



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
EM PROCESSOS INTERATIVOS DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS
MESTRADO**

GUILLERMO ALBERTO LÓPEZ

RADIOGRAFIA PERIAPICAL DIGITAL:

ANÁLISE COMPARATIVA DE DOSES DE ENTRADA E PRODUTO

DOSE/ÁREA EM ÓRGÃOS DA CABEÇA E PESCOÇO

Salvador
2013

GUILLERMO ALBERTO LÓPEZ

**RADIOGRAFIA PERIAPICAL DIGITAL:
ANÁLISE COMPARATIVA DE DOSES DE ENTRADA E PRODUTO
DOSE/ÁREA EM ÓRGÃOS DA CABEÇA E PESCOÇO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em PROCESSOS INTERATIVOS DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS, INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE, Universidade Federal da Bahia, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre.

Orientador: Prof. Paulo Sergio Campos Flores
Co-Orientador: Profa. Fabiana Paim Rosa

SALVADOR

2013

UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE



ATA DA SESSÃO PÚBLICA DO COLEGIADO DO PROGRAMA DE PÓS- GRADUAÇÃO
PROCESSOS INTERATIVOS DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS

Aos seis dias do mês de dezembro de dois mil e treze, reuniu-se em sessão pública o Colegiado do Programa de Pós- Graduação Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas com a finalidade de apreciar a **Defesa Pública de Dissertação do Mestrando Guillermo Alberto Lopez** através da Comissão Julgadora composta pelos **Professores Paulo Sérgio Flores Campos, Fabiana Paim Rosa e Marcelo Augusto Oliveira de Salles**. O título da Dissertação apresentada foi **Radiografia periapical digital: análise comparativa de doses de entrada e produto dose/área em órgãos da cabeça e pescoço**. Ao final dos trabalhos, os membros da mencionada Comissão Examinadora emitiram os seguintes pareceres:

Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos APROVADO

Profa. Dra. Fabiana Paim Rosa Aprovado

Prof. Dr. Marcelo Augusto Oliveira de Salles APROVADO

Franqueada a palavra, como não houve quem desejasse fazer uso da mesma lavrou-se a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada por todos.

Salvador, 06 de dezembro de 2013

Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos [Assinatura]

Profa. Dra. Fabiana Paim Rosa [Assinatura]

Prof. Dr. Marcelo Augusto Oliveira de Salles [Assinatura]

GUILLERMO ALBERTO LÓPEZ

**RADIOGRAFIA PERIAPICAL DIGITAL:
ANÁLISE COMPARATIVA DE DOSES DE ENTRADA E PRODUTO
DOSE/ÁREA EM ÓRGÃOS DA CABEÇA E PESCOÇO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pesquisa e Pós-Graduação em Processos Interativos de Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia.

Banca Examinadora

Prof. Dr. Paulo Sergio Flores Campos _____

Doutor em Radiologia

Orientador

Prof. Dr. Marcelo Augusto Oliveira de Sales _____

Doutor em Radiologia

Profª. Dra. Fabiana Paim Rosa _____

Doutora em Periodontia

Co-orientadora

LÓPEZ, Guillermo Alberto. **Radiografia Periapical Digital: Análise comparativa de doses de entrada e produto dose/área em órgãos da cabeça e pescoço.** Salvador, 2013. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2013.

RESUMO

A radiação é uma forma de energia, emitida por uma fonte e transmitida através do vácuo, do ar ou de meios materiais, sendo, portanto, uma energia em trânsito. No caso da radiação eletromagnética incidente em corpos no ar, parte da sua intensidade pode ser refletida na interface ar-pele e outra parte transmitida através do corpo. O objetivo deste estudo foi comparar as doses de radiação obtidas com três equipamentos radiológicos, dois da marca Kodak® 2200 Intraoral X-ray System de características similares e um da marca Dabi Atlante® Seletronic utilizados para radiografias periapicais digitais. Foram medidas as doses de entrada em órgãos e o produto dose-área utilizando-se um protótipo de crânio contendo osso seco e material equivalente a tecido humano. A dose de radiação para diferentes protocolos foi avaliada através do produto kerma-área, utilizando-se o equipamento fabricado pela IBA DOSIMETRY®, modelo KERMAX® plus DDP TinO. Para a medição das doses de entrada em órgãos foi utilizado um sensor de estado sólido marca Radcal® Accu-Gold® de radiodiagnóstico para medir as doses efetivas e comparar as indicadas no equipamento com as capturadas no sensor. Utilizando-se tensão de 60 kV e de 70 kV foram obtidos os seguintes resultados: a média da dose de radiação foi de 0,010 mGy nos cristalinos, 0,033 mGy nas glândulas parótidas, 0,388 mGy na glândula sublingual e 0,470 na tireoide; a dose de entrada na pele foi de 3,02 mGy (dentes incisivos) e de 4,20 mGy (dentes molares); o valor mínimo do P_{KA} foi de 32,49 mGy.cm², e o máximo, de 275,25 mGy.cm². Os resultados obtidos foram comparados com os de outros estudos que utilizaram equipamentos intraorais e protocolos similares. Da análise dos resultados, concluiu-se pela importância da utilização de baixas doses de radiação e do adequado posicionamento do equipamento para a realização de incidências radiológicas de exames periapicais em região maxilar e mandibular, minimizando-se possíveis efeitos biológicos sobre estruturas de órgãos radiosensíveis.

Palavras-chave: Dosimetria. Incidências. Dose. Kerma.

LÓPEZ, Guillermo Alberto. **Periapical Radiography Digital: Benchmarking doses input and output dose / area in organs of the head and neck.** Salvador 2013. Theses (Master's Degree) - Instituto de Ciências da Saúde, Federal University of the Bahia, Salvador, 2013.

ABSTRACT

Radiation is a form of energy emitted by a source and transmitted through a vacuum, air or material means, therefore, an energy transit. In the case of incident electromagnetic radiation in bodies in the air, part of its intensity can be reflected on the skin-air interface and partly transmitted through the body. The aim of this study was to compare the radiation doses obtained with three radiological equipment, two brand Kodak® 2200 Intraoral X-ray System with similar characteristics and the brand Dabi Atlante® Seletronic used for periapical digitals. Were measured doses of entry into organs and dose area product using a prototype containing skull bone dry material equivalent to human tissue. The radiation dose for different protocols was assessed using the kerma-area product, using equipment manufactured by IBA Dosimetry® model KERMAX® plus DDP Tin O. For the measurement of organ doses input we used a solid state sensor Radcal® Accu - Gold® diagnostic radiology to measure and compare the effective doses indicated in the equipment captured with the sensor. Using voltage 60 kV and 70 kV were obtained the following results: the average radiation dose was 0.010 mGy in crystalline, 0.033 mGy in the parotid glands, sublingual gland 0.388 mGy and 0.470 in the thyroid, the entrance dose the skin was 3.02 mGy (incisors) and 4.20 mGy (molars), the minimum value of P_{KA} mGy.cm² was 32.49, and the highest, 275.25 mGy.cm². The results were compared with those of other studies using similar protocols and intraoral devices. Analyzing the results, we concluded the importance of using low doses of radiation and the proper positioning of the equipment to perform radiographic examinations in periapical mandibular and maxillary region, minimizing possible effects on biological structures radiosensitive organs.

Keywords: Dosimetry. Incidences. Dose. Kerma.

DEDICATÓRIA

À minha família, por contribuir sempre com meu crescimento, em todo momento com todo amor. A vocês, dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelo dom da vida e por me sustentar nos momentos críticos e de dificuldade.

Aos meus pais, Luís e Nélida, por terem me dado à oportunidade de estar onde estou hoje, por ter dedicado suas vidas ao meu crescimento.

A minha irmã Nélida, por ter me dado conselhos que contribuíram com minha formação.

À minha esposa Joseane, por me dar carinho, amor, companheirismo, compreensão e me favorecendo o caminho ao crescimento e evolução para me tornar cada dia, uma pessoa melhor.

Aos meus filhos Lucas e Zoe, meus amores, inspiração para evoluir mais e mais, a vocês todo meu amor.

Ao professor Roberto Paulo, por sempre nos incentivar e idealizar o acesso à Pós-graduação.

Aos professores Fabiana Paim e Paulo Flores por aceitarem e se disponibilizarem para a concretização deste trabalho.

A meu amigo Marcus Oliveira, por ter disponibilizado tempo, colaboração, e paciência com minhas dúvidas, você é uma peça fundamental neste trabalho.

De forma especial, agradeço às clínicas *Cebeo, Salvadente e Villas Dental Clinic* por disponibilizarem os equipamentos.

Ao LAFIR-IFBA, por disponibilizar a instrumentação dosimétrica e o simulador antropomórfico. Muito obrigado.

A Wilson Batista, pelas discussões e sugestões que me fizeram crescer nesta área.

A todos que, de forma direta ou indireta, contribuíram para que alcançasse o sucesso nesta etapa da vida.

“É fazendo que se aprende a fazer aquilo que se deve aprender a fazer”

Aristóteles

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
Al	Aluminio
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
cm	Centímetro
D	Dose de radiação absorvida
DAP	Dose Área Produto
E	Dose efetiva
EASK	Kerma no ar na superfície de entrada
ESD	Dose na superfície de entrada
Ex	Exemplo
Gy	Gray
H	Dose equivalente
h	Hora
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurement
IFBA	Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
IRP/CNEN	Instituto de Radioproteção e Dosimetria/ Comissão Nacional de Energia Nuclear
J	Joule
KERMA	Kinetic Energy Released per Unit of Mass
Kg	Quilograma
kV	Quilovolt
kVp	Quilovolt pico
LAFIR	Laboratório de Física Radiológica

mA	Miliamper
mAs	Miliamper segundo
MeV	Megaeletron volt
mGy	Miligray
μ Gy	Microgray
mSv	Milisievert
μ Sv	Microsievert
MS/SVS	Ministério da Saúde/ Secretaria de Vigilância Sanitária
OIT	Organização Internacional do Trabalho
OMS	Organização Mundial da Saúde
OPAS	Organização Pan-Americana da Saúde
PGQ	Programa de Garantia de Qualidade
PKA	Produto Kerma Ar
RAD	Roentgen Absorved Dose
RBE	Radiobiological Efectiveness
s	Segundo
SI	Sistema Internacional
Sv	Sievert
TLD's	Dosímetros Termoluminiscentes
XX	Vinte
W/m ²	Watt/metros quadrados
Z	Número Atômico

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Espectro da radiação eletromagnética.....	18
Figura 2	Tube de raios X	23
Figura 3	Tube de raios X com ânodo fixo.....	24
Figura 4	Processo de geração de um fóton de raio X de frenamento.....	26
Figura 5	Processo de geração de um fóton de raio X característico	27
Figura 6	Correlação entre grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais.....	28
Quadro 1	Quadro 1 - Fatores de peso dos tecidos (W_T) recomendados pelo ICRP em 1990 e em 2007.....	33
Quadro 2	Quadro 2 - Dose efetiva de radiação para exames radiológicos.....	34
Quadro 3	Quadro 3 - Dose anual média de fontes de radiação e percentuais aproximados.....	35
Figura 7	Efeitos da radiação ionizante sobre as células.....	37
Figura 8	Diagrama da sucessão de eventos subsequentes à ionização de moléculas de água que causam dano indireto às células.....	38
Quadro 4	Doses da radiação ionizante e seus efeitos no corpo humano.....	39
Figura 9	Grandezas de interesse para estimativa das doses em pacientes e para caracterização do equipamento de raios X.....	43
Figura 10	Equipamento radiológico Kodak® 2200 Intraoral X-raySystem	50
Figura 11	Equipamento radiológico Dabi Atlante® Seletronic.....	51
Figura 12	Protótipo de cabeça e pescoço com ossos reais e tecido similar.....	51
Figura 13	Medidor de produto kerma-área IBA® DOSIMETRY modelo Kerma X plus DDP TinO.....	52
Figura 14	Sensor de estado sólido e câmara de ionização Radcal® Accu-Gold®	53
Figura 15	Posicionador para inserir o sensor no lugar da placa de fósforo.....	54
Figura 16	Posicionador no local apropriado para realizar a medição de dose.....	54
Figura 17	A: Comando do equipamento indicando a técnica de 60 kV B: Comando do equipamento indicando a técnica de 70 kV.....	55
Figura 18	Protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização em cristalino.....	56
Figura 19	Protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização em glândula parótida.....	56
Figura 20	Protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização em glândula sublingual.....	57
Figura 21	Protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização	

	em glândula tireoide.....	57
Figura 22	Protótipo posicionado para realização de testes.....	58
Figura 23	Protótipo posicionado para realização de medições.....	58
Figura 24	Equipamento utilizado para medições	59
Figura 25	Tela do programa utilizado (Radcal) para obter dados das medições...	60
Figura 26	Tela do programa utilizado (Radcal) com dados após medição.....	60
Quadro 5	Equipamento1: tensão de 60 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}	75
Quadro 6	Equipamento 1: tensão de 70 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}	75
Quadro 7	Equipamento2: tensão de 60 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}	76
Quadro 8	Equipamento2: tensão de 70 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}	76
Quadro 9	Equipamento3: tensão de 60 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}	77
Quadro 10	Equipamento3: tensão de 70 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}	77
Gráfico 1	Incisivo superior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV.....	78
Gráfico 2	Incisivo superior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV.....	79
Gráfico 3	Incisivo inferior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV.....	80
Gráfico 4	Incisivo inferior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV.....	81
Gráfico 5	Molar superior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV.....	82
Gráfico 6	Molar superior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV.....	83
Gráfico 7	Molar inferior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV.....	84
Gráfico 8	Molar inferior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV.....	85
Gráfico 9	Doses entrada na pele obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV.....	86
Gráfico 10	Doses de entrada na pele obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV.....	87
Gráfico 11	Valores de P_{KA} obtidos com os três equipamentos com tensão de 60 kV.....	88
Gráfico 12	Valores de P_{KA} obtidos com os três equipamentos com tensão de 70 kV.....	89
Quadro 11	Dose de entrada na pele: comparação entre resultados de três estudos.	94
Quadro 12	Dose de radiação em órgãos de cabeça e pescoço: comparação entre resultados de quatro estudos.....	95

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Incisivo superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 1.....	63
Tabela 2	Incisivo inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 1.....	64
Tabela 3	Molar superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 1.....	6
Tabela 4	Molar inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 1.....	66
Tabela 5	Incisivo superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 2.....	67
Tabela 6	Incisivo inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 2.....	68
Tabela 7	Molar superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 2.....	69
Tabela 8	Molar inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 2.....	70
Tabela 9	Incisivo superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 3.....	71
Tabela 10	Incisivo inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 3.....	72
Tabela 11	Molar superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 3.....	73
Tabela 12	Molar inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 3.....	74

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 RAIOS X: HISTORICO E CARACTERÍSTICAS	23
2.1.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X	25
2.1.2 Radiação de freamento	26
2.1.3 Raios X característicos	26
2.2 GRANDEZAS E UNIDADES	27
2.2.1 Grandezas físicas	28
2.2.1.1 Exposição	28
2.2.1.2 Dose de Radiação Absorvida	29
2.2.1.3 Kerma	29
2.2.2 Grandezas de radiologia	29
2.2.3 Conceitos utilizados em Dosimetria	31
2.2.3.1 Dose de radiação absorvida (D)	31
2.2.3.2 Dose equivalente (H)	32
2.2.3.3 Dose Efetiva (E)	32
2.2.3.4 Taxa de dose	34
2.2.3.5 Dose anual estimada de varias fontes	34
2.3 EFEITOS BIOLÓGICOS	36
2.3.1 Efeitos determinísticos e estocásticos	36
2.3.2 Efeitos agudos e crônicos	36
2.3.3 Efeitos diretos e indiretos	37
2.4 RELAÇÃO DOSE/EFEITO	38
2.5 INSTRUMENTOS DETECTORES	42
2.6 MEDIDAS DE RADIOPROTEÇÃO	44
3 OBJETIVOS	47
3.1 Objetivo geral	48
3.2 Objetivos específicos	48
4 MATERIAIS E METODOS	49
5 RESULTADOS	61

6	DISCUSSÃO	90
7	CONCLUSÃO	97
	REFERÊNCIAS	99
	ANEXOS	104

1 INTRODUÇÃO

A radiação é uma forma de energia, emitida por uma fonte e transmitida através do vácuo, do ar ou de meios materiais. Assim sendo, é uma energia em trânsito, da mesma forma que o calor é energia térmica em trânsito e o vento é ar em trânsito.

Consideram-se radiações as partículas atômicas ou subatômicas energéticas, tais como as partículas alfa, os elétrons, os pósitrons, os prótons, os nêutrons, etc., denominadas radiações corpusculares, assim como as ondas eletromagnéticas, também chamadas radiações ondulatórias.

Uma onda eletromagnética é constituída de campo elétrico e campo magnético oscilantes, perpendiculares entre si, que se propagam no vácuo com a velocidade da luz ($c = 3 \times 10^8 \text{ m.s}^{-1}$). Dependendo de sua fonte geradora e de sua frequência, a onda eletromagnética recebe distintas denominações: ondas luminosas, ondas de rádio, de televisão, micro-ondas, raios X, raios gama. A Figura 1 registra o espectro da radiação eletromagnética, indicando suas diferentes frequências.

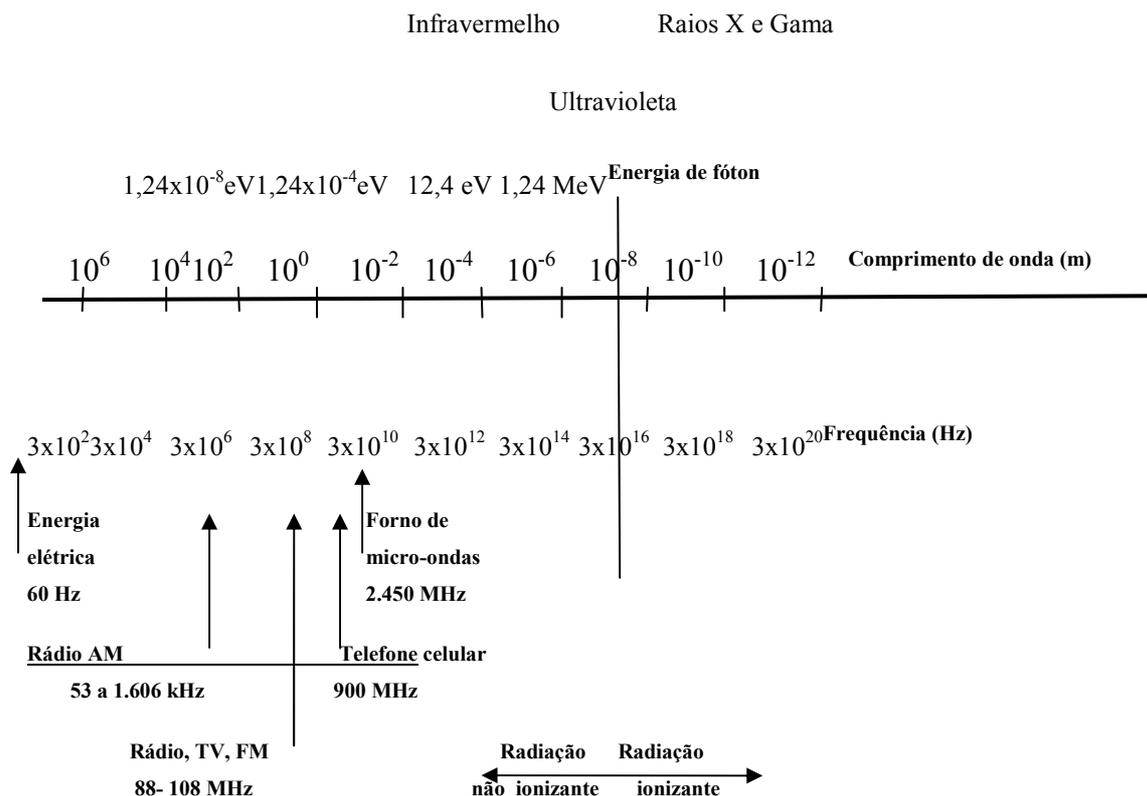


Figura 1 - Espectro da radiação eletromagnética
Fonte: Okuno e Yoshimura (2010, p. 25).

A intensidade de uma onda é a quantidade de energia propagada por unidade de área e tempo, expressa em W/m^2 . No caso da radiação eletromagnética incidente em corpos no ar,

parte da sua intensidade pode ser refletida na interface ar-pele, e parte, transmitida ao corpo humano. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

Os raios X são ondas eletromagnéticas que possuem importantes propriedades físicas, tais como: a) enegrecem o filme fotográfico; b) produzem radiação secundária ou espalhada ao atravessar um corpo; c) propagam-se em linha reta e em todas as direções; d) sua capacidade de atravessar um corpo é diretamente proporcional à tensão (kV) dada ao tubo do equipamento utilizado; e) obedecem à lei do inverso do quadrado da distância ($1/r^2$); f) podem provocar mutações genéticas ao interagir com células reprodutivas. (ICPR, 2007)

Todos os indivíduos estão expostos a radiações ionizantes provenientes de fontes naturais e artificiais, e essa exposição implica a absorção de doses de radiação. É conveniente considerar os processos que causam as exposições como uma rede de sucessos e situações. Cada parte da rede se inicia em uma fonte. A radiação ou o material radioativo se transfere através de vias ambientais ou outras vias, dando lugar à absorção de doses de radiação pelos indivíduos.

Na área de saúde, os raios X têm largo emprego como auxiliares em diagnósticos, sendo, em muitos casos, complementos essenciais ao exame clínico. Muito tem sido dito sobre os perigos da radiação, em particular sobre o papel desempenhado pela utilização de radiografias, pelo fato de possibilitarem a exposição de pacientes à radiação ionizante. Recomenda-se, desse modo, que deve ser avaliada a real necessidade de solicitação de exames radiográficos.

Durante um exame radiológico, o feixe de raios X, ao incidir no corpo do paciente, tem uma parte da sua radiação absorvida, uma parte que o ultrapassa e atinge o intensificador de imagem e outra parte que produz radiação secundária ou espalhada, que se dispersa para os lados e mesmo para trás. Os níveis de radiação espalhada dependem da espessura ou do peso do paciente, de características do equipamento, como a kilovoltagem e a miliamperagem, da abertura dos colimadores, da distância tubo-intensificador e da projeção angiográfica. As projeções nas quais o tubo de raios X localiza-se no mesmo lado do operador são as que mais originam radiação secundária. (ICPR, 2007)

Por razões de conveniência, a via ambiental é habitualmente escolhida de modo a incluir a conexão entre a fonte de exposição e as doses recebidas pelos indivíduos. Os pontos de ação disponíveis têm um efeito considerável no sistema de proteção. (ICRP, 2007)

Durante o exame radiológico, a dose de radiação deve ser reduzida ao mínimo indispensável, sem perda de informações para o diagnóstico, sendo importante sua minimização em crianças e adultos jovens, indivíduos mais sensíveis à radiação.

As radiações ionizantes afetam os tecidos vivos através de um processo que transforma os átomos e as moléculas eletricamente estáveis em eletricamente instáveis. (WUEHRMANN; MANSON-HIG, 1985). Desse modo, durante o exame radiológico, a dose de radiação deve ser reduzida ao mínimo indispensável, porém sem perda de informações para o diagnóstico.

Os tecidos moles alteram a absorção de radiação e aumentam a dispersão, e podem influenciar o contraste e a densidade do filme e, em consequência, a precisão do diagnóstico. (SCHROPP et al, 2012)

Com vistas a reduzir-se a dose de radiação, algumas técnicas vêm sendo empregadas pelos fabricantes de equipamentos, como a diminuição da tensão do tubo e da corrente, alterando-se cuidadosamente a colimação e a filtração e usando-se a tecnologia de forma pulsada para encurtar o tempo de exposição. (XM et al., 2012)

Outro mecanismo adotado nos equipamentos de radiologia odontológica é a utilização de cones retangulares, em vez de circulares, que influenciam o tamanho do campo, um dos fatores mais importantes tanto na redução da dose de radiação como na dose de entrada na pele, podendo chegar a 60%. (PARROT; SY, 2011)

Acrescentem-se outros cuidados recomendáveis, tais como uso de filmes ultrarrápidos, que permitem menor tempo de exposição, cautela em relação a exposições repetidas, tendo em vista seu efeito cumulativo, além de utilização de protetores plumbíferos, como, por exemplo, óculos, colar, avental, com vistas a minimizar a dose de radiação. (SILVA et al., 2006)

O conceito de risco visa a quantificar os possíveis efeitos prejudiciais de uma exposição. O papel da dosimetria é determinar a quantidade de radiação, ou seja, a dose recebida por um indivíduo durante um exame radiológico. (MEGHZIFENE et al., 2010)

Com vistas a reduzir-se a possibilidade de danos em potencial, as últimas recomendações da International Commission on Radiological Protection (ICRP, 2007) modificamos valores dos fatores de ponderação (W_T) de vários órgãos e tecidos do corpo humano para o cálculo da dose eficaz de radiação e adicionam novos órgãos ou tecidos àqueles previamente incluídos nas recomendações de 1990. (MORANT et al., 2013)

A medida da dose de radiação sobre órgãos e tecidos é essencial para a estimativa do risco relativo de câncer associado à indução de radiação. (ENDO et al., 2012)

Em radiografias odontológicas, há um risco maior de efeitos danosos sobre a medula óssea, a glândula tireoide e as glândulas salivares, principalmente em crianças, que possuem um número menor de células diferenciadas. (LANGLAIS; LANGLAND, 1995)

Em Odontología, sistemas de imagem digital estão gradualmente substituindo o filme analógico convencional em tomadas radiográficas. (STECKE et al., 2012)

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 RAIOS X: HISTÓRICO E CARACTERÍSTICAS

No ano de 1896 após o descobrimento dos raios X, Dr. Otto Walkhoff fez a primeira radiografia dentária da sua própria boca, empregando uma placa fotográfica de vidro envolta em papel preto, com um tempo de exposição de 25 minutos. (BRANDT et al., 1997)

Os exames radiográficos de mandíbula para avaliação de várias estruturas são a principal porta para pesquisar e avaliar patologias. Pacientes adultos e pediátricos procuram frequentemente serviços de radiologia odontológica, e a realização de estudos radiológicos implica não somente o adequado treinamento do profissional como também a apropriada tecnologia. Além disso, um correto critério na solicitação de exames complementares permite a avaliação da doença e o planejamento do tratamento adequado.

De acordo com o tipo de energia que produzem e o propósito a que são destinados, os sistemas de imagem por raios X apresentam-se em diferentes formas e medidas, utilizando-se mais comumente voltagem entre 25 e 150 kVp, com tubos de corrente de 100 a 1.200 mA. (BUSHONG, 2004)

Os raios X interagem com o receptor de imagem para formar uma imagem radiográfica, com a utilização de filmes radiográficos, intensificadores de imagem fluoroscópica, monitores de televisão, sistemas de aquisição de imagem por laser e detectores de estado sólido. (BUSHONG, 2004)

O tubo de raios X compõe-se de partes que possibilitam a formação de feixes de raios X, contendo o filamento e o ânodo, local em que impactam os elétrons. O ânodo pode ser giratório (FIGURA 2) ou fixo (FIGURA 3).

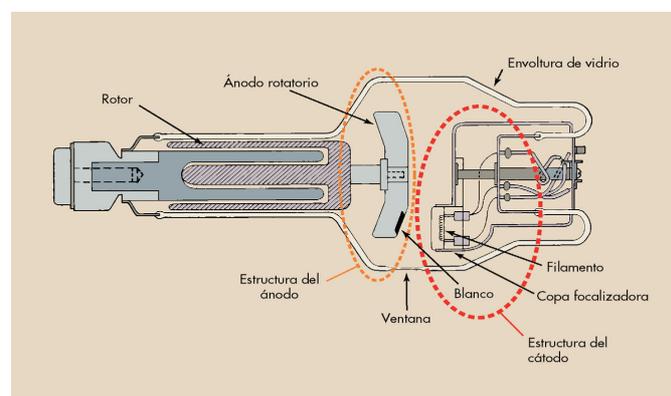


Figura 2 - Tubo de raios X
Fonte: Bushong (2009, p.120).



Figura 3 - Tubo de raios X com ânodo fixo
 Fonte: Bushong (2009, p.125).

Ao incidir a radiação X sobre uma emulsão fotográfica, esta é de tal maneira sensibilizada que, após um processo de revelação, mostra-se enegrecida, tanto mais intensamente quanto maior a corrente aplicada ao tubo e quanto maior o tempo de exposição. Como essas duas variáveis atuam de igual forma sobre o enegrecimento da emulsão fotográfica, são classificadas segundo os seus miliamperes/segundo (mAs). É condição básica que a tensão (kv) no tubo permaneça constante. O valor de mAs é o produto entre a corrente do tubo (mA) e o tempo de exposição (s), chamado, por essa razão, de produto mAs. Desse modo, pode-se calcular facilmente, a partir de um valor de mAs conhecido, o tempo de exposição com certa corrente do tubo, ou, calcular-se uma corrente do tubo, conhecido o tempo de exposição. Assim: intensidade de corrente aplicada ao tubo (mA) x tempo de exposição (s) = mAs.

$$\frac{\text{Valor de mAs}}{\text{Corrente do tubo}} = \text{Tempo de exposição}$$

$$\frac{\text{Valor de mAs}}{\text{Tempo de exposição}} = \text{Corrente do tubo}$$

Ao variar-se a tensão no tubo de raios X (kV) com valor de mAs constante, produz-se um enegrecimento da emulsão fotográfica, de tal forma que, ao aumentar-se a tensão, aumenta-se o enegrecimento e vice-versa.

Colocando-se um objeto entre o tubo de raios X e a emulsão fotográfica, ele absorve parte da radiação X, em função de sua espessura, de sua densidade e de seu número de ordem. (SIEMENS, 1975)

Uma radiação é considerada ionizante se for capaz de arrancar um elétron de um átomo ou de uma molécula ao qual ele está ligado por força elétrica; caso contrário, é considerada não ionizante. Quando um elétron é ejetado de um átomo, formam-se partículas capazes de produzir ionização em um meio, sendo diretamente ionizantes as partículas eletricamente carregadas, como elétrons, pósitrons, prótons, partículas alfa, e indiretamente ionizantes, as partículas sem carga, como fótons e nêutrons. Com estes últimos, a ionização em série é produzida pela partícula carregada que se origina de sua interação com a matéria. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

O uso dos raios X para radiografar a parte interna dos corpos baseia-se na absorção diferenciada de seus fótons por diferentes tecidos do corpo: o feixe que atravessa tecidos mais absorventes tem menos intensidade ao atingir o filme radiográfico do que o que atravessa tecidos menos absorventes, gerando contraste na imagem produzida no filme. Elementos de alto número atômico (Z), como o cálcio ($Z = 20$), o bário ($Z = 56$) e o iodo ($Z = 53$), absorvem melhor os raios X do que elementos de baixo número atômico, como o hidrogênio ($Z = 1$), o carbono ($Z = 6$) e o oxigênio ($Z = 8$). Dessa forma, os ossos, que contêm cálcio, aparecem com contraste em relação ao tecido muscular, que contém muita água. Gordura, músculo, sangue e tumores absorvem raios X em menor proporção.

As características dos raios X são expressas em função da quantidade e da qualidade do feixe. A quantidade refere-se ao número de fótons de um feixe e a qualidade, à energia dos fótons. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

2.1.1 Produção de raios X

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.

Conforme os processos fundamentais em sua produção, os raios X podem ser: de freamento, os que apresentam um espectro contínuo de energias, e característicos ou de fluorescência, os que apresentam um espectro de linhas ou de raias com energias bem definidas. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

2.1.2 Raios X de freamento

Nos raios X de freamento, uma pequena fração dos elétrons incidentes no alvo aproxima-se dos núcleos dos átomos que constituem o alvo e eles podem perder, de uma só vez, uma fração considerável de sua energia, emitindo um fóton de raio X (FIGURA 4). (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

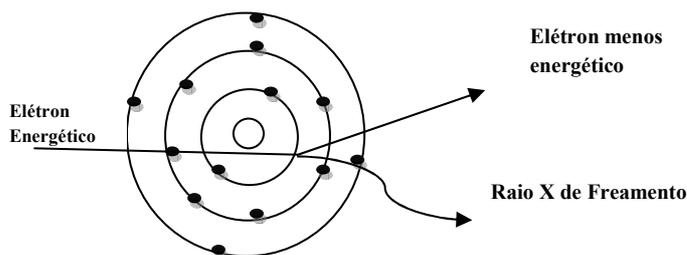


Figura 4 - Processo de geração de um fóton de raio X de freamento
Fonte: Okunoe Yoshimura (2010, p. 37).

2.1.3 Raios X característicos

Além dos raios X de freamento, outros fótons podem ser simultaneamente produzidos em um tubo, os chamados raios X característicos ou de fluorescência. Quando um elétron da camada mais externa de um átomo cai de um nível de energia mais alto (elétron excitado) para outro de energia mais baixo, um fóton de energia na faixa de raio X é emitido, se as transições do elétron envolvem camadas mais internas do átomo (FIGURA 5). (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

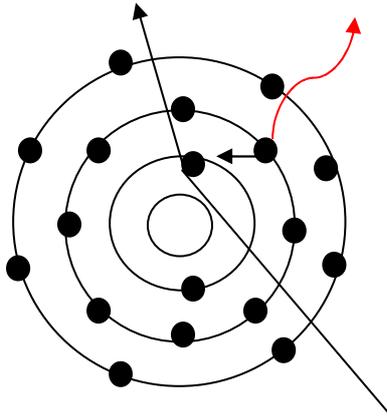


Figura 5 - Processo de geração de um fóton de raio X característico ou de fluorescência
 Fonte: Okunoe Yoshimura (2010, p. 39).

2.2GRANDEZAS E UNIDADES

Durante o Primeiro Congresso Internacional de Radiologia, que teve lugar em Londres, em 1925, foi criada a International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), com a finalidade de estabelecer grandezas e unidades de física das radiações, critérios de medida e efetuar sua divulgação. Três anos depois, uma segunda comissão internacional, a International Commission on Radiological Protection (ICRP), foi criada no Segundo Congresso Internacional de Radiologia, reunido em Estocolmo, com a finalidade de elaborar normas de proteção radiológica e estabelecer limites de exposição à radiação ionizante para pacientes sujeitos a radiografias e para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE), expressão essa adotada, no Brasil, pela Comissão Nacional de Energia Nuclear em relação a esses indivíduos.

As grandezas de proteção são grandezas dosimétricas especificadas para o corpo humano e foram introduzidas para o estabelecimento de limites de exposição à radiação. Não há, entretanto, equipamentos capazes de medi-las. Como saber-se, então, se um IOE que foi exposto à radiação está dentro dos limites e, portanto, se o serviço de radiodiagnóstico em que trabalha dá cumprimento às normas?

Para resolver essa questão, foram introduzidas as grandezas operacionais, para monitoração de área e para monitoração individual, que podem ser usadas para estimar o limite superior dos valores das grandezas de proteção nos tecidos ou órgãos do paciente ou no

corpo do IOE como um todo, exposto externamente à radiação. As grandezas operacionais correlacionam-se com as respostas de instrumentos e de dosímetro usado na monitorização após calibração e cálculos (FIGURA 6). (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

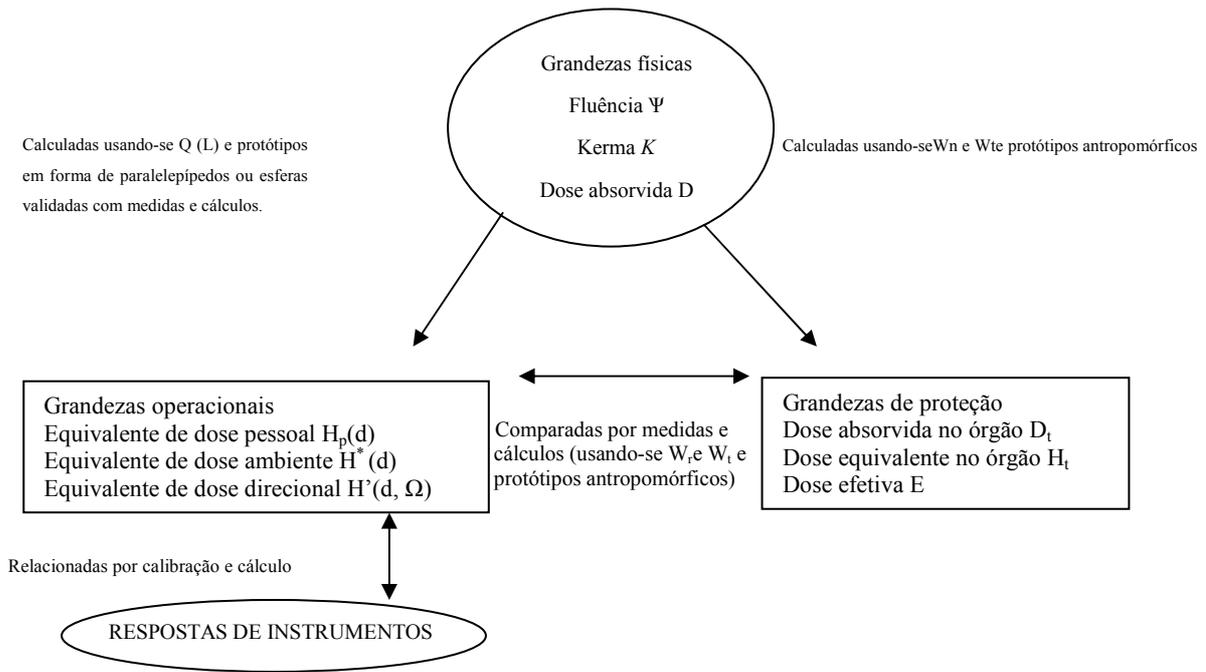


Figura 6 - Correlação entre grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais
 Fonte: Okuno e Yoshimura (2010, p. 183).

2.2.1 Grandezas físicas

As principais grandezas físicas são: exposição, dose de radiação absorvida e kerma.

2.2.1.1 Exposição

A primeira grandeza relacionada com a radiação foi a exposição, introduzida em 1928, no Segundo Congresso Internacional de Radiologia, simbolizada por X , que é definida somente para fótons (raios X e gama) interagindo no ar.

2.2.1.2 Dose de radiação absorvida

A grandeza mais importante em radiobiologia, radiologia e proteção radiológica é a dose de radiação absorvida no órgão (D) que se relaciona com a energia da radiação absorvida, intimamente ligada a danos biológicos. Essa grandeza vale para qualquer meio, para qualquer tipo de radiação e qualquer geometria de irradiação. A definição da unidade rad (R, *roentgen absorbed dose* em inglês) para a radiação absorvida foi estabelecida levando-se em conta que uma exposição à radiação X de 1R com energia na faixa dos raios X usados em diagnóstico resultasse em uma dose absorvida de 1 rad nos tecidos moles e de aproximadamente 6 rad nos ossos. É o que motiva a obtenção de contraste entre músculo e osso em radiografias médicas. A partir de 1975, foi recomendada a substituição da unidade rad pela unidade gray (Gy no sistema internacional), sendo: $1\text{Gy} = 100\text{ rad} = 1\text{J/kg}$. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

2.2.1.3 Kerma

Outra grandeza que utiliza a mesma unidade da dose absorvida (gray) é o kerma (K, *kinetic energy releases per unit of mass* em inglês). O kerma refere-se à transferência inicial de energia e muitas vezes é usado como medida da dose absorvida, por ser numericamente igual, principalmente para energia de fótons menor do que 1,0 MeV. O kerma ocorre no ponto de interação do fóton, e a dose absorvida, ao longo da trajetória do elétron. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

2.2.2 Grandezas de radiologia

As grandezas de proteção são recomendadas para limitar a dose de radiação no tecido ou órgão e em todo o corpo. Por não serem mensuráveis, essas grandezas não são de uso prático, mas podem ser avaliadas por meio de cálculo, se as condições de irradiação forem conhecidas. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

A grandeza produto kerma-área (P_{KA} - em $\text{Gy}\cdot\text{m}^2$) é definida como a integral, sobre uma área A, do produto do kerma no ar (K_A) em uma área elementar ($dx dy$) de um plano perpendicular ao eixo central do feixe de raios X, pela área do feixe no mesmo plano:

$$P_{KA} = \int AK_a(x, y) dx dy \quad (\text{ICRP, 2007})$$

Sua principal vantagem é que seu valor independe da distância ao foco do tubo de raios X, se a atenuação do ar for desconsiderada, desde que, para um dado ângulo sólido, o kerma no ar é proporcional ao inverso do quadrado da distância, e a área do feixe varia com o quadrado da distância. Desse modo, o P_{KA} pode ser medido em qualquer plano entre o colimador e o paciente. Usando-se fatores de conversão apropriados, o valor medido do produto kerma-área pode, então, ser usado para determinar as grandezas de proteção radiológica dose efetiva $(E)_1$, ou a energia transmitida ao paciente $(\epsilon)_2$, ambas relacionadas com o risco trazido pela radiação. (ALMEIDA, 2011)

O controle de qualidade começa pelo equipamento de raios X utilizado para produzir imagens e continua com a avaliação sistemática das instalações de processamento das imagens. O controle de qualidade finaliza-se com uma análise dedicada a cada imagem para a possível identificação de deficiências e artefatos. Cada equipamento novo, de produção de raios X ou de processamento de imagens, deve ser avaliado para sua aceitação antes da aplicação clínica. A comprovação de aceitação deve ser efetuada por uma pessoa distinta do representante do fabricante.

Um programa aceitável de controle de qualidade tem três passos a serem seguidos: comprovação de aceitação, supervisão de rendimento rotineira e manutenção. (BUSHONG, 2004)

Após um período de intensas pesquisas teóricas e experimentais, em 1977, a ICRP, com a Publicação 26, estruturou as bases do formalismo da radioproteção, que continua sendo utilizado, com as devidas atualizações, até os dias atuais. Assim, introduziram-se novos conceitos e propostas. A medida de dose para fins de radioproteção passou a ser a dose equivalente efetiva, e a unidade *sievert* (Sv) substituiu o *rem*. O conceito limite de dose foi substituído por dose máxima permitida (mpd, *maximum permissible dose* em inglês) e foram propostos, respectivamente, os valores 50 mSv/ano e 5 mSv/ano para indivíduos ocupacionalmente expostos e para pacientes de modo geral. Também foi introduzido o conceito de detrimento, que leva em consideração questões de saúde, econômicas e sociais. Outra importante inovação foi o estabelecimento dos três princípios da radioproteção: o princípio da justificção, o da limitação de dose e o da otimização.

As preocupações relacionadas com a possibilidade de os raios X causarem leucemia e efeitos genéticos motivaram a realização de estudos sobre as exposições em radiodiagnóstico. Um dos primeiros estudos foi realizado pelo Comitê Adrian, na Inglaterra, cujos primeiros

resultados foram publicados em 1960, tendo sido observadas grandes variações entre as doses de radiação em diferentes serviços de radiodiagnóstico, e detectadas altas doses em exames de coluna lombar. Os resultados despertaram a atenção para a necessidade de harmonização das técnicas utilizadas nos exames de radiodiagnóstico, cujas primeiras recomendações foram publicadas pela ICRP, em 1954, evoluindo posteriormente para o conceito de níveis de referência de radiodiagnóstico (*diagnostic reference levels* em inglês) em publicação posterior. (ICPR, 1996) A partir do final do século XX, o nível de referência e a qualidade da imagem tornaram-se os fundamentos da regulação de risco em radiodiagnóstico.

A última década foi marcada pelo crescente conhecimento da sociedade em relação aos efeitos das novas tecnologias sobre o homem e o ambiente. As evidências científicas de que as radiações ionizantes e diversas substâncias químicas, comercializadas e consumidas, provocavam malefícios indicaram que o setor produtivo não tinha condições de controlar os riscos delas advindos.

Assim, a identificação e o controle dos riscos em radiações ionizantes teve como principal característica a ampliação do conceito de risco, no campo da saúde, em especial a radioproteção, com a consequente consolidação do conceito de qualidade como fundamental no processo de controle dos riscos. Esse importante aspecto se refletiu em diversas normas e recomendações, que passaram a ter como foco central a implantação e a fiscalização de Programas de Garantia de Qualidade (PGQ). (NAVARRO, 2009).

2.2.3 Conceitos utilizados em dosimetria

2.2.3.1 Dose de radiação absorvida (D)

A dose de radiação absorvida(D) consiste na medida da quantidade de energia absorvida do feixe de radiação por unidade de massa tecidual. O gray (Gy) é a sua unidade no sistema internacional de unidades (SI), medida em joules/Kg, e sua subunidade, o miligray (mGy) ($\times 10^{-3}$). Sua unidade original foi o rad, medida em ergs/g, tendo sido 100 rad convertidos em 1Gy.

2.2.3.2 Dose equivalente (H)

A dose equivalente (H) é uma medida que permite a mensuração da efetividade radiobiológica (RBE) dos diferentes tipos de radiação.

Pela introdução de um valor numérico, conhecido como fator de peso de radiação (W_R), que representa o efeito biológico das diferentes radiações, a unidade de dose equivalente (H) fornece uma unidade comum, permitindo que comparações sejam efetuadas entre diferentes tipos de radiação.

Dose equivalente (H) = dose de radiação absorvida (D) x fator de peso de radiação (W_R)

Assim:

- (a) para raios X, raios gama e partículas beta, tem-se $W_R = 1$;
- (b) para nêutrons rápidos (10 keV) e prótons, tem-se $W_R = 10$;
- (c) para partículas alfa, tem-se $W_R = 20$.

Sua unidade foi originalmente o rem, substituída, no SI, pelo sievert (Sv), com as subunidades milisievert (mSv) ($\times 10^{-3}$) e microsievert (μSv) ($\times 10^{-6}$), sendo 1 Sv equivalente a 100 rem.

Para os raios X, o fator de peso de radiação (fator W_R) é igual a 1; portanto, a dose equivalente (H), medida em Sv, é igual à dose de radiação absorvida (D), medida em Gy. (WHAITES, 2009)

2.2.3.3 Dose efetiva (E)

A dose efetiva permite que doses de diferentes investigações em diferentes partes do corpo sejam comparadas, pela conversão de todas as doses em uma dose equivalente de corpo inteiro.

Essa comparação é necessária porque algumas partes do corpo são mais sensíveis do que outras à radiação. A International Commission on Radiological Protection (ICRP) atribuiu um valor numérico a cada tecido, conhecido como fator de peso do tecido (W_T), com base na sua radiosensibilidade, isto é, o risco de o tecido ser danificado pela radiação — quanto maior o risco, maior o fator de peso do tecido. A soma dos fatores de peso dos tecidos representa o fator de peso para todo o corpo. Os fatores de peso referentes a tecidos recomendados pela ICRP em 1990 e atualizados em 2007 constam no Quadro 1.

Tecido	Fator de peso (w_T)	
	ICRP 1990	ICRP 2007
Medula óssea	0,12	0,12
Mama	0,05	0,12
Cólon	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	0,12	0,12
Bexiga	0,05	0,04
Esôfago	0,05	0,04
Gônadas	0,20	0,08
Fígado	0,05	0,04
Tireoide	0,05	0,04
Cortical óssea	0,01	0,01
Cérebro	---	0,01
Rins	---	0,01
Glândulas salivares	---	0,01
Pele	0,01	0,01
Demais tecidos	0,05	0,12

Quadro 1- Fatores de peso dos tecidos (w_T) recomendados pelo ICRP em 1990 e em 2007

Fonte: Whaites (2009, p. 56).

Também já ficou estabelecida uma dose efetiva de radiação para diferentes exames radiológicos. Os tipos de exames e seus diferentes valores estão reunidos no Quadro 2.

Exame de raios X	Dose efetiva (mSv)
TC de tórax	8,0
TC de cabeça	2,0
Ingestão de bário	1,5
Enema de bário	7,0
Coluna lombar (AP)	0,7
Crânio (PA)	0,03
Crânio (Lat)	0,01
Tórax (PA)	0,02
Tórax (Lat)	0,04
Interproximal/periapical	0,001-0,008
Oclusal superior	0,008
Panorâmica	0,004-0,03
Cefalométrica lateral	0,002-0,003
TC de mandíbula	0,36-1,2
TC de maxila	0,1-3,3

Quadro 2- Dose efetiva de radiação para exames radiológicos
 Fonte:Whaites (2009, p. 60).

2.2.3.4 Taxa de dose

A taxa de dose é a medida de dose por unidade de tempo, como, por exemplo, dose/hora. Sua unidade no SI é o microsievert/hora ($\mu\text{Sv h}^{-1}$).

2.2.3.5 Dose anual estimada de várias fontes

Os seres humanos estão sempre expostos a alguma forma de radiação ionizante no ambiente em que vivem, seja ela (a) natural, como a radiação cósmica da atmosfera terrestre, a radiação gama das pedras e do solo na crosta terrestre, a radiação dos isótopos ingeridos em alguns alimentos, ou (b) artificial, tais como as partículas radioativas liberadas de explosões nucleares, os resíduos de radiação de usinas nucleares, a radiação para diagnóstico médico e odontológico ou proveniente de exposição ocupacional. O Quadro 3 reúne essas fontes de radiação, indicando a dose anual média (μSv) para cada uma delas e seu percentual aproximado.

Fonte de radiação	Dose anual média (μSv)	% aproximado
Natural		
Raios cósmicos	300	---
Exposição externa da crosta terrestre	400	---
Radiação interna de certos alimentos	370	---
Exposição ao radônio e seus produtos de desintegração	700	---
Total	2,7 mSv (aprox)	87%
Artificial		
Partículas radioativas	10	---
Resíduos de radiação	2	> 1%
Radiação para diagnóstico médico e odontológico	250	12%
Exposição ocupacional	9	> 1%

Quadro 3- Dose anual média de fontes de radiação e percentuais aproximados
Fonte: Whaites (2009, p. 58).

2.3 EFEITOS BIOLÓGICOS

Para a utilização de exames radiológicos como meio auxiliar de diagnósticos de forma segura é fundamental o conhecimento de seus efeitos biológicos e de seus riscos para a saúde humana. Esses efeitos afetam de modo variável as células do organismo, e sua gravidade é proporcional à dose de radiação recebida, existindo, na maioria dos casos, uma dose limiar, abaixo da qual não haverá dano à saúde.

2.3.1 Efeitos determinísticos e estocásticos

Os efeitos biologicamente danosos da radiação ionizante podem ser determinísticos e estocásticos.

Os determinísticos somáticos resultam da exposição a uma alta dose de radiação e costumam se manifestar acima de certa dose, a dose limiar, que é determinada conforme o tecido irradiado. Esses efeitos são tão mais graves quanto mais altas sejam as doses de radiação, causando morte às células em maior ou menor grau, sem, entretanto, ter consequência hereditária. O eritema na pele e a formação de catarata são alguns exemplos.

O desenvolvimento dos efeitos estocásticos é aleatório e depende das leis da chance de probabilidade de ocorrência, como é o caso das leucemias e de certos tumores cancerígenos. Não existe dose limiar para esses efeitos, e eles podem ser provocados por qualquer dose de radiação, pois toda exposição à radiação ionizante carrega consigo a possibilidade de indução de um efeito estocástico. Em alguns casos, são efeitos hereditários, podendo ser transmitidos aos descendentes da pessoa irradiada.

2.3.2 Efeitos agudos e crônicos

Alguns efeitos biológicos são agudos ou imediatos e aparecem logo após a exposição, quando, por exemplo, resultam de altas doses em todo o corpo, como é o caso dos que atingem a pele; outros são crônicos ou a longo prazo, tornando-se evidentes após um longo

período de tempo, o chamado período de latência (às vezes, de até 20 anos ou mais) e acarretando alterações morfológicas e funcionais aos órgãos, como ocorre com o câncer.

2.3.3 Efeitos diretos e indiretos

A radiação pode ser responsável por danos diretos sobre as células do corpo humano como resultado da ionização de macromoléculas, quando o fóton de raios X interage diretamente com moléculas importantes como, por exemplo, as do DNA, podendo causar desde mutação genética até morte celular. Alguns efeitos estocásticos podem ser genéticos, pois a radiação nos órgãos reprodutores pode danificar o DNA dos espermatozoides ou dos óvulos, causando malefícios ao próprio indivíduo ou uma anormalidade congênita no descendente da pessoa irradiada.

Em outros casos, sua ação é indireta, quando o fóton de raios X quebra a molécula da água, produzindo radicais livres que podem atacar outras moléculas importantes, mecanismo esse bastante significativo, uma vez que a água está presente em cerca de 70% do corpo humano.

A Figura 7 ilustra o efeito direto (A) e o indireto (B) da radiação ionizante sobre células do corpo humano, enquanto a Figura 8 apresenta uma sequência de eventos subsequentes à ionização das moléculas de água, que causam dano indireto às células.

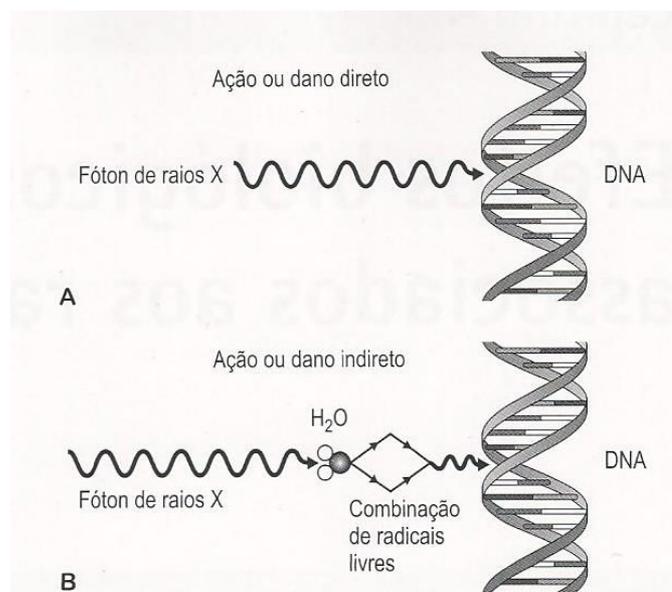


Figura 7 - Efeitos da radiação ionizante sobre as células
Fonte: Whaites (2009, p.89).

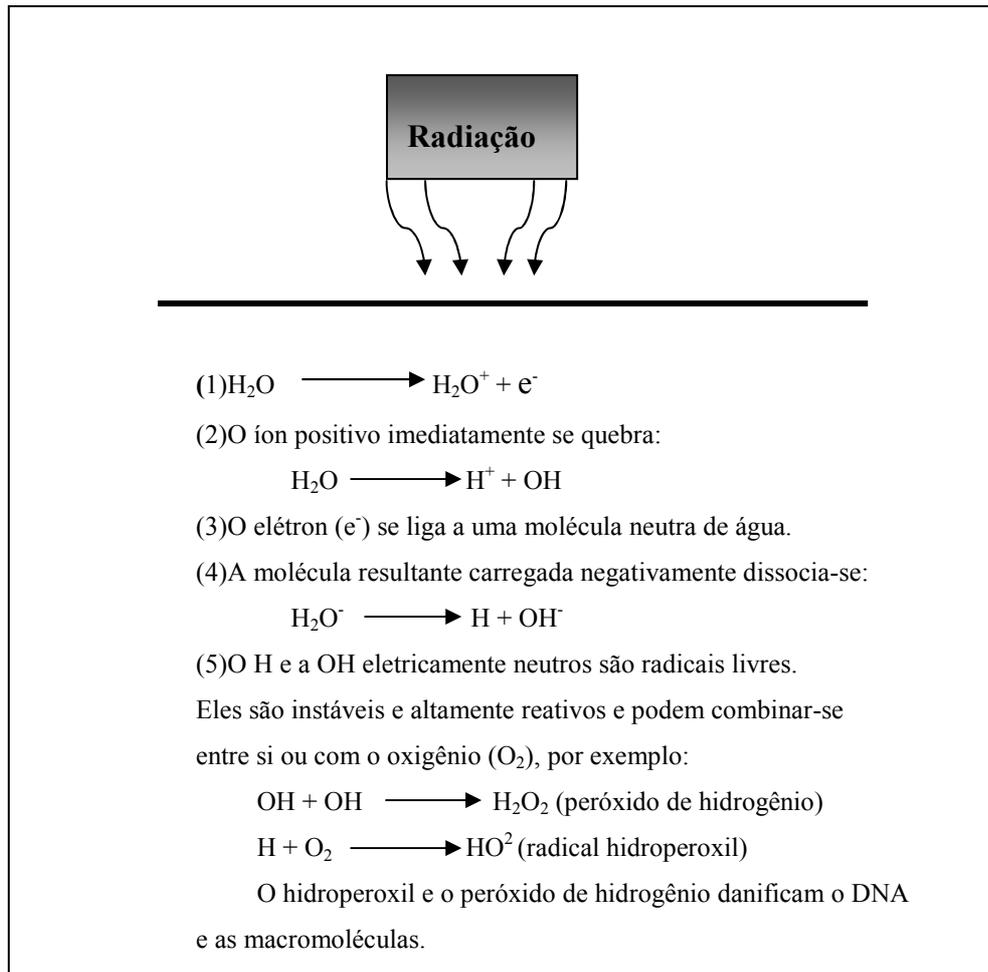


Figura 8 - Diagrama da sucessão de eventos subsequentes à ionização de moléculas de água que causam dano indireto às células
 Fonte: Whaites (2009, p. 92).

2.4 RELAÇÃO DOSE / EFEITO

Na literatura disponível, há vários estudos que analisam os efeitos das radiações e estabelecem relações dose/efeito, a partir de dados físicos e estatísticos. O Quadro 4 reúne informações sobre doses de radiação ionizante indicadas em sievert (Sv) e os respectivos efeitos que causam ao corpo humano, que vão desde alterações sanguíneas leves até dano cerebral com morte subsequente.

Dose	Efeito no corpo humano
0,25Sv	Nenhum
0,25 -1,0 Sv	Leves alterações sanguíneas, p. ex., diminuição na contagem de leucócitos
1-2 Sv	Vômito em 3 horas, fadiga, perda de apetite, alterações sanguíneas Recuperação em poucas semanas
2-5 Sv	Vômito em 2 horas, alterações sanguíneas graves, perda de cabelo dentro de 2 semanas Recuperação de 1mês a 1 ano para 70%
6-10 Sv	Vômito em 1 hora, dano intestinal, alterações sanguíneas graves Morte em 2 semanas para 80 a 100%
> 10 Sv	Dano cerebral, com morte

Quadro 4 - Doses da radiação ionizante e seus efeitos no corpo humano
Fonte: Whaites (2009, p. 92).

A International Commission on Radiological Protection (ICRP) conceitua que o exame radiológico clinicamente justificado causa benefício ao paciente e compensa o risco de exposição à radiação a ele associado. No entanto, é importante conhecer as doses de radiação a que os pacientes estarão expostos, para que se possa otimizar a prática do exame.

A radiação interage com o corpo, determinando absorção de energia. A dose fornecida por um determinado exame radiológico distribui-se pelo corpo, sendo máxima na superfície cutânea da região irradiada. (COSTA et al., 2003)

A medição das doses dos pacientes expostos a procedimentos de radiodiagnóstico é muito importante para a estimativa do risco a que estão submetidos e para a avaliação de equipamentos e técnicas. (TIERRIS, 2004).

Os valores das doses não devem ser excedidos, se boas práticas são realizadas. Eles são úteis na identificação inadequada de técnicas ou de mau funcionamento do equipamento, que são constantemente ultrapassados, para que sejam submetidos a uma ação corretiva apropriada. (POPPE et al., 2006)

A International Commission on Radiological Protection (ICRP) recomenda o uso de níveis de referência de diagnóstico (NRD) em pacientes submetidos a diagnóstico médico por

imagem e procedimentos de medicina nuclear. Os NRD referem-se a uma quantidade facilmente mensurável, geralmente a dose absorvida no ar, ou num material equivalente de tecido para a superfície de um padrão simples ou protótipo representativo.

O principal propósito dos NDR é evitar a exposição excessiva do paciente à radiação. Para sua obtenção, comparam-se o valor de NDR e o valor médio obtido para um grupo de pacientes de referência adequados ou um protótipo de referência adequado. Se se verifica que os valores obtidos são sempre mais elevados do que os NRD estabelecidos, deverá ser efetuada uma revisão dos processos e equipamentos para evitar-se o risco de efeitos aleatórios de radiação.

As avaliações dosimétricas são geralmente limitadas para os principais procedimentos convencionais, tais como o tórax, a cabeça e o abdômen, e a dose eficaz é calculada usando-se os níveis de referência de diagnóstico como valor da dose de entrada. (ZENONE et al., 2012)

As grandezas dosimétricas como kerma no ar na superfície de entrada (EASK) e dose na superfície de entrada (ESD) podem ser utilizadas como indicadores de exposição à radiação e, conseqüentemente, como níveis de referência. (OLIVEIRA, 2007)

Em geral, a dose eficaz média nos Estados Unidos a partir de todos os processos de raios X médicos aumentou sete vezes durante o período de 1980 a 2007. As constatações de casos de malignidade induzida por radiação provocaram nova preocupação e discussão na comunidade médica, bem como entre o público em geral.

Há, entretanto, uma razoável evidência epidemiológica de que doses em órgãos abaixo de 100 mSv resultem num aumento muito pequeno mas não negligenciável do risco de câncer. (KARPITSCHKA et al., 2012)

Embora se possa assumir que, na prática odontológica, os níveis de dose de radiação são relativamente baixos, não se deve perder de vista o efeito cumulativo de exposições repetidas. (JACOBS et al., 2004), uma vez que a radiação ionizante pode causar mutações cromossômicas que não são reparáveis, e alguns estudos sugerem que seus efeitos são cumulativos. (GOREN, et al., 2013)

Radiografias intraorais e panorâmicas são as técnicas de imagem mais comuns realizadas em rotina nas clínicas. (LOOE, 2008)

Nos exames radiográficos dentários, a glândula tireoide cai, de modo geral, na área de exposição à radiação, e essa exposição pode ter um efeito prejudicial sobre o paciente. (WHAITES, 2009)

Existe um risco aumentado de câncer de tireoide decorrente do epitélio folicular após a exposição à radiação. Mulheres e crianças são mais suscetíveis e esse tipo de câncer,

cumprindo frisar que é justamente na infância que o tratamento ortodôntico é mais procurado. (SANSARE et al., 2011)

Também os olhos podem ser atingidos pela radiação ionizante. A International Commission on Radiological Protection (ICRP), avaliando evidências epidemiológicas recentes, publicou, em abril de 2011, uma declaração sobre reações teciduais, sugerindo que, para a lente do olho, um dos tecidos mais radiosensíveis do corpo humano, o limiar da dose absorvida para a cataratogênese deve ser considerado abaixo de 0,5 Gy, em vez dos 2Gy anteriormente estabelecidos. Com base nesse novo limiar, o ICRP recomendou um limite de dose equivalente para o cristalino do olho de 20 mSv (com alcance de média durante determinados períodos de 5 anos), uma redução considerável em relação ao anterior limite de dose equivalente de 150 mSv. Embora tenha sido reconhecida a necessidade de aperfeiçoamento da dosimetria da lente do olho, muito se tem comentado sobre as implicações práticas desse novo limite. (O'CONNOR, 2013)

Apesar de a radiologia dentária ter sido sempre considerada como uma técnica de baixa dose de radiação, esse cenário vem se modificando com a introdução de técnicas e consequentes alterações que resultaram do uso da nova técnica digital. (BATISTA et al., 2011)

Uma alteração bastante significativa para os exames radiológicos odontológicos é a inclusão das glândulas salivares, uma vez que, tratando-se de um tecido individualmente radiosensível, determinada dose de radiação pode levar à diminuição de produção de saliva. (MORANT, 2013)

O colimador, circular ou retangular, determina a forma ou o tamanho do feixe que sai do tubo de raios X e atinge a pele do paciente. O colimador retangular produz um feixe um pouco maior do que um filme intraoral número dois ($3,2 \times 4,1 \text{ cm}^2$). Além de reduzir significativamente a exposição do paciente à radiação, o uso de colimadores retangulares melhora a qualidade da imagem por diminuir o véu por espalhamento, resultando em uma imagem radiográfica com melhor resolução e contraste. (TRAVESSAS, 2008)

Entre os últimos desenvolvimentos, inclui-se a troca do filme pela radiografia digital. É crucial uma dosimetria precisa para monitorar-se seu impacto, para garantir que as técnicas sejam otimizadas e para fornecer informações sobre os riscos à saúde que os profissionais devem levar em consideração ao solicitarem exames radiográficos. (MARTIN, 2008)

2.5 INSTRUMENTOS DETECTORES

As aplicações da radiação ionizante quase sempre requerem o uso de um detector de radiação, ou seja, um equipamento que tenha sensibilidade para detectar a presença de radiação, ou mesmo para quantificá-la. Eles são importantes também em proteção radiológica, pois o corpo humano não dispõe de sensores para a radiação ionizante. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

A câmara de ionização é um tipo de detector que funciona na região conhecida como de ionização. O patamar exibido, em que a variação da tensão não introduz aumento de sinal, relaciona-se com a coleta de praticamente toda a carga produzida no volume, sem multiplicação. O patamar é conveniente porque pequenas variações de diferença de potencial não causam mudanças na resposta. A resposta depende do tipo de radiação que a produziu, basicamente pelas diferentes densidades de ionização que produzem no gás.(OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

Para todos os tipos de exame usados em radiologia odontológica, a dose de radiação absorvida pelo paciente pode ser monitorizada pelo produto kerma-área (P_{ka}), podendo ser de grande valia no estabelecimento de exposição e / ou protocolos de exames. (EBBA; KLANG, 2010)

O medidor do produto dose-área permite o registro cumulativo da radiação emitida pela ampola de raios X durante o tempo do exame. Mede-se o produto dose-área (DAP, *dose-area product* em inglês), também chamado de produto kerma-área (P_{KA}) (POPPE et al., 2006 e mede-se a dose de radiação em relação à área de exposição (Figura 10). (CANEVARO, 2009)

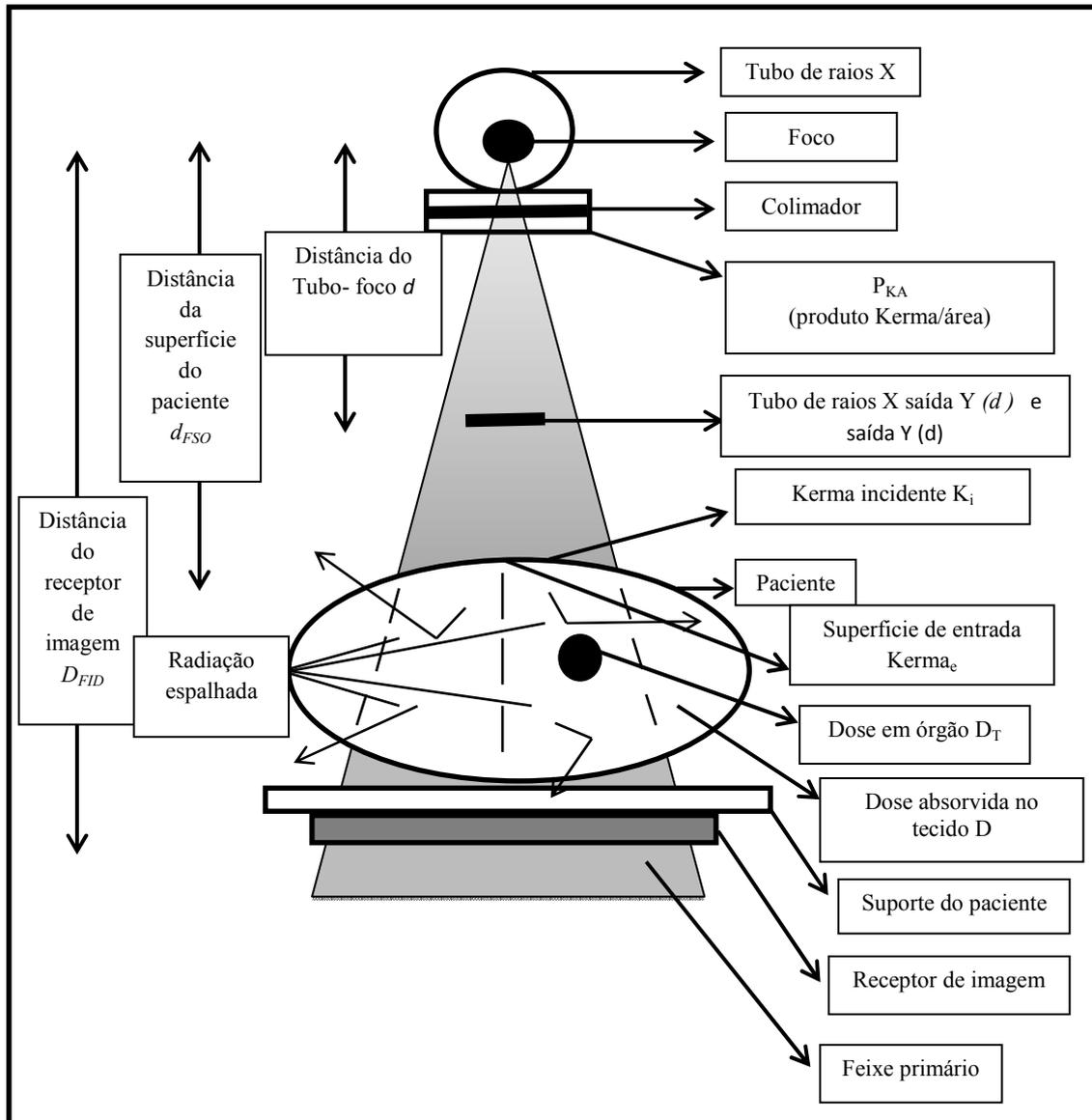


Figura 9 - Grandezas de interesse para estimativa das doses em pacientes e para caracterização do equipamento de raios X
 Fonte: Canevaro (2009, p.103).

O produto dose-área, que é o um produto da dose no feixe multiplicado pela área do feixe em determinado ponto, tem sido sugerido para o propósito de estabelecerem-se NRDs em radiografia intraoral e panorâmica. (ARAKI et al., 2013)

Em certas situações, é interessante medir-se a dose de radiação diretamente no paciente. Já para o controle de parâmetros técnicos, para a comparação de diferentes sistemas

e para otimização, é preferível que as medidas sejam realizadas utilizando-se um protótipo padrão para simular o paciente. (CANEVARO, 2009)

Assim sendo, fantasmas apropriados são utilizados para avaliar-se a qualidade de imagem, o desempenho do equipamento e a exposição do paciente. A qualidade de imagem do protótipo para equipamentos intraorais pode incluir dentes e contraste e placa de teste de resolução espacial incorporado em substituição dos tecidos moles. As doses do paciente e alguns fatores de técnicas especiais de unidades de raios X intraorais podem ser verificados, pelo fato de os serviços de radiodiagnóstico fornecerem ao usuário informações sobre controle de qualidade. (SERVOMMA, 1993)

2.6 MEDIDAS DE RADIOPROTEÇÃO

A emissão de raios X durante o exame radiográfico requer atenção especial no tocante à radioproteção para o ser humano contra possíveis efeitos indesejados causados pela *radiação ionizante*. A proteção radiológica visa a minimizar os riscos de efeitos determinísticos e diminuir a probabilidade de aparecimento de efeitos estocásticos.

No Brasil, o Ministério da Saúde através da Secretaria de Vigilância Sanitária baixou a Portaria/SVS/MS nº 453, datada de 1º de junho de 1998, com a finalidade de estabelecer as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnósticos médicos e odontológicos, com vistas à defesa de pacientes, de profissionais envolvidos e do público em geral e seus descendentes.

Essa Portaria alinha-se a diretrizes estabelecidas conjuntamente por organismos internacionais — a Organização Mundial da Saúde (OMS), a Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS), a Organização Internacional do Trabalho (OIT), a Organização de Alimento e Agricultura, a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) — em consonância com as “Diretrizes básicas de proteção radiológica”. Esse regulamento técnico do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), unidade da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão de referência no país em radioproteção e metrologia das radiações ionizantes, estabelece um conjunto de medidas aplicáveis a pacientes, a profissionais envolvidos (médicos, odontólogos, técnicos) e ao público em geral, tanto em situações de exposições normais como de exposições potenciais. (CNEN, 2005)

A Portaria/SVS/MS nº 453/1998 foi complementada pela Resolução nº 64/2006 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária que estabelece os parâmetros de testes para execução de qualidade de feixes de radiodiagnósticos, inclusive dos utilizados em Odontologia, assim como os critérios a serem levados em consideração para avaliar-se sua adequação às normas estabelecidas. (OLIVEIRA; SOUZA, 2005).

A justificativa, a otimização e a limitação de dose são os princípios fundamentais da proteção radiológica. Assim, toda atividade que envolve radiação deve ser justificada e capaz de produzir no paciente um efeito benéfico maior do que os potenciais efeitos indesejados. Quanto à otimização, a magnitude das doses de exposição devem ser mantidas tão baixas quanto possam ser razoavelmente exequíveis (princípio alara, *as low as reasonably achievable* em inglês), tendo-se em conta fatores sociais e econômicos. E, ainda, as doses não podem exceder os limites anuais estabelecidos na legislação vigente. (GUERRA, 2011)

A otimização da dose deve ser executada por uma seleção adequada dos parâmetros de exposição e do tamanho de campo, em função das necessidades de diagnóstico. (PAUWELS, 2012)

A medida da dose de entrada na pele (DEP) é uma ferramenta importante para a avaliação da otimização dos procedimentos radiográficos. A DEP representa a dose na superfície da pele do paciente, acrescida da radiação retroespalhada e pode ser avaliada: (a) por métodos diretos, por meio de medidas com câmaras de ionização ou pela utilização de dosímetros termoluminescentes (TLDs); (b) por métodos indiretos, determinando-se o produto dose-área; (c) por meio de cálculos baseados no rendimento do tubo de raios X. (OLIVEIRA et al., 2010)

De acordo com a Portaria/SVS/MS nº 453/1998, os equipamentos de raios X para uso odontológico devem atender a requisitos básicos:

(a) em radiografias intraorais e extraorais, a tensão deve ser preferencialmente superior a 60 kVp;

(b) a filtração pode ser de 1,5 mm de alumínio (Al) para equipamentos com tensão de tubo inferior ou igual a 70 kVp, e de 2,5 mm de alumínio para equipamentos com tensão de tubo superior a 70 kVp;

(c) para radiografias intraorais, o diâmetro do campo não deve ser superior a 6,0 cm na extremidade de saída do localizador, embora valores entre 4 cm e 5 cm sejam permitidos, sob a condição, porém, de haver um sistema de alinhamento e posicionamento do filme;

(d) o painel de controle ou *timer*, deve ser do tipo eletrônico e não permitir que tempos superiores a 5 segundos sejam selecionados para a realização de uma exposição;

(e) os equipamentos para radiografias intraorais devem possuir um localizador de extremidade de saída aberta que ofereça uma distância foco-pele mínima de 18 cm para tensão de tubo menor ou igual a 60 kVp; de 20 cm, para tensão entre 60 e 70kVp (inclusive) e de 24 cm para tensão maior do que 70 kVp;

(f) a dose de entrada na pele para um paciente adulto típico em um exame periapical deve ser inferior a 3,5 mGy por radiografia. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1998).

Para o aprimoramento da qualidade dos exames e para a segurança dos usuários, é de fundamental importância a atenção dos serviços de radiodiagnóstico aos critérios operacionais dos equipamentos, devendo ser periodicamente efetuado o controle de sua qualidade em relação aos parâmetros estabelecidos, analisando-se: a kVp (tensão de pico), a filtração, o rendimento do feixe e sua linearidade, a coincidência de campos, o contato tela-filme e a medição de radiação de vazamento. (OLIVEIRA; SOUZA, 2005)

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Comparar as doses de radiação obtidas com três equipamentos radiológicos, dois da marca Kodak® 2200 Intraoral X-ray System de características similares e um da Dabi Atlante® Seletronic utilizados para radiografias periapicais digitais.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Avaliar as doses de radiação em órgãos — cristalinos, glândulas parótidas, glândula sublingual e tireoide — em radiografias periapicais digitais com diferentes protocolos de exposição.
- b) Avaliar a dose média em órgãos em radiografias periapicais digitais com diferentes protocolos de exposição.
- c) Avaliar a dose de entrada na pele (DEP) em radiografias periapicais digitais com diferentes protocolos de exposição.
- d) Avaliar o produto kerma-área (P_{ka}) em radiografias periapicais digitais com diferentes protocolos de exposição.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Com o objetivo de avaliar doses de entrada em órgãos e o produto dose-área realizou-se a simulação de incidências periapicais de dentes incisivos e molares, comparando-se três equipamentos radiológicos periapicais digitais, dois da marca Kodak® 2200 Intraoral X-ray System de características similares (FIGURA 10) e um da marca Dabi Atlante® Seletronic (FIGURA 11). Para tanto, utilizou-se um protótipo de crânio contendo osso seco e material equivalente a tecido humano com parafina (FIGURA 12). As aquisições das imagens nos três equipamentos foram realizadas pelo autor deste trabalho, no período de julho a dezembro de 2012. Os testes de medição com protótipo foram realizados em duas clínicas odontológicas localizadas em Salvador, e uma em Lauro de Freitas.



Figura 10 - Equipamento radiológico Kodak® 2200 Intraoral X-ray System



Figura 11 - Equipamento radiológico Dabi Atlante® Seletronic



Figura 12 - Protótipo de cabeça e pescoço com ossos reais e tecido similar

A dose de radiação para os diferentes protocolos estabelecidos foi avaliada através do produto kerma-área, por um profissional calibrado, utilizando-se o equipamento fabricado pela IBA DOSIMETRY®, modelo KermaXplus DDP TinO (FIGURA 13). O detector foi acoplado à janela de saída do feixe primário de radiação e foi realizada a exposição para os diferentes protocolos estabelecidos.



Figura 13 - Medidor de produto kerma-área IBA® DOSIMETRY modelo Kerma X plus DDP TinO

Esses mesmos equipamentos foram utilizados para realizar a simulação das incidências periapicais do primeiro incisivo da arcada superior e do primeiro incisivo da

arcada inferior, do primeiro molar da arcada superior e do primeiro molar da arcada inferior do lado direito, todos do lado direito.

Para a medição das doses de entrada em órgão — cristalinos, glândulas parótidas, glândula sublingual e glândula tireoide —, utilizou-se um sensor de estado sólido marca Radcal® Accu-Gold® para radiodiagnóstico e uma câmara de ionização marca Radcal® Accu-Gold® (FIGURA 14), onde foram medidas as doses efetivas e comparadas as indicadas no equipamento com as capturadas no sensor.



Figura 14 - Sensor de estado sólido e câmara de ionização Radcal® Accu-Gold®

As técnicas radiológicas aplicadas foram as previstas para paciente adulto padrão, com quilovoltagem de 60 kV e 70 kV em formato digital.

Utilizou-se um posicionador para inserir-se o sensor no lugar da placa de fósforo ou filme radiográfico (FIGURA 15) e para realizar-se a medição das doses (FIGURA 16).



Figura 15 - Posicionador para inserir o sensor no lugar da placa de fósforo



Figura 16 - Posicionador no local apropriado para realizar a medição de dose

Os disparos dos equipamentos foram realizados em diferentes tempos (milissegundos), com as tensões de 60 kV (0,198 mAs, 0,304 mAs, 0,409 mAs, e 0,781 mAs) e de 70 kV

(0,200 mAs, 0,320 mAs, 0,500 mAs e 0,630 mAs), obtendo-se medições do produto dose-área e constatando-se as diferentes doses para cada tempo e cada tensão dos equipamentos.

A Figura 17 ilustra o comando do equipamento Kodak 2200 Intraoral X-ray System para essas duas técnicas.

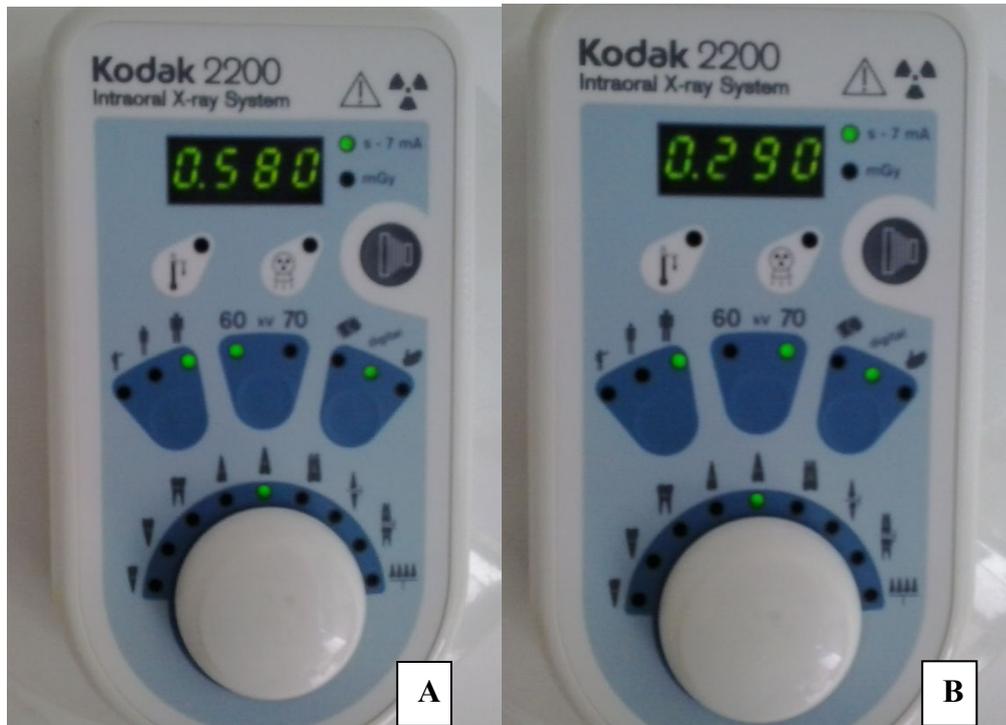


Figura 17 - A: Comando do equipamento indicando a técnica de 60 kV
B: Comando do equipamento indicando a técnica de 70 kV

Seguem-se ilustrações do protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização em cristalino (FIGURA 18), em glândula parótida (FIGURA 19), em glândula sublingual (FIGURA 20) e em glândula tireoide (FIGURA 21).



Figura 18 - Protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização em cristalino



Figura 19 - Protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização em glândula parótida

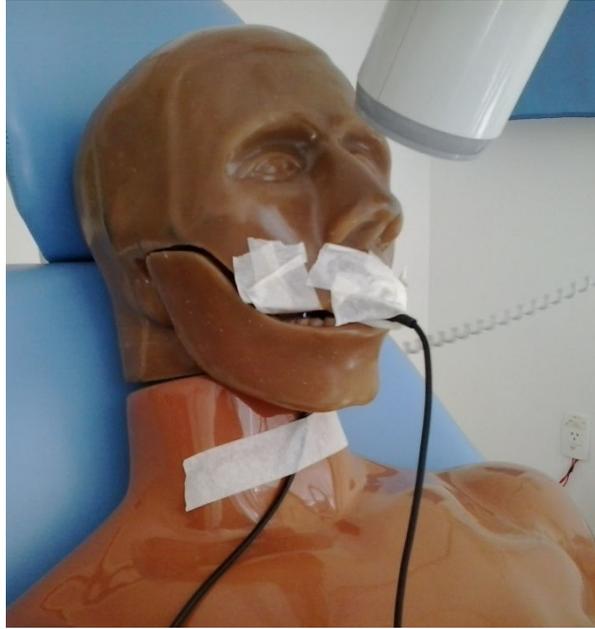


Figura 20 - Protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização em glândula sublingual



Figura 21 - Protótipo de cabeça e pescoço com sensor e câmara de ionização em glândula tireoide

As Figuras 22 e 23 ilustram, respectivamente, o protótipo posicionado para a realização de testes e para a realização de medições.



Figura 22 - Protótipo posicionado para realização de testes



Figura 23 - Protótipo posicionado para realização de medições

Na Figura 24 vê-se o equipamento utilizado para medições.



Figura 24 - Equipamento utilizado para medições

Para obtenção dos resultados das medições, foi utilizado um *notebook* da marca LG® com programa Windows® 7 e Microsoft Office 2010®, instalado o programa da Accu-Gold®.

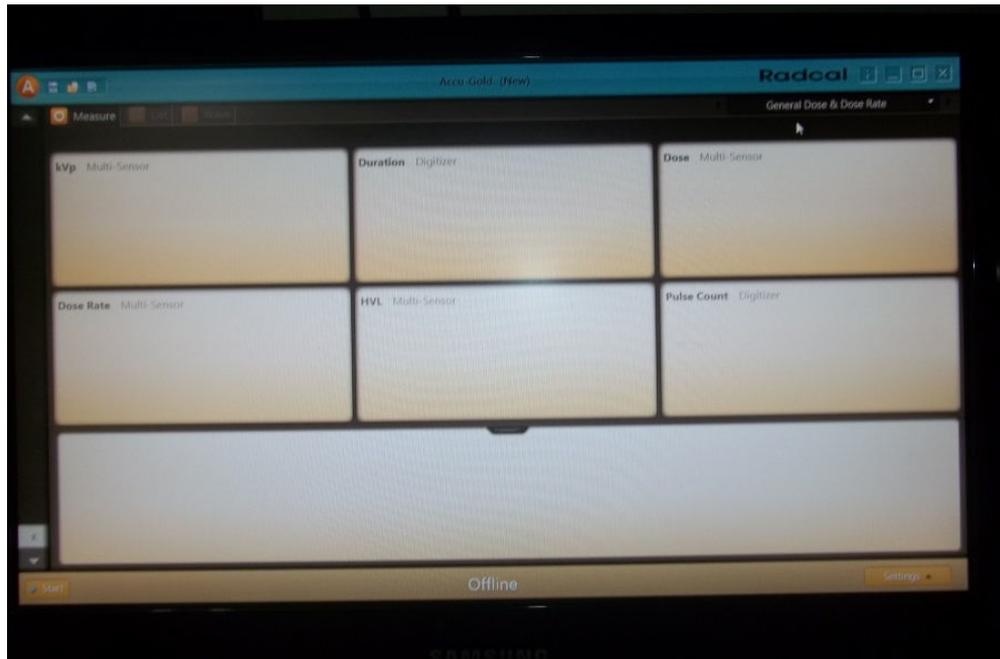


Figura 25- Tela do programa utilizado (Radcal) para obter dados das medições



Figura 26- Tela do programa utilizado (Radcal) com dados após medição

Os resultados obtidos foram utilizados para comparações e estabelecimento de correlações e disparidades entre os três equipamentos avaliados.

5 RESULTADOS

Tendo-se procedido à simulação das incidências periapicais sobre o primeiro incisivo da arcada superior e o primeiro incisivo da arcada inferior do lado direito, e sobre o primeiro molar da arcada superior e o primeiro molar da arcada inferior do lado direito. para a obtenção de doses de radiação de entrada nos cristalinos, nas glândulas parótidas, na glândula sublingual e na glândula tireoide, utilizando-se para sua mensuração os três mencionados equipamentos de raios X, dois da marca Kodak® 2200 Intraoral X-ray System e um da marca Dabi Atlante Seletronic, foram obtidos os resultados apresentados a seguir.

Foram utilizadas técnicas radiográficas estabelecidas para paciente adulto padrão, com kilovoltagem de 60 kV e 70 kV em formato digital. Os equipamentos da marca Kodak (doravante equipamento 1 e equipamento 2) possuem um dispositivo de limitação de feixe com diâmetro de radiação de 6 cm, enquanto, no da marca Dabi Atlante (doravante equipamento 3), o diâmetro de radiação é de 5,9 cm. A distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a pele é de 20 cm nos três equipamentos.

Para os cristalinos e as glândulas parótidas, por serem órgãos bilaterais, obteve-se uma média das doses de radiação dos dois lados em todos os testes.

Os resultados obtidos são apresentados a seguir sob a forma de tabelas e gráficos.

Nas Tabelas 1 a 4 indicam-se os valores obtidos com o equipamento 1.

Tabela 1 - Incisivo superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 1

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR (mGy)	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	7	580	62,8	0,016	679	0,363	4,7	2,52
	70	7	290	76,3	0,014	340	0,336	2,3	3,06
Parótidas	60	7	580	62,6	0,130	680	0,371	4,7	2,52
	70	7	290	76	0,119	339	0,341	2,3	3,06
Sublingual	60	7	580	62,5	0,003	680	0,375	4,7	2,52
	70	7	290	75,9	0,003	340	0,344	2,4	3,06
Tireoide	60	7	580	62,5	0,060	680	0,411	4,7	2,52
	70	7	290	76	0,036	340	0,370	2,3	3,06

Tabela 2 - Incisivo inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 1

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo Medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR (mGy)	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	7	580	62,4	0,014	699	0,354	4,8	2,53
	70	7	290	76,8	0,010	370	0,322	2,5	3,07
Parótidas	60	7	580	61,5	0,128	696	0,375	4,8	2,53
	70	7	290	72,5	0,117	359	0,346	2,5	3,07
Sublingual	60	7	580	62,5	0,057	690	0,398	4,8	2,53
	70	7	290	73,7	0,038	363	0,364	2,5	3,07
Tireoide	60	7	580	64,3	0,106	688	0,479	4,8	2,53
	70	7	290	74,8	0,087	346	0,394	2,4	3,07

Tabela 3 - Molar superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 1

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR (mGy)	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	7	680	63	0,016	679	0,363	4,7	3,15
	70	7	340	76,3	0,014	340	0,336	2,3	3,17
Parótidas	60	7	680	62,5	0,060	680	0,411	4,7	3,15
	70	7	340	76	0,036	340	0,370	2,3	3,17
Sublingual	60	7	680	62,8	0,130	680	0,371	4,7	3,135
	70	7	340	76,1	0,119	339	0,341	2,3	3,17
Tireoide	60	7	680	62,7	0,003	680	0,375	4,7	3,15
	70	7	340	76,1	0,003	340	0,344	2,3	3,17

Tabela 4- Molar inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 1

Órgão	Kv nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR (mGy)	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	7	680	63	0,016	686	0,368	4,8	3,23
	70	7	340	75,6	0,012	352	0,340	2,4	3,25
Parótidas	60	7	680	61,6	0,062	684	0,419	4,7	3,23
	70	7	340	77	0,040	352	0,378	2,4	3,25
Sublingual	60	7	680	63,8	0,216	688	0,379	4,8	3,23
	70	7	340	75,8	0,188	345	0,346	2,4	3,25
Tireoide	60	7	680	62,8	0,194	684	0,385	4,7	3,23
	70	7	340	75,8	0,172	348	0,354	2,4	3,25

Nas Tabelas 5 a 8 indicam-se os valores obtidos com o equipamento 2.

Tabela 5 - Incisivo superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 2

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	7	680	63,3	0,0035	678	0,404	4,7	2,21
	70	7	340	73,9	0,0048	340	0,336	2,3	2,64
Parótidas	60	7	680	63,0	0,0080	677	0,400	4,7	2,21
	70	7	340	73,9	0,0071	339	0,334	2,3	2,64
Sublingual	60	7	680	62,9	0,031	677	0,392	4,7	2,21
	70	7	340	73,6	0,026	338	0,327	2,3	2,64
Tireoide	60	7	680	62,8	0,0065	676	0,389	4,7	2,21
	70	7	340	73,7	0,0054	339	0,327	2,3	2,64

Tabela 6 - Incisivo inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 2

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR	mAs	Filtração (mm)
Cristalino	60	7	680	62,5	0,0033	679	0,39	4,7	2,42
	70	7	340	74,2	0,0052	343	0,33	2,3	2,64
Parótida	60	7	680	62,8	0,0086	691	0,39	4,7	2,42
	70	7	340	75,6	0,0075	347	0,33	2,3	2,64
Sub lingual	60	7	680	64,5	0,039	687	0,45	4,7	2,42
	70	7	340	74,6	0,033	356	0,35	2,3	2,64
Tireoide	60	7	680	61,9	0,0088	695	0,39	4,7	2,42
	70	7	340	75,7	0,0067	362	0,35	2,3	2,64

Tabela 7 - Molar superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 2

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	7	680	62,4	0,0037	676	0,054	4,7	2,22
	70	7	340	67,8	0,0033	339	0,048	2,3	2,59
Parótidas	60	7	680	61,1	0,0037	676	0,075	4,7	2,22
	70	7	340	68,9	0,0039	338	0,067	2,3	2,59
Sublingual	60	7	680	60,7	0,533	677	0,460	4,7	2,22
	70	7	340	71,6	0,443	339	0,381	2,3	2,59
Tireoide	60	7	680	59,1	0,0148	676	0,396	4,7	2,22
	70	7	340	69,5	0,0114	339	0,332	2,3	2,59

Tabela 8-Molar inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 2

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR (mGy)	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	7	680	59,6	0,0031	713	0,052	4,9	2,25
	70	7	340	71,4	0,0041	353	0,047	2,4	2,67
Parótidas	60	7	680	57,1	0,0054	711	0,082	4,9	2,25
	70	7	340	68,9	0,0071	316	0,073	2,2	2,67
Sublingual	60	7	680	61,4	0,0078	669	0,503	4,6	2,25
	70	7	340	73,2	0,0073	359	0,400	2,5	2,67
Tireoide	60	7	680	61,2	0,0186	694	0,421	4,8	2,25
	70	7	340	69,2	0,0137	363	0,345	2,5	2,67

Nas Tabelas 9 a 12 indicam-se os valores obtidos com o equipamento 3.

Tabela 9 - Incisivo superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 3

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR (mGy)	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	10	250	63,2	0,003	351	0,11	3,5	3,39
	70	10	250	60,9	0,04	352	0,10	3,5	3,24
Parótidas	60	10	250	63,0	0,003	352	0,11	3,5	3,39
	70	10	250	73,9	0,003	351	0,10	3,5	3,24
Sublingual	60	10	250	62,9	1,02	387	0,08	3,8	3,39
	70	10	250	73,6	0,01	387	0,09	3,8	3,24
Tireoide	60	10	250	62,8	0,005	387	0,09	3,8	3,39
	70	10	250	73,7	0,003	387	0,53	3,8	3,24

Tabela 10 - Incisivo inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 3

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR (mGy)	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	10	250	63,5	0,002	356	0,10	3,5	2,87
	70	10	250	61,3	0,05	353	0,13	3,5	2,77
Parótidas	60	10	250	63,5	0,010	357	0,14	3,5	2,87
	70	10	250	70,2	0,014	354	0,12	3,5	2,77
Sublingual	60	10	250	60,4	1,5	370	0,51	3,7	2,87
	70	10	250	71,2	1,9	378	0,78	3,7	2,77
Tireoide	60	10	250	61,6	1,2	363	0,29	3,6	2,87
	70	10	250	74,5	1,4	369	0,47	3,7	2,77

Tabela 11 - Molar superior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 3

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem CR (mGy)	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	10	300	67,4	0,005	387	0,09	3,8	2,54
	70	10	300	71,7	0,003	387	0,09	3,8	2,47
Parótidas	60	10	300	63,8	0,001	254	0,53	2,5	2,54
	70	10	300	73,1	0,002	318	0,76	3,1	2,47
Sublingual	60	10	300	62,5	0,003	418	1,15	4,1	2,54
	70	10	300	71,8	1,5	535	1,50	5,3	2,47
Tireoide	60	10	300	61,8	1,9	852	1,94	8,5	2,54
	70	10	300	71,7	2,2	704	2,26	7,04	2,47

Tabela 12 – Molar inferior: tensão, corrente, tempo, dose e filtração para os diferentes órgãos no equipamento 3

Órgão	kV nominal	mA	Tempo (mseg)	kV medido	Dose no órgão (mGy)	Tempo medido (mseg)	Dose no receptor de imagem digital CR	mAs	Filtração (mm)
Cristalinos	60	10	300	65,3	0,003	378	0,07	3,7	2,56
	70	10	300	70,2	0,003	389	0,09	3,8	2,48
Parótidas	60	10	300	62,4	0,009	273	0,59	2,7	2,56
	70	10	300	73,0	0,014	340	0,79	3,4	2,48
Sublingual	60	10	300	61,2	0,010	423	1,19	4,2	2,56
	70	10	300	72,5	1,5	553	1,58	5,5	2,48
Tireoide	60	10	300	62,6	1,9	838	1,56	8,3	2,56
	70	10	300	71,7	2,0	732	2,14	7,3	2,48

Nos Quadros 5 e 6 indicam-se os valores obtidos para DEP e P_{KA} com o equipamento 1 com a utilização dos dois protocolos adotados.

Quadro 5 - Equipamento 1: tensão de 60 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}

kV	mA	Tempo (mseg)	DEP (mGy)	P _{KA} (mGy.cm ²)
60	7	198	2,07	58,49
60	7	304	3,25	91,84
60	7	409	4,41	124,62
60	7	781	8,45	238,79

Quadro 6 - Equipamento 1: tensão de 70 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}

kV	mA	Tempo (mseg)	DEP (mGy)	P _{KA} (mGy.cm ²)
70	7	200	3,03	85,62
70	7	320	4,94	139,60
70	7	500	7,74	218,73
70	7	630	9,74	275,25

Nos Quadros 7 e 8 indicam-se os valores obtidos para DEP e P_{KA} com o equipamento 2 com a utilização dos dois protocolos adotados.

Quadro 7 - Equipamento 2: tensão de 60 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}

kV	mA	Tempo (mseg)	DEP (mGy)	P _{KA} (mGy.cm ²)
60	7	198	1,20	33,91
60	7	304	1,84	51,99
60	7	409	2,48	70,08
60	7	781	4,72	133,38

Quadro 8 - Equipamento 2: tensão de 70 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}

kV	mA	Tempo (mseg)	DEP (mGy)	P _{KA} (mGy.cm ²)
70	7	200	1,77	50,02
70	7	320	2,67	75,45
70	7	500	4,31	121,80
70	7	630	5,40	152,60

Nos Quadros 9 e 10, indicam-se os valores obtidos para DEP e P_{KA} com o equipamento 3 com a utilização dos dois protocolos adotados.

]

Quadro 9 - Equipamento 3: tensão de 60 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}

kV	mA	Tempo (mseg)	DEP (mGy)	P _{KA} (mGy.cm ²)
60	10	198	1,15	32,49
60	10	304	1,50	42,39
60	10	409	1,95	55,10
60	10	781	3,26	92,12

Quadro 10 - Equipamento 3: tensão de 70 kV, corrente, tempo, DEP e P_{KA}

kV	mA	Tempo (mseg)	DEP (mGy)	P _{KA} (mGy.cm ²)
70	10	200	1,61	45,49
70	10	320	2,10	59,34
70	10	500	2,73	77,14
70	10	630	4,42	124,90

Nos Gráficos 1 a 8 comparam-se as doses de radiação nos órgãos obtidas com os três equipamentos, utilizando-se os dois protocolos adotados.

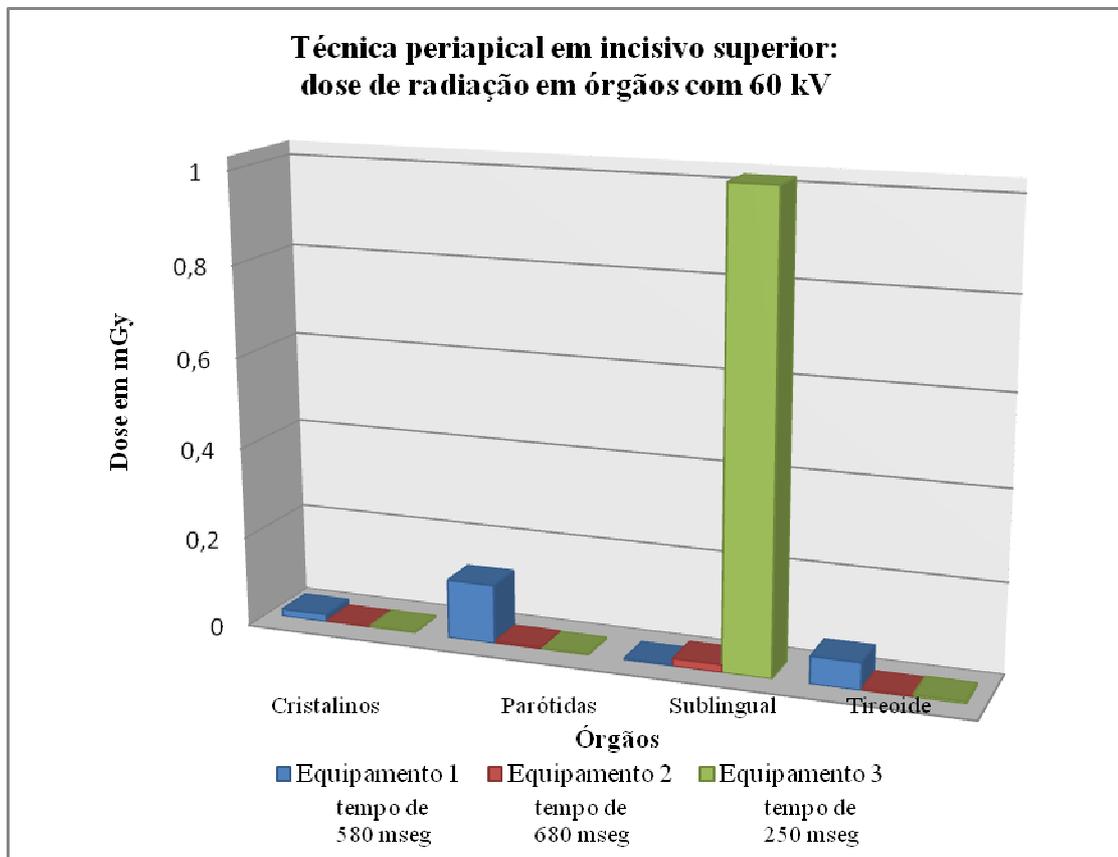


Gráfico 1- Incisivo superior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV

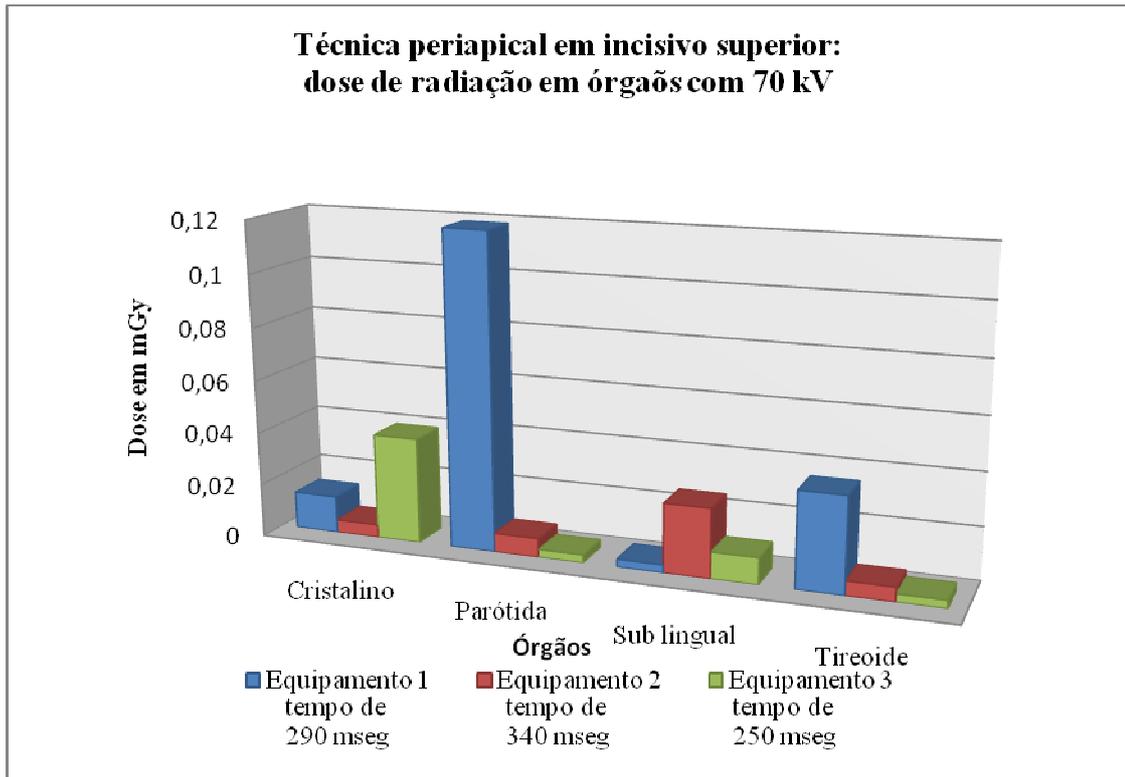


Gráfico 2 - Incisivo superior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV

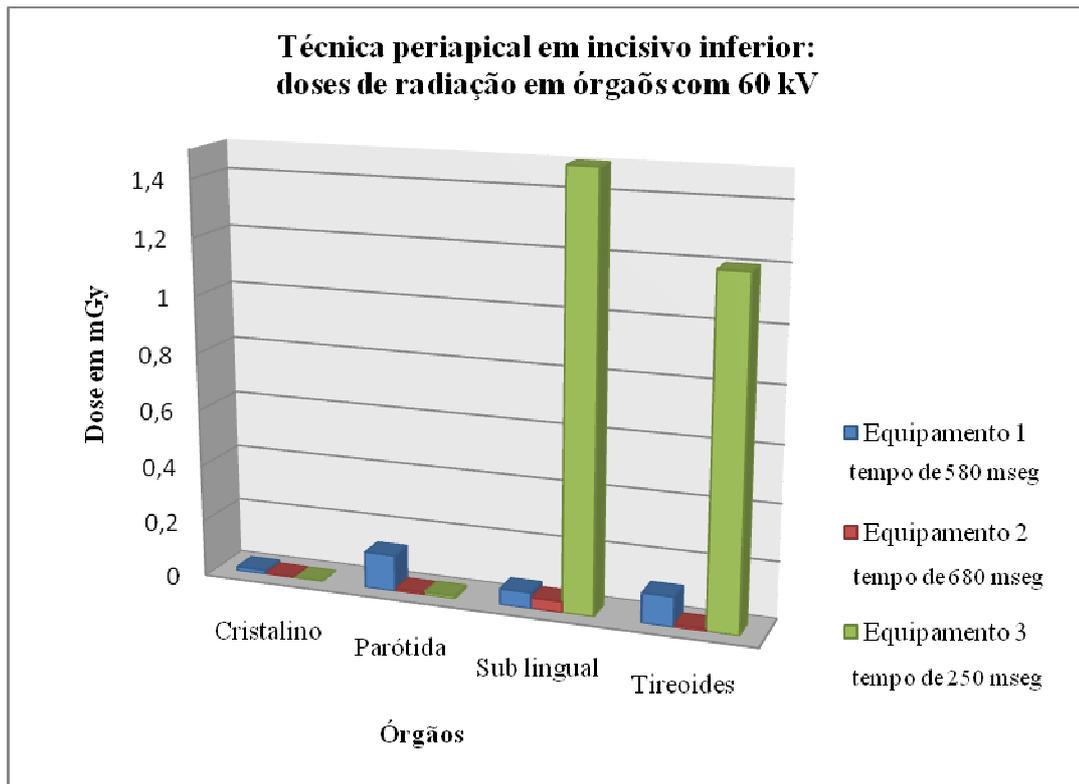


Gráfico 3- Incisivo inferior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV

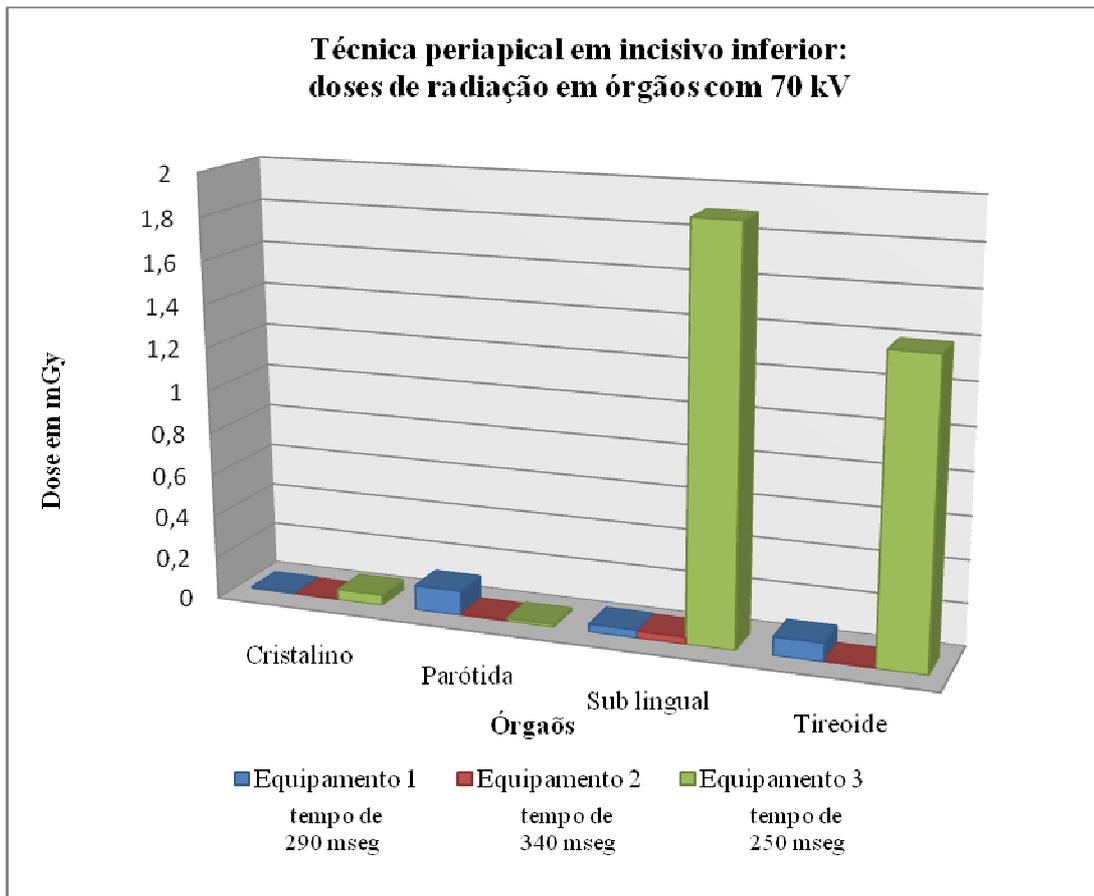


Gráfico 4 - Incisivo inferior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV

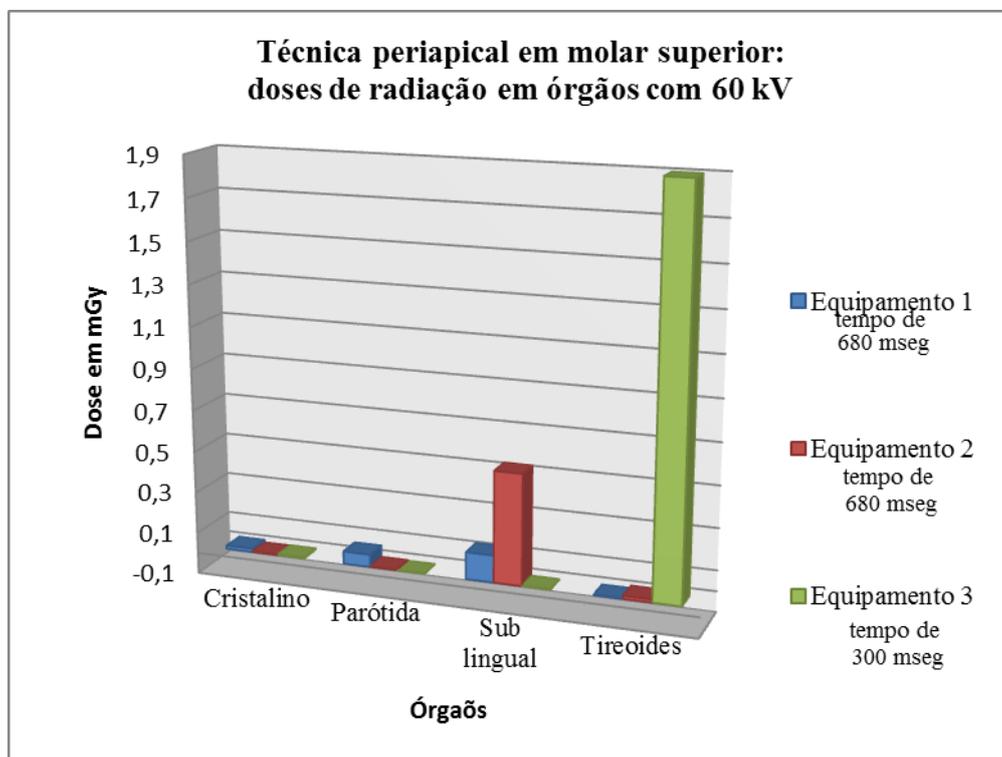


Gráfico 5 - Molar superior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV

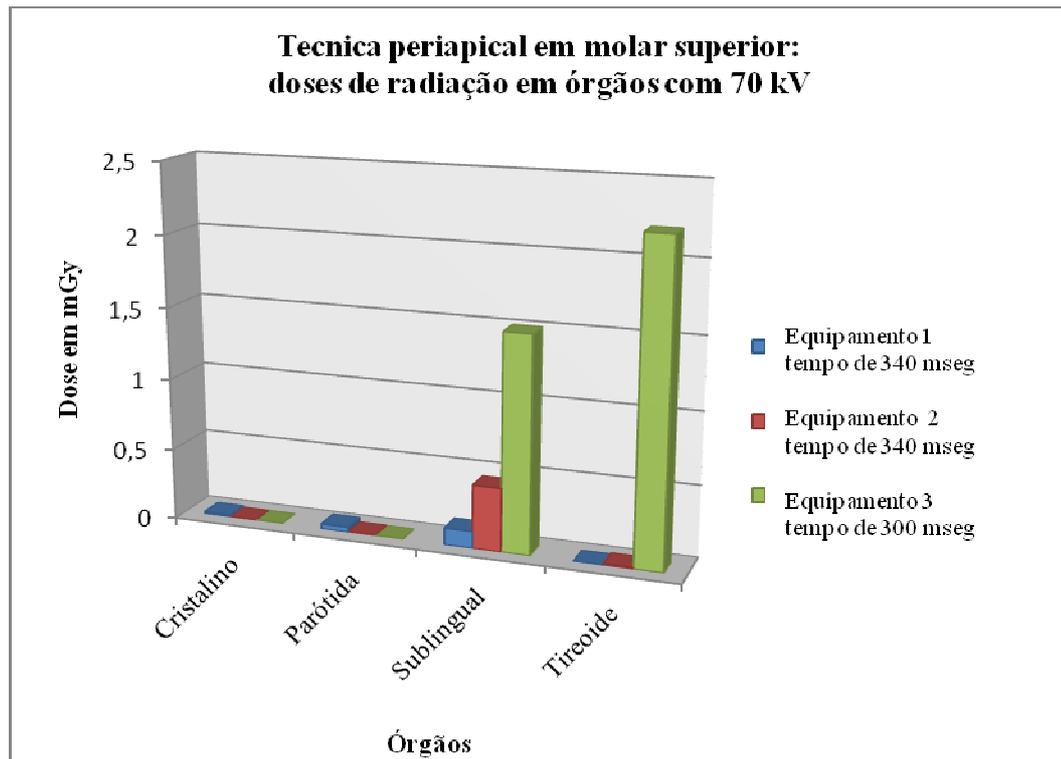


Gráfico 6 - Molar superior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV

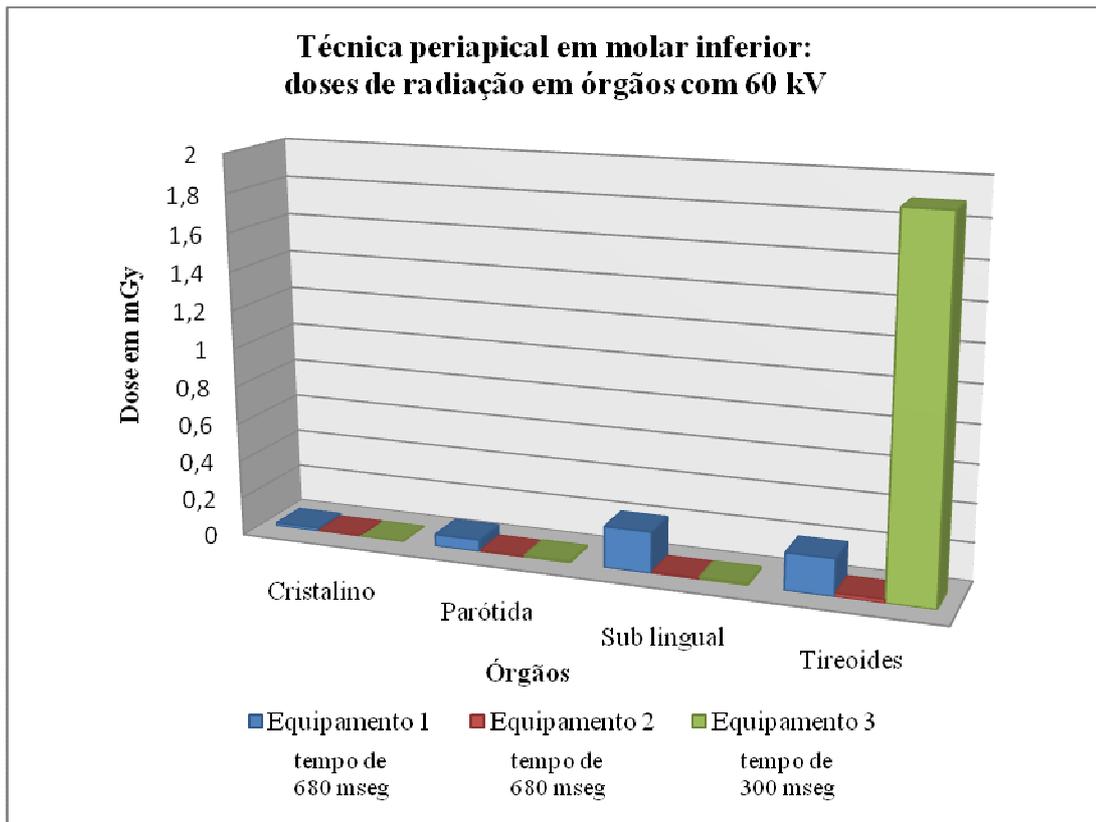


Gráfico 7 - Molar inferior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV

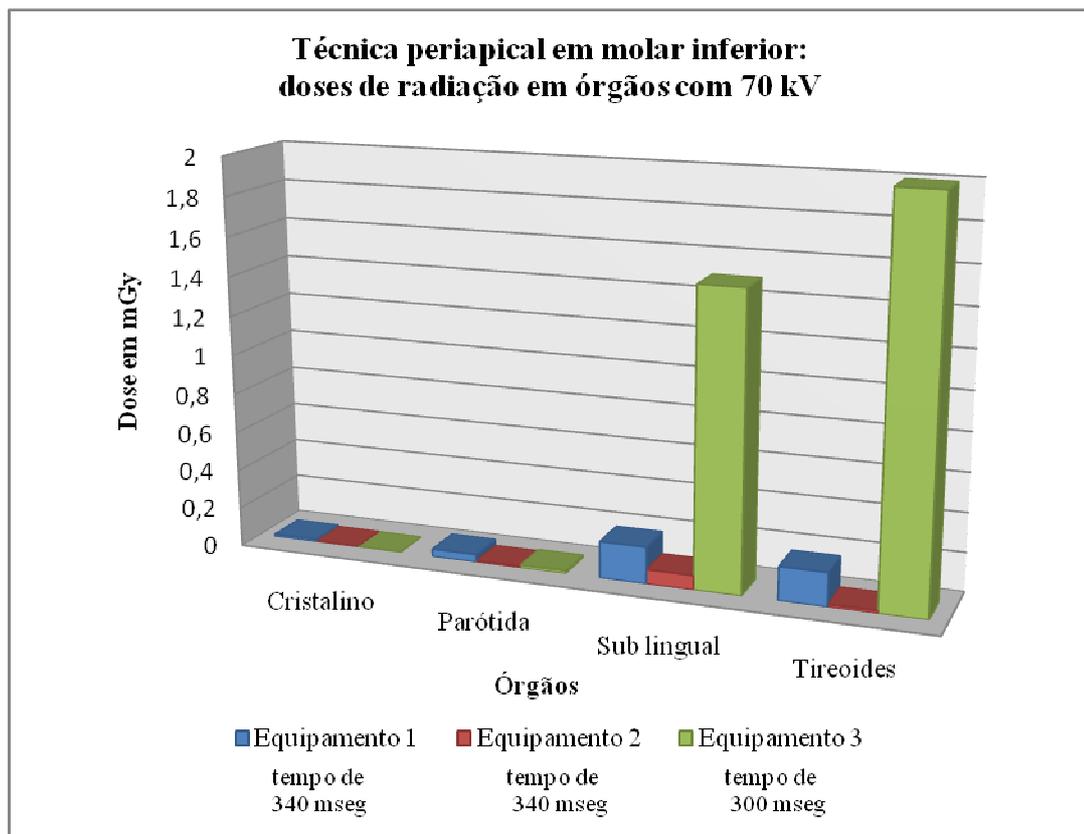


Gráfico 8 - Molar inferior: doses de radiação em órgãos obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV

Nos Gráficos 9 e 10, comparam-se as doses de entrada na pele obtidas com os três equipamentos, utilizando-se os dois protocolos adotados.

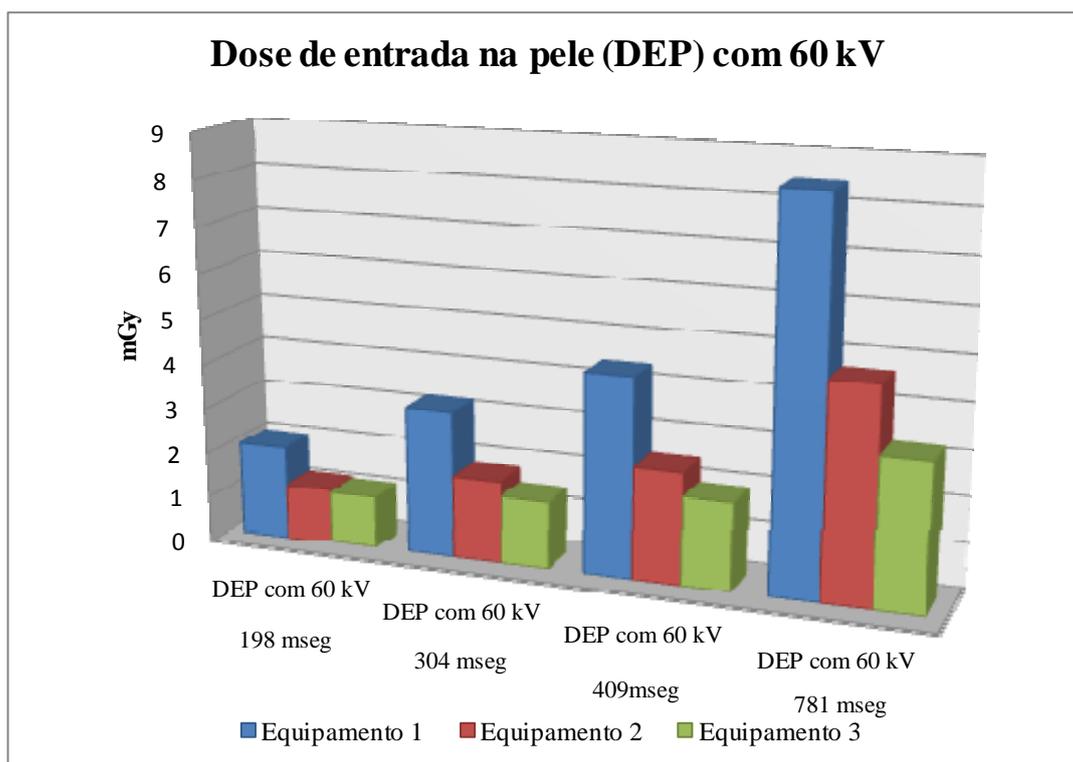


Gráfico 9 - Doses entrada na pele obtidas com os três equipamentos com tensão de 60 kV

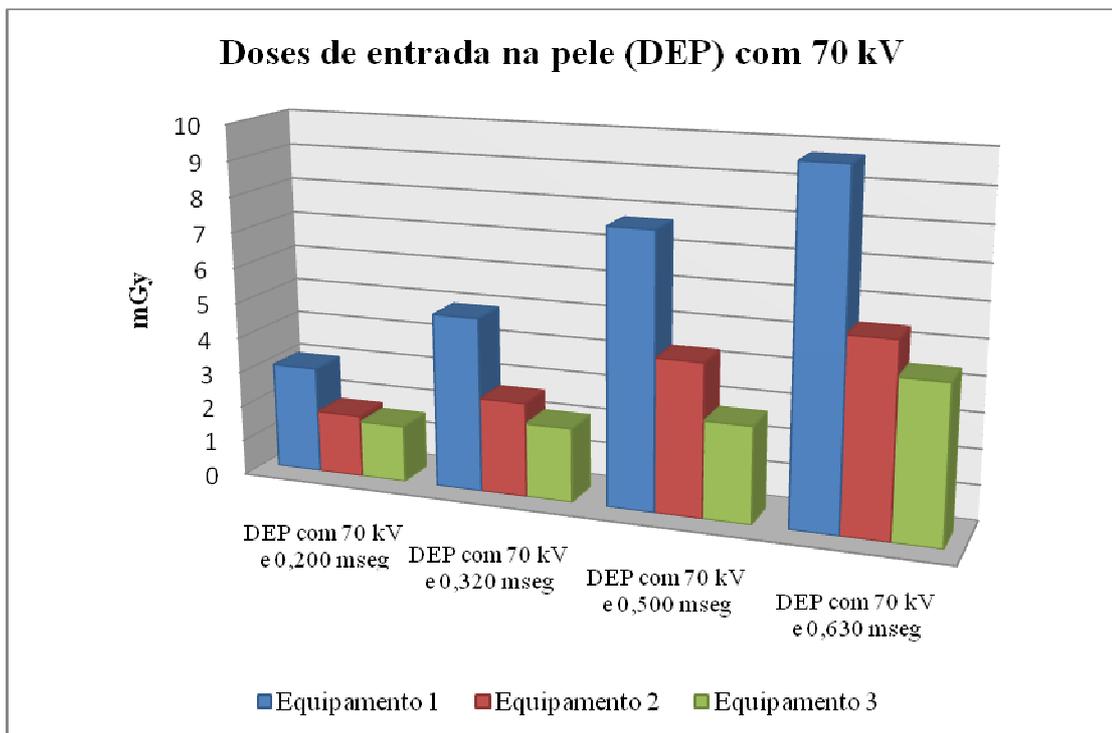


Gráfico 10 - Doses de entrada na pele obtidas com os três equipamentos com tensão de 70 kV

Nos Gráficos 11e 12. comparam-se os valores de P_{KA} obtidos com os três equipamentos, utilizando-se os dois protocolos adotados.

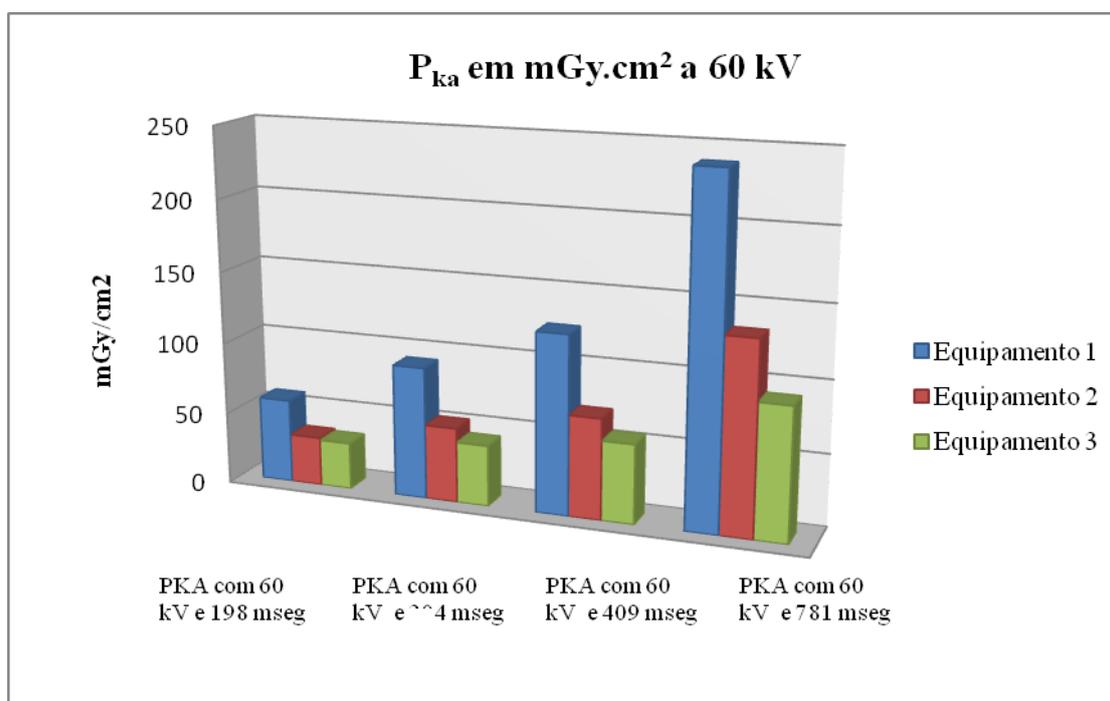


Gráfico 11 - Valores de P_{KA} obtidos com os três equipamentos com tensão de 60 kV

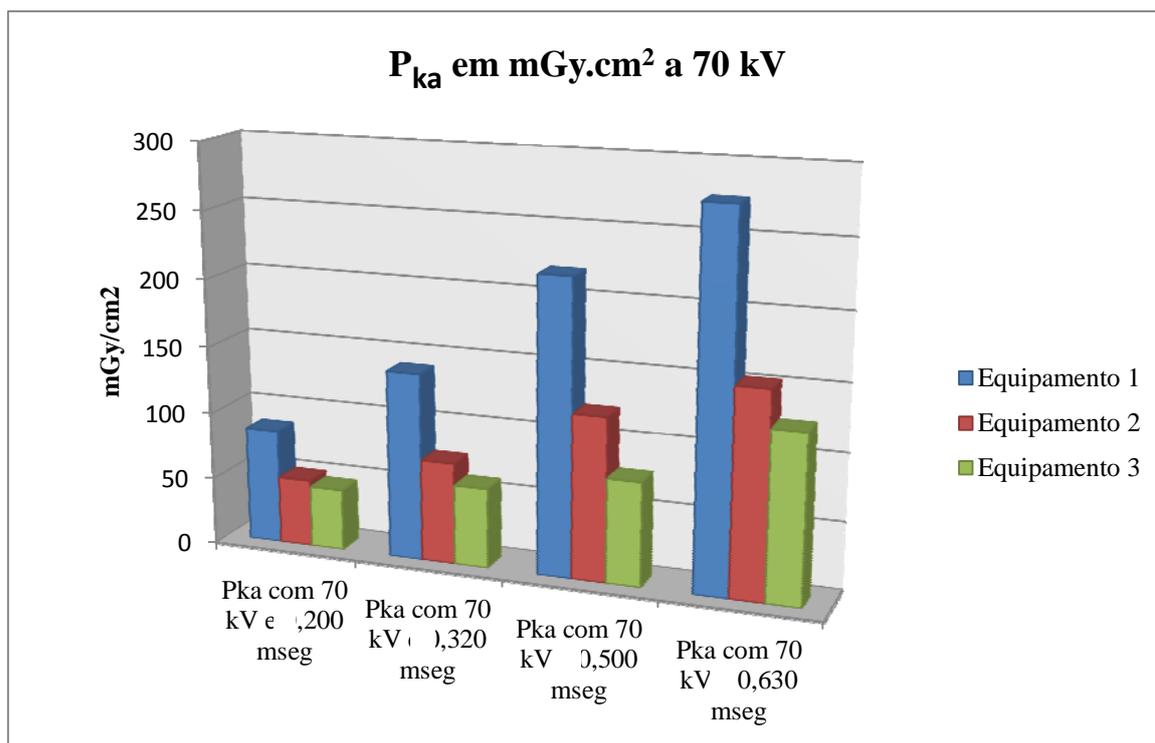


Gráfico 12 - Valores de P_{KA} obtidos com os três equipamentos com tensão de 70 kV

6 DISCUSSÃO

Para o presente trabalho, as tomadas radiográficas periapicais de dentes incisivos e molares foram realizadas com diferentes protocolos sugeridos pelos fabricantes dos três mencionados equipamentos utilizados para o experimento, objetivando-se a medição da dose de radiação sobre estruturas radiosensíveis da região de cabeça e pescoço.

Em relação ao dente incisivo superior (GRÁFICO 1), nas incidências com tensão de 60 kV e diferentes tempos de exposição (equipamento 1: 580 msg; equipamento 2: 680 msg; equipamento 3: 250 msg), observou-se um maior incremento de dose de radiação em cristalinos (0,016 mGy), glândulas parótidas (0,130 mGy) e tireoide (0,060 mGy) obtidos com o equipamento 1, doses essas mais altas do que as obtidas com o equipamento 2 (0,0035; 0,0080; 0,0054, respectivamente). Saliente-se que esses dois equipamentos não somente possuem as mesmas características, mas também com eles foi utilizado um posicionador para inserir o sensor no lugar da placa de fósforo ao realizar-se a medição das doses, a despeito do que evidenciou-se a referida discrepância entre as doses absorvidas. Doses ainda mais baixas foram obtidas com o equipamento 3, justamente o que opera com menor tempo de exposição. Quanto à glândula sublingual, o equipamento 3 proporcionou uma dose bastante mais elevada (1,02 mGy) do que os demais (equipamento 1: 0,003 mGy; equipamento 2: 0,031 mGy), permitindo a suposição de que o feixe teria incidido diretamente sobre a câmara de ionização durante a tomada radiográfica.

Ainda em relação ao incisivo superior, com a tensão de 70 kV e diferentes tempos de exposição (equipamento 1: 290 msg; equipamento 2: 340msg; equipamento 3: 250 msg (GRÁFICO 2), a mais alta dose em cristalinos deveu-se ao equipamento 3 (0,04 mGy) pela proximidade entre a saída do feixe e as estruturas avaliadas. O equipamento 1, à exceção dos cristalinos, manteve o mesmo comportamento, conferindo as mais altas doses sobre as parótidas (0,119 mGy) e a tireoide (0,036 mGy). Porém, no que se refere à sublingual, a dose mais elevada foi obtida com o equipamento 2 (0,031 mGy), o que permite, portanto, concluir-se, com respeito ao equipamento 3, que o adequado posicionamento do tubo pode proporcionar redução das doses de radiação mesmo com tensão mais elevada, uma vez que, com a tensão de 70 kV, reduz-se à metade o tempo de exposição.

Realizadas as tomadas radiográficas do incisivo inferior com a tensão de 60 kV (GRÁFICO 3), os equipamentos se comportaram de forma similar às tomadas do incisivo superior com a mesma tensão. Para os cristalinos e as parótidas, as maiores doses foram obtidas com o equipamento 1 (0,014 mGy e 0,128 mGy, respectivamente). Observou-se um aumento considerável das doses atribuídas ao equipamento 3 não somente para a sublingual (1,5 mGy), mas também para a tireoide (1,4 mGy), levando à confirmação de que o feixe teria incidido sobre a câmara de ionização quando do procedimento realizado.

Ainda para o incisivo inferior, observando-se o Gráfico 4, que retrata as doses obtidas em órgãos com a tensão de 70 kV e com a redução do tempo de exposição nos equipamentos 1 e 2, pelo fato de o feixe ter incidido sobre a câmara de ionização, manteve-se o mesmo comportamento do equipamento 3, com um maior incremento de dose de radiação sobre a glândula sublingual (1,9 mGy) e também sobre a tireoide (1,4 mGy), enquanto os equipamentos 1 e 2 se comportaram da forma esperada pelos testes em relação aos quatro órgãos.

No caso do molar superior, com a tensão de 60 kV (GRÁFICO 5), o equipamento 1 motivou doses um pouco mais elevadas em cristalinos (0,016 mGy) e parótidas (0,060 mGy) em relação aos demais. O equipamento 2 apresentou um incremento de dose em sublingual (0,533 mGy), e o equipamento 3 em tireoide (1,9 mGy), dose bem mais elevada em relação à proporcionada com os outros dois equipamentos, permitindo confirmar-se que o feixe teria incidido sobre a câmara de ionização durante a simulação.

Com a tensão de 70 kV (GRÁFICO 6), repetiu-se, em relação ao molar superior, o mesmo padrão já mencionado para cristalinos e parótidas com a tensão de 60 kV. Destacaram-se as altas doses obtidas com o equipamento 3 em sublingual (1,5 mGy) e sobretudo em tireoide (2,2 mGy), o que corrobora a suspeição de que o feixe teria incidido sobre a câmara de ionização.

Nas tomadas para o molar inferior com a tensão de 60 kV (GRÁFICO 7), manteve-se o padrão esperado para os equipamentos 1 e 2 em cristalinos, parótidas e sublingual, enquanto com o equipamento 3, uma vez mais, o mau posicionamento do feixe teria ocasionado a alta dose obtida sobre a tireoide (1,9 mGy).

Com a tensão de 70 kV (GRÁFICO 8) com o equipamento 3, os órgãos mais irradiados foram a glândula sublingual (1,5 mGy) e a tireoide (2,0 mGy), o que pode atribuir-se, como nos casos anteriores, ao inadequado posicionamento do feixe durante o procedimento. Quanto aos equipamentos 1 e 2, manteve-se a mesma linearidade em relação a cristalinos e parótidas.

Níveis de referência de radiodiagnóstico para exames de radiografia periapical foram estabelecidos pela Portaria Federal nº 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária, datada de 1º de junho de 1998, que indicou como aceitáveis os valores até 3,5 mGy para a dose de entrada na pele (DEP).

Dos oito testes realizados com o equipamento 1, cinco (62,5%) ultrapassaram o nível de referência, dois com a tensão de 60 kV (4,41 mGy e 8,45 mGy) e três com a tensão de 70 kV (4,94 mGy, 7,74 mGy e 9,74 mGy) (QUADROS 5 e 6). Com o equipamento 2 (QUADROS 7 e 8), três testes (37,5%) ultrapassaram a dose de referência, um com a tensão de 60 kV (4,72 mGy) e dois com a tensão de 70 kV (4,31 mGy e 5,40 mGy). Finalmente, com o equipamento 3, apenas um (12,5%) dos testes realizados com tensão de 70 kV (4,42 mGy) ficou acima do valor estabelecido pela legislação vigente (QUADROS 9 e 10).

Desse modo, com a tensão de 60 kV (GRÁFICO 9), são considerados aceitáveis as simulações realizadas para o presente trabalho com o equipamento 1 com os tempos de 198 mseg e 304 mseg; com o equipamento 2, os realizados com esses mesmos e mais o de 409 mseg; com o equipamento 3, os realizados em todos os quatro tempos do protocolo estabelecido pelo fabricante.

Por outro lado, com a tensão de 70 kV (GRÁFICO 10), podem-se considerar aceitáveis, em relação ao nível de referência estabelecido, as simulações com o tempo de 200 mseg com os três equipamentos; com o tempo de 320 mseg, com os equipamentos 2 e 3; com o tempo de 500 mseg, com o equipamento 3.

Comparando-se a média dos valores obtidos, no presente trabalho, para as doses de radiação de entrada na pele com as que constam em Napier (1999) e em Poppe e colaboradores (2006), estudos em que foram igualmente utilizados equipamentos intraorais com as tensões de 60 kV e 70 kV para incidências periapicais, fica demonstrado que os resultados são díspares, tendo sido muito mais alta a média obtida no presente trabalho, tanto para os dentes incisivos (3,02 mGy) como para os dentes molares (4,20 mGy). É o que mostra o Quadro 11.

Autor	Tensão nominal (Kv)	Dentes	
		Incisivos DEP (mGy)	Molares DEP (mGy)
Napier (1999)	60-70	2,20	2,50
Poppe et al. (2006)	60-70	1,10	1,85
López (2013)	60-70	3,02	4,20

Quadro 11 - Dose de entrada na pele: comparação entre resultados de três estudos

Como, em exames radiológicos utilizados em Odontologia, a dose de radiação absorvida pelo paciente pode ser monitorada pelo produto kerma-área (P_{ka}), também essa grandeza foi utilizada para o presente trabalho.

Como demonstram os Gráficos 10 e 11, as doses de P_{ka} foram sempre crescentes conforme foi aumentado o tempo de exposição nos três equipamentos. As mais altas foram sempre obtidas com o equipamento 1, quer aplicando-se uma ou outra tensão, com os seguintes resultados: valor mínimo de $58,49 \text{ mGy.cm}^2$, com o tempo de 198 mseg, e máximo de $238,79 \text{ mGy.cm}^2$, com o tempo de 781 mseg, utilizando-se a tensão de 60 kV (Quadro 5); valor mínimo de $85,62 \text{ mGy.cm}^2$, com o tempo de 200 mseg, e valor máximo de $275,25 \text{ mGy.cm}^2$, como tempo de 630 mseg com a tensão de 70 kV (Quadro 6).

Com o equipamento 2, registraram-se, do mesmo modo, valores crescentes com o aumento do tempo de exposição. Com a tensão de 60 kV, os valores se elevaram de $33,91 \text{ mGy.cm}^2$ a $133,38 \text{ mGy.cm}^2$ (Quadro 7); com a de 70 kV, oscilaram entre o valor mínimo de $50,02 \text{ mGy.cm}^2$ e o valor máximo de $152,6 \text{ mGy.cm}^2$ (Quadro 8).

Proporcionalmente ao aumento do tempo de exposição, os valores apurados com o equipamento 3 foram num crescendo de $32,49 \text{ mGy.cm}^2$ a $92,12 \text{ mGy.cm}^2$ com a tensão de 60 kV (Quadro 9); com a tensão de 70 kV (Quadro 10), o valor mínimo constatado foi de $45,49 \text{ mGy.cm}^2$, e o valor máximo, de $124,90 \text{ mGy.cm}^2$.

Comparada a média entre os valores obtidos no presente trabalho para a dose de radiação em órgãos da região de cabeça e pescoço com os que constam em três estudos que referem protocolos com tensão entre 60 kV e 80 kV, intensidades de corrente aplicada ao tubo entre 6 mAs e 10 mAs e tempos de exposição entre 120 mseg e 180 mseg (ENDO et al., 2012), constata-se que, no presente trabalho, essa média é mais baixa em cristalinos ($0,010 \times 0,020$; $0,028$; $0,055$) e nas glândulas parótidas ($0,033 \times 0,510$; $0,740$; $0,795$); fica em posição intermediária em relação à sublingual ($0,388 \times 0,119$; $0,023$ e $0,540$); em relação à tireoide,

supera as obtidas nos demais (0,470 x 0,354; 0,088; 0,050), conforme se explicita no Quadro 12.

Autor	Órgão			
	Cristalinos	Parótidas	Sublingual	Tireoide
Endo et al.(2012)	0,028	0,795	0,119	0,354
Ludlow et al. (2003)*	0,020	0,740	0,540	0,050
Gavala et al.(2009)*	0,055	0,510	0,023	0,088
López (2013)	0,010	0,033	0,388	0,470

Quadro 12 - Dose de radiação em órgãos de cabeça e pescoço: comparação entre resultados de quatro estudos

Fonte: Adaptação do autor.

Nota: *Apud Endo e colaboradores (2012, p. 216).

Tomando por base uma unidade equipada com um cone padrão de 20 cm de distância foco-pele e um paciente adulto padrão, o manual da Kodak recomenda que o tempo de exposição para dentes incisivos seja de 454 mseg com a tensão de 60 kV e de 227 mseg com a tensão de 70 kV, mais baixos, portanto, do que os tempos utilizados na simulação para o presente trabalho (equipamento 1: 580 mseg e 290 mseg, respectivamente); equipamento 2: 680 mseg e 340 mseg, respectivamente) E, para dentes molares, de 680 mseg com a tensão de 60 kV e de 340 mseg com a tensão de 70 kV, em coincidência com os tempos utilizados para este trabalho. Foram utilizadas para este trabalho combinações de corrente/tensão para a potência máxima de saída de 490W em modo de filme, 70kV e 60 kV/ 7mA , que é o indicado pelo fabricante (Kodak) para a utilização de filme tipo E, porém deveria ter sido utilizada, em modo digital, potência de 280 W, 70 kV e 60 Kv/4 mA. Com este último formato, os valores teriam sido menores do que os obtidos com o equipamento 3.

Segundo o manual do equipamento da Dabi Atlante, o tempo de exposição recomendado para paciente adulto padrão utilizando-se uma unidade com um cone padrão com distância de 20 cm entre o ponto focal do tubo de raios X e a pele, no formato digital, para incidências periapicais em dentes incisivos é de 250 mseg e, em dentes molares, é de 300 mseg, tempos esses que coincidem com os adotados para o presente trabalho com ambas as tensões de 60 kV e de 70 kV.

As condições de exposição à radiação a que os pacientes são submetidos em procedimentos radiográficos odontológicos devem ser observadas com bastante rigor, uma

vez que os riscos de possíveis efeitos biológicos podem ser reduzidos se se utilizam parâmetros técnicos otimizados. Desse modo, os resultados deste trabalho poderão servir de referência para um adequado posicionamento do tubo do equipamento em relação aos dentes a serem radiografados. Além disso, recomenda-se que seja incorporada à rotina de trabalho de odontólogos, tecnólogos em radiologia e técnicos a utilização de equipamentos plumbíferos de proteção individual do paciente, tais como óculos e protetor de tireoide. Tais medidas contribuiriam significativamente para a redução de doses de radiação em órgãos que não são relevantes para a imagem radiográfica odontológica.

7 CONCLUSÃO

Dos resultados obtidos e analisados, destaca-se a importância da utilização de doses baixas de radiação e do adequado posicionamento do equipamento para realizar as incidências radiológicas de exames periapicais em região maxilar e mandibular, uma vez que, não estando o feixe na posição exata indicada para essas incidências, pode ocorrer um aumento de dose de radiação nos órgãos próximos à região estudada. Como consequência, poderá ser obtida uma otimização do exame radiológico, tendo como resultado uma imagem de qualidade diagnóstica e doses baixas de radiação que minimizem efeitos biológicos sobre estruturas radiosensíveis da região de cabeça e pescoço.

Levanta-se a necessidade de novos estudos que avaliem a dose absorvida por órgãos radiosensíveis durante a realização de radiografias periapicais digitais e de outros exames radiográficos odontológicos, contribuindo-se, assim, para a disponibilização de informações mais detalhadas sobre a dosimetria nesta área da radiologia.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, José M. et al. Estudo da calibração indireta de medidores clínicos do produto kerma-área. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 4, n. 3, p.75-78, 2011.
- ARAKI, K. et al. Dose indices in dental cone beam CT and correlation with dose-area product. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 42, p.1-6, 2013.
- BATISTA, W. O. G. Effective doses in panoramic images from conventional and CBCT equipment. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 151, n. 1, p 67-75, 2011.
- BRANDT, Celso et al. A influência do ensino da técnica radiográfica periapical do paralelismo preliminarmente ao da técnica radiográfica periapical da bisettriz. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v.11, n. 2, p.131-137, abr./jun. 1997.
- BUSHONG, Steward C. **Manual de radiologia para tecnólogos**. 8. ed. Madrid: Elsevier, 2004.
- CANEVARO, Lucía. Aspectos físicos e técnicos da radiologia intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 3, n.1, p.101-115, 2009.
- COSTA, Milton M. B. et al. Valores típicos do “produto dose-área” (DAP) obtidos durante o estudo videofluoroscópico da deglutição. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 36, n.1, p. 17-20, 2003.
- DANNEWITZ, B. et al. Effect of dose reduction in digital dental panoramic radiography on image quality. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 31, p. 50-55, 2002.
- EBBA, Helmrot; KLANG, Thilander Anne. Methods for monitoring patient dose in dental radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 139, n. 1-3, p. 303-305, 2010.
- ENDO, A. et al. Characterization of optically stimulated luminescence dosimeters to measure organ doses in diagnostic radiology. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, n. 3, p. 211-216, Mar. 2012.
- GLASSER, Otto. **Wilhelm Conrad Roentgen and the early history of the Roentgen rays**. Springfield, IL: Charles C. Thomas, 1945.

GOREN, A. D. et al. Effect of leaded glasses and thyroid shielding on cone beam CT radiation dose in an adult female phantom. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 42, n. 6, p. 1-7, Feb. 2013.

GUERRA, Natalia, O. M. **Avaliação da dose na tireoide e nas glândulas salivares em radiologia odontológica utilizando dosimetria termoluminescente**. 2011. Dissertação (Mestrado em Energia Nuclear), Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.

HOLROYD, J. R. Health Protection Agency. **Trends in dental radiography equipment and patient dose in the UK and Republic of Ireland**. HPA-CRCE 043 Publication. Oxford, 2013.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication 70. Oxford: Pergammon Press, 1995.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication 73. Oxford: Pergammon Press, 1996.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Publication 103. Oxford: Pergammon Press, 2007.

JACOBS, R. et al. Attitude of the Belgian dentist population towards radiation protection. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 33, p. 334-339, 2004.

KARPITSCHKA, M. et al. Dose reduction in oncological staging multidetector CT: effect of iterative reconstruction. **British Journal of Radiology**, London, v. 86, p.1-7, Jan.2013

KLICKSTEIN, Herbert S. **Wilhelm Conrad Roentgen: On a new kind of rays a bibliographical study**. [S. l.]: Mallinckrodt, 1966.

LANGLAIS, R. P.; LANGLAND, O. E. Risk from dental radiation in 1995. **Journal of the California Dental Association**, Sacramento, v. 23, n. 5, p. 33-39, 1995.

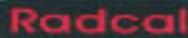
LOOE, H. K. et al. Conversion coefficients for the estimation of effective doses in intraoral and panoramic dental radiology from dose-area product values. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 131, n. 3, p. 365-373, June 2008.

- MARTIN, C. J. Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 128, n. 4, p. 389-412, Mar. 2008.
- MEGHZIFENE, A. et al. Dosimetry in diagnostic radiology. **European Journal of Radiology**, Limerick, v. 76, p. 24-27, Oct. 2010.
- MINISTERIO DA SAÚDE. Secretaria de Vigilância Sanitária. **Portaria SVS/MS nº 453**, Brasília, jun. 1998.
- MORANT, J. et al. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 42, n.3, p. 1-9, 2013.
- NAPIER, D. Reference dose for dental radiography. **British Dental Journal**, London, v. 186, n. 8, p. 392-396, Apr.1999.
- NAVARRO, M. V. T. **Risco, radiodiagnóstico e vigilância sanitária**. Salvador: Edufba, 2009.
- O'CONNOR, U. et al. Occupational radiation dose to eyes from endoscopic retrograde Cholangiopancreatography procedures in light of the revised eye lens dose limit from the International Commission on Radiological Protection. **British Journal of Radiology**, London, v. 86, p.1-9, Feb. 2013.
- OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.
- OLIVEIRA, Cristyane, S. S.; Souza, Divanízia, N. Análise de dose superficial e em profundidade em radiografia intrabucal. **Scientia Plena**, Aracaju, v. 1, n. 5, p 158-165., 2005.
- OLIVEIRA, Larissa C. G. **Estimativa do kerma no ar na superfície de entrada em exames mamográficos**. 2007. Dissertação (Mestrado em Energia Nuclear) -Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.
- OLIVEIRA, M. L. et al. Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 43, n. 2, p.113-118, mar./abr. 2010.
- PARROT, L. A.; SY, Ng. A comparison between bitewing radiographs taken with rectangular and circular collimators in UK military dental practices: a retrospective study. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 40, p. 102-109, 2011.

- PAUWELS, R. et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **European Journal of Radiology**, Limerick, v. 81, n. 2, p. 267-271, 2012.
- POPPE, B. et al. Radiation exposure and dose evaluation in intraoral dental radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 123, n. 2, p. 262-267, 2006.
- REZENDE, J. M. **Linguagem médica**. 3. ed. Goiânia: AB, 2004.
- SANSARE, K. P. et al. Utility of thyroid collars in cephalometric radiography. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 40, p.471-475, 2011.
- SCHROPP, L. et al. Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, p. 686-690, 2012.
- SERVOMMA, A. Design criteria for and evaluation of phantoms for dental radiography. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 49, n. 1-3, p 113-116, 1993.
- SIEMENS, A. G. **Técnicas radiológicas**. Divisão eletromédica. 11. ed. Erlanger, jul. 1975. p. 44-45.
- SIEMENS, A. G. **Técnicas Radiológicas**. Divisão eletromédica. 11. ed. Erlanger, jul. 1975. p.147-149.
- SILVA, F.W. et al. Atendimento odontológico à gestante. Parte 2: Cuidados durante a consulta. **Revista da Faculdade de Odontologia**, Porto Alegre, v. 47, n. 3, p 5-9, 2006.
- STECKE, J. et al. **Alternative X-ray filters for an intra-oral digital radiographic system**. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, p. 361-366, 2012.
- TIERRIS, Christine, E. et al. Dose area product reference levels in dental panoramic radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 111, n. 3, p. 283-287, 2004.
- TRAVESSAS, Juliana, A. C. **Dosimetria clínica em exame periapical utilizando diferentes colimadores**. 2008. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2008.
- XM, Qu, et al. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, p.373-378, 2012.
- WHAITES, Eric. **Radiologia odontológica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.
- WUEHRMANN, A. H.; MANSON-HING, L. R. Perigos e proteção. **Radiologia dentária**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1985. p.48-65.

ZENONE, F. et al. Effective dose delivered by conventional radiology to Aosta Valley population between 2002 and 2009. **British Journal of Radiology**, London, v. 85, p. 330-338, 2012.

ANEXOS



Certificate of Conformance

Ref No.: 22941

Issued to

IFBA - Instituto Federal Da Bahia
 NTS/LAFIR
 Rua Emidio Dos Santos S/N
 40301-015 - Salvador - BA
 Brazil

Identification

MODEL AGDM ACCU-GOLD DIGITIZER MODULE S/N 40-0209
 MODEL AGMS-D MULTISENSOR, DIAG S/N 41-0155
 MODEL AGMS-M MULTISENSOR, MAM S/N 42-0045
 MODEL RAPD-W-RFB RAPIDOSE DIGITIZER-WIDE RANGE REFUR S/N 01B-08-0103
 MODEL DDXR-W DOSE DIODE - WIDE RANGE S/N 81-4071
 MODEL RAPD-M RAPIDOSE DIGITIZER-M S/N 01B-10-20220

The equipment identified above has been calibrated and tested using production acceptance procedure A4500005, Radcal Quality Manual PP1007, Radcal Policy and Procedure PP1038, PI1045, PI1055, and other related documents. These test procedures are designed to ensure that the tested equipment meets or exceeds all aspects of Radcal's published product specifications and the requirements of ANSI/NCLC Z540-1-1994, Part II. The equipment has been found to conform in all respects.

All measurements performed during the acceptance testing employ equipment traceable to NIST or another recognized national laboratory such as Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB).

For additional information please refer to Radcal's Product note: "The Importance of Conformance Testing". Radcal recommends revalidation in 12 months.

Certificate Issue Date: 09-May-12

By: 
 Authorized Representative

Radcal Corporation

426 W. Duarte Rd. Monrovia, CA 91016

Tel: (626) 357-7921 FAX: (626) 357-8865 email: service@radcal.com

Note: This Certificate of Conformance shall not be reproduced except in full, without the written approval of Radcal Corporation.

Page 1 of 1
A450005 R



Calibration Certificate for transparent KERMAX-plus Systems

Date : 31.05.10
 Model-Nr. : 120-131 TinO
 Serial-Nr. : 01A00124

Calibration Settings

generator	Standard 50
field at reference	250 cm ²
distance focus-ref.	67 cm
total filtration	2,5 mm Al

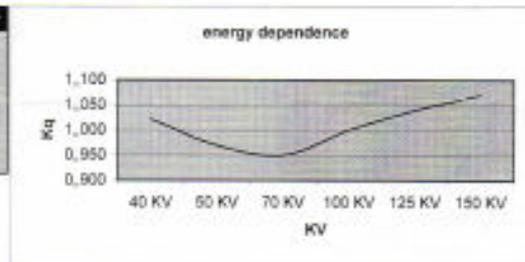
Kermax characteristics

total filtration	< 0,5 mm Al
fieldsize	46,2 cm ²
transparency	>75 %
test-pulses at 20°C	1000 ±50

Reference: Dosimeter Type: Fluke 35040, ser-nr.: 99788, with
 Ionisation-chamber IC300 ser-nr.: 001, calibrated: 08.02.10

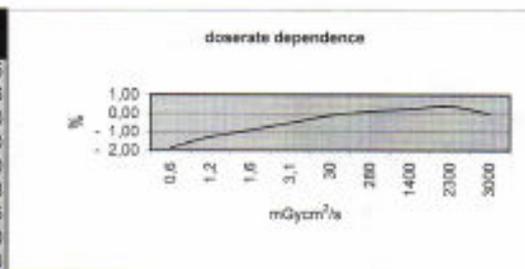
typical energy dependence according to IEC 60580 (± 8%)

Voltage	correction factor
40 KV	1,022
50 KV	0,970
70 KV	0,950
100 KV	1,000
125 KV	1,040
150 KV	1,070



typical dose rate dependence according to IEC 60580 (± 5% at <1 mGy cm²/s)

dose rate [mGy·cm ² /s]	deviation [%]
0,6	- 1,85
1,2	- 1,26
1,8	- 0,90
3,1	- 0,50
30	- 0,10
280	0,13
1400	0,25
2300	0,40
3000	0,00



tested by : R. Stoppel

FO A/SL 221-4/42-00