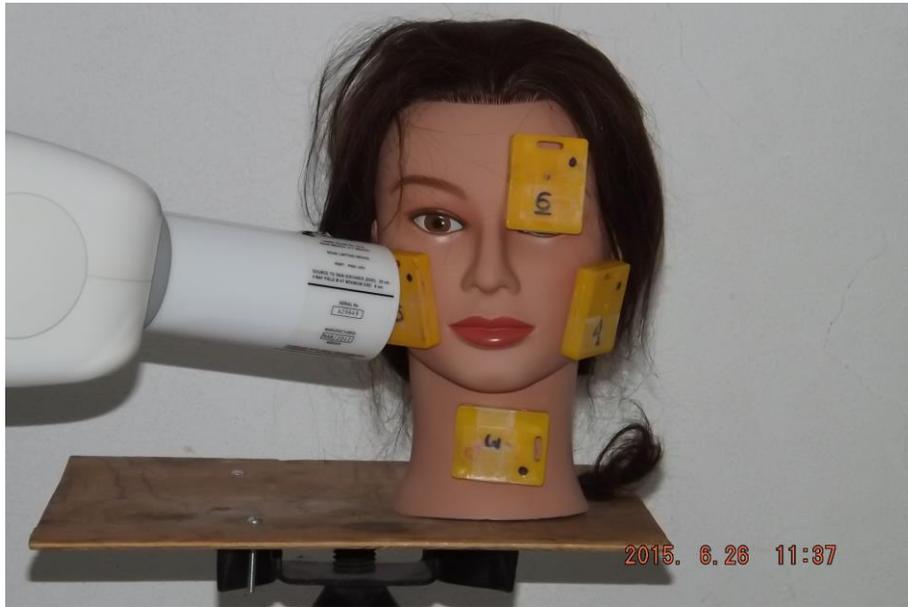


**Figura 2. Tubo equipe Rx**



**Figura 3. equipe Cabeça Rx**

Para medir a dose em termos de Ka paciente foi utilizado um manequim ou fantasma. Este 4 portadosímetros dois foram colocados sobre superfícies na entrada e saída do feixe de raios-x, outro na superfície de cima do olho esquerdo e o terceiro foi colocada no pescoço, aproximadamente onde a glândula tiróide é, como mostrado na Figura 2. Para esta medida nas mesmas condições utilizadas na medição da radiação vazamento usado.



**Figura 4. paciente Fantoma**

Uma vez que os dosímetros de radiação são lidas com um leitor TLD Harshaw 3500. A resposta foi obtido por aquecimento a TLD de 50-300 ° C com um gradiente de 10 ° C / s. Com as respostas de cada portadosímetro 4 TLD da média corrigida para a contribuição da radiação de fundo foi calculada, os valores resultantes são usados para determinar a dose equivalente ambiente,  $H^*(10)$  devido a fugas de radiação cabeça e kerma no ar superfícies Fantomas para cada tomadas radiográficas.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Os valores de  $H^*(10)$ , devido a fugas de radiação de cabeça para fazer uma periapical mostrado na Tabela 1.

**Tabela 1. H \* (10) por meio de radiografia devido à fuga da cabeça**

Posición	H*(10) [mSv/radiografía]
Lateral	55 ± 15
Superior	72 ± 14
Posterior	61 ± 9

A dose mais elevada devido ao risco de fuga foi encontrado no topo, provavelmente devido à dispersão de raios-X no tubo de raios-X; devido à simetria da cabeça de uma dose similar está prevista na parte inferior da cabeça. A dose mais baixa foi encontrado na porção do lado da cabeça, provavelmente porque a distância entre o tubo vazio e nesta secção. Estes valores permitem tomar medidas operacionais para a utilização de tal equipamento, uma vez que não é seguro para ser próximo da cabeça e o operador da instalação não deve ficar na direcção do feixe de saída.

Os valores de kerma no ar Ka mostrado na Tabela 2, para cada disparo do equipamento. A dose mais elevada observada na superfície de entrada do feixe e é inferior a 7 mGy recomendado (NI, 1997) e coincide com a observada em estudos semelhantes com diferentes equipas (Aquino et al., 2010, Azorin et al., 2015; Vega-Carrillo et al., 2015) .. O Ka na superfície de entrada do paciente é de cerca de 63 vezes a dose de superfícies e de saída da face do paciente. Isto implica que, na dispersão dos raios X atingem a glândula da tiróide e da lente.

**Tabela 2. Kerma no ar radiografia superficies manequins**

Posición	$K_a$ [mGy/radiografía]
Superficie de entrada del paciente	$4.38 \pm 0.10$
Superficie de salida del paciente	$0.07 \pm 0.01$
Región ocular	$0.07 \pm 0.01$
Región del cuello	$0.11 \pm 0.01$

Em situações práticas, o dentista é em torno da cabeça e receberam uma dose que, embora pequena é desnecessária. Durante a tomada de radiografia o paciente recebe a dose mais elevada, mas ao mesmo tempo o risco do paciente é compensado pelo benefício que traz para fazer diagnóstico radiografia; No entanto, o dentista não recebe qualquer benefício, de modo que a dose recebida não é justificada. Com estes valores é recomendável que, durante a operação de uma unidade de raios-X, o dentista é colocado, pelo menos, 1 m de distância e em nenhuma circunstância ser colocado na área da viga.

## CONCLUSÕES

Termoluminescentes meios de dosimetria são medidos valores de equivalente de dose ambiental devido ao vazamento de radiação a partir de uma cabeça de raio-x odontológico eo Kerma foi medida no ar sobre a superfície da face de um fantasma de um paciente. Do acima exposto, as principais conclusões são:

- Durante a gravação de uma radiação de raios-x dental vazar ele existe cabeça equipamento de raios-x.
- Os níveis de dose no paciente são menos de 7 recomendada pela Norma Oficial Mexicana como valores de referência para mGy periapical.

## Bibliografía

- Azorín, C., Azorín, J., Aguirre, F. y Rivera, T. (2015). Dose measurements in intraoral radiography using thermoluminescent dosimeters. *Journal of Physics: Conference Series* 582(1): 1-4.
- Aquino, M. C., Avilés, P., Romero, M. R., Bojorge, J. y Ramírez, V. P. (2010). Cuantificación de la dosis absorbida por medio de dosimetría termoluminiscente en radiología dental. *Revista Odontológica Mexicana* 14(4): 231-236.
- Dellie, S. T., Admassie, D. y Ewnetu, Y. (2014). An assessment of final-year medical students and interns awareness of radiation exposure to common diagnostic imaging procedures. *Advances in Radiology*, 426909: 1-7.
- NOM (1997). Salud Ambiental. Protección y seguridad radiológica en el diagnóstico médico con rayos x. *Norma Oficial Mexicana NOM-156-SSA1-1996*.
- IAEA (1996). International basic safety standard for protection against ionizing radiation and the safety of radiation source. *IAEA Safety series No. 115*. International Atomic Energy Agency, pp. 279-280.
- ICRP (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP*, 21(1-3): 279-280.
- Vega-Carrillo, H. R., Ramírez González, J., Manzanares-Acuña, E., Hernández-Dávila, V. M. Hernández-Villasana, R. y Mercado, G. A. (2008). Mamography x-ray spectra simulated with Monte Carlo. *Proceedings of the American Institute of Physics*, 1032(1): 208-211.

Vega-Carrillo, H. R. y Baltazar-Raigosa, A. (2011). Photoneutron spectra around an 18 MV linac. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 287(1): 323-327.

Vega-Carrillo, H. R., Letechipía-de León, C., Hernández-Dávila, V. M., Medrano Cortés, E. (2015). Protección radiológica en unidades de rayos x dentales. *Memorias de Resúmenes del 16º Seminario de Investigación*. Universidad Autónoma de Aguascalientes, pp.1-8 (en prensa).