

**UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIZAÇÃO EM ORTODONTIA**

Lillian Atsumi Simabuguro Chinem

**Radiografias Digitais versus Tomografia de feixe cônico:
Uma avaliação da dose efetiva**

NITERÓI

2013

Lillian Atsumi Simabuguro Chinem – C.D.

**RADIOGRAFIAS DIGITAIS VERSUS TOMOGRAFIA DE FEIXE
CÔNICO: UMA AVALIAÇÃO DA DOSE EFETIVA**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UFF como parte dos requisitos para a obtenção do título de Especialista em Ortodontia.

Orientadores: Prof. Dr. Oswaldo de Vasconcellos Vilella

Profa. Dra. Beatriz de Souza Vilella

Co-orientadores: Profa. Dra. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício

Profa. Dra. Lucía Viviana Canevaro

Prof. Luiz Fernando Deluiz

Niterói

2013

Lillian Atsumi Simabuguro Chinem – C.D.

**RADIOGRAFIAS DIGITAIS VERSUS TOMOGRAFIA DE FEIXE CÔNICO:
UMA AVALIAÇÃO DA DOSE EFETIVA**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense - UFF como parte dos requisitos para a obtenção do título de Especialista em Ortodontia.

Aprovada em dezembro de 2013

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Oswaldo de Vasconcellos Vilella

Universidade Federal Fluminense – UFF / Niterói

Profa. Dra. Beatriz de Souza Vilella

Universidade Federal Fluminense – UFF / Niterói

Prof. Dr. José Nelson Mucha

Universidade Federal Fluminense – UFF / Niterói

Niterói

2013

C539 Chinem, Lillian Atsumi Simabuguro

Radiografias digitais X tomografia de feixe cônico: uma avaliação da dose efetiva / Lillian Atsumi Simabuguro Chinem; orientador: Prof. Dr. Oswaldo de Vasconcellos Vilella; co-orientadora: Prof^a. Dr^a. Beatriz de Souza Vilella. – Niterói: [s.n.], 2013.

32 f.:il.

Inclui tabelas.

Monografia (Especialização em Ortodontia e Ortopedia Facial) – Universidade Federal Fluminense, 2013.

Bibliografia: f. 27-28.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Intensificação de imagem radiográfica. 3. Radiografia dentária. I. Vilella, Oswaldo de Vilella, Beatriz de Souza [co-orien]. II. Título.

CDD 617.643

“Aprender é a única coisa de que a mente
nunca se cansa, nunca tem medo
e nunca se arrepende”

Leonardo da Vinci

Dedico

Aos meus queridos avós,
por me ensinarem a importância
e o valor do conhecimento

Aos meus pais Douglas e Aquemi,
exemplos de dignidade e perseverança,
por me ensinarem a sonhar

AGRADECIMENTOS

Aos senseis Jossei Toda e Daisaku Ikeda, pelos ensinamentos e incentivos que mantiveram minha fé inabalável e constante.

À minha família pelo apoio incondicional. Aos meus pais, por tornarem possível a concretização de mais um sonho. Às minhas irmãs, Evelyn e Sue Ellen, presentes em todos os momentos, pelo amor, carinho e pela cumplicidade.

Ao Bruno, pelo amor, compreensão, apoio e incentivo. Pela paciência e pelos incontáveis auxílios em matemática.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Oswaldo de Vasconcellos Villela, por transmitir seus conhecimentos ortodônticos e pelas inúmeras histórias, sempre estimulando o conhecimento. Por toda a disponibilidade e ajuda no refinamento do trabalho.

À minha orientadora, Prof. Dra. Beatriz de Souza Vilella, pelo carinho, atenção e cuidado.

Às minhas co-orientadoras, Prof. Dra. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício e Prof. Dra. Lucía Viviana Canevaro, docentes do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), por se disponibilizarem a ajudar, orientar e ensinar. Sem essa ajuda, a realização dos testes não seria possível. Extremamente prestativas e atenciosas, auxiliaram em todos os momentos.

Ao meu co-orientador, Prof. Luiz Fernando Deluiz, pela disponibilidade e tempo, mesmo com tantos compromissos.

À Prof. Dra. Adriana de Alcantara Cury Saramago, pelo bom humor, disposição e dicas de organização.

À Prof. Dra. Andréa Fonseca Jardim da Motta, por estar sempre presente, disposta a ouvir e ajudar. Sempre carinhosa e atenta para que tudo ocorresse da melhor forma.

Ao Prof. Dr. Alexandre Trindade Simões da Motta, sempre disposto a ensinar e somar conhecimento, pelos incentivos à constante atualização através da leitura.

À professora Dra. Claudia Trindade Mattos pelo bom humor e boa vontade, disponibilidade e ensinamentos, especialmente em relação à estatística.

Ao professor Dr. José Nelson Mucha, por todo o conhecimento transmitido. Por ser incansável, sempre buscando ensinar a excelência na ortodontia. Por ser uma referência para todos os profissionais, deixando todos orgulhosos de serem seus alunos.

À professora Dra. Regina Maria Lopes Neves, pela dedicação, alegria e leveza.

À professora Dra. Marcia Tereza de Oliveira Caetano, por nos estimular, sempre ensinando de forma prática e didática. Pelo carinho e simpatia, tornando as tardes de quinta especiais.

Aos meus queridos amigos de turma, Cinthia, Ilana, Jamille, Johnny e Natália, por tornarem os últimos dois anos e meio inesquecíveis. Por todas as risadas, palavras de apoio e incentivo e pela cumplicidade. Tive uma grande boa sorte ao conhecer pessoas tão determinadas e competentes, que se respeitam, trabalham juntas e torcem sinceramente pelo sucesso de todos. Vocês são a minha família UFF, obrigada!

Aos alunos do mestrado pela alegre convivência e conhecimento compartilhados. Agradeço especialmente, ao Rizomar Ramos do Nascimento, à Luiza Bittencourt Balli e ao Giordani Silveira, pela alegria, atenção e dicas.

Aos alunos da oitava turma, com quem demos os primeiros passos na clínica e às meninas da décima turma, por todo o carinho e amizade.

Ao meu amigo Victor, por todas as palavras e conselhos amigos. Apesar de distante, está sempre presente em minha vida.

Aos meus amigos, Ana, Dayhane, Felipe, Liliane, Marianna, Michela, Rafaela, Simone e Vivianne, por serem tão especiais. Por toda a torcida, apoio e incentivo.

Aos demais familiares e amigos que me incentivaram e me acompanharam nesta trajetória.

Aos pacientes, sempre compreensivos. Sem eles, nosso aprendizado não seria possível.

À Dona Elizete, à Maria das Neves e à Marcia, sempre prestativas, ajudando a todo momento.

RESUMO

CHINEM LAS. Monografia

Niterói: Universidade Federal Fluminense, Faculdade de Odontologia; 2013.

Objetivos: Comparar as doses equivalentes e efetivas produzidas pela tomografia computadorizada de feixe cônico e pelas radiografias digitais rotineiramente solicitadas para o tratamento ortodôntico (radiografias cefalométrica lateral e panorâmica, e exame periapical completo). **Metodologia:** Dosímetros pré-calibrados foram posicionados em 24 regiões radiosensíveis selecionadas no Alderson Rando Phantom® que representa um adulto de porte médio. Foram selecionados os aparelhos Heliodont plus (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Alemanha), Orthophos XG 5 (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Alemanha) e i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa). As doses equivalentes e efetiva foram obtidas tomando como referência os fatores de peso tecidual da Comissão Internacional de Proteção Radiológica de 1990 e 2007. **Resultados:** A dose de radiação resultante da tomografia de feixe cônico foi maior que a soma das doses de todas as radiografias digitais avaliadas. **Conclusões:** Tendo em vista que o princípio de ALARA deve ser respeitado, o tomógrafo i-CAT não deve ser utilizado rotineiramente.

Palavras-chave: tomografia de feixe cônico, radiografias digitais, dose de radiação

ABSTRACT

CHINEM LAS. Monografia

Niterói: Universidade Federal Fluminense, Faculdade de Odontologia; 2013.

Objective: To compare the equivalent and effective doses of different digital radiography methods (panoramic, lateral cephalometric and periapical) with cone-beam computed tomography (CBCT). **Material and Methods:** Pre-calibrated thermoluminescent dosimeters were placed at 24 locations in an Alderson Rando Phantom representing a medium sized adult. The following devices were tested: Heliodont plus (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Germany), Orthophos XG 5 (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Germany) and i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA). The equivalent doses and effective doses were obtained using the recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP) issued in 1990 and 2007. **Results:** The radiation dosage emitted by CBCT was higher than the sum of all doses emitted by the digital radiography devices. **Conclusions:** Considering that compliance with the ALARA principle is paramount, i-CAT tomography should not be used routinely.

Key-words: cone-beam computed tomography, digital radiographs, radiation dosage

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	MATERIAIS E MÉTODOS	13
	2.1 Seleção dos dosímetros termoluminescentes	13
	2.2 Aparelhos avaliados	14
	2.3 Alderson rando phantom	15
	2.4 Regiões radiosensíveis selecionadas	15
	2.5 Cálculo das doses	17
3	RESULTADOS	21
4	DISCUSSÃO	24
5	CONCLUSÕES	26
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	27
7	APÊNDICE A	29

1 INTRODUÇÃO

O diagnóstico e o planejamento ortodônticos exigem documentação de qualidade. Um item importante são as radiografias, mas essas possuem limitações conhecidas devido à representação bidimensional de estruturas tridimensionais. As alterações observadas incluem ampliação, distorção, superposição, deslocamento de projeção (alongando ou encurtando a imagem), rotação e transformação linear projetiva.^{1,2}

Nas últimas duas décadas, as imagens bidimensionais passaram a ser substituídas por imagens tridimensionais. A tomografia de feixe cônico, desenvolvida em 1998,³ fornece uma imagem de alta resolução, semelhante à da tomografia computadorizada multidetectores (convencional).⁴ Trata-se de um aparelho mais barato e com menor dose de radiação.⁵⁻⁷ O exame é rápido, sendo realizado em um intervalo de 10 a 40 segundos, dependendo do tomógrafo.⁸ Em razão dessas vantagens, recentemente tornou-se um exame amplamente utilizado para o diagnóstico, plano de tratamento e acompanhamento na odontologia.⁹

Seu uso é amplo, sendo solicitada para a avaliação de dentes impactados,¹⁰⁻¹² de discrepâncias maxilofaciais e esqueléticas,¹¹ da articulação temporomandibular,^{12,13} das vias aéreas,¹⁴ do crescimento maxilofacial e da idade dentária.¹⁵ Além disso, também é utilizada no diagnóstico de trauma de face e tumores¹¹ e para o planejamento de implantes,⁸ cirurgia ortognática^{8,16} e tomada de medidas em 3D.¹⁷

Devido aos benefícios e à versatilidade, tornou-se um exame rotineiramente solicitado na ortodontia.¹⁸ Contudo, há uma alta prevalência de pacientes jovens que se submetem ao tratamento ortodôntico. Uma vez que carregam a carga de radiação por mais tempo e por estarem em desenvolvimento, com órgãos mais sensíveis¹⁷, a preocupação acerca da dose de radiação ionizante a que são expostos durante a realização dos exames é justificável. Crianças menores que 10 anos têm um risco de

desenvolver câncer, três vezes maior que um adulto de 30 anos. O uso dos mesmos parâmetros de exposição em crianças e adultos resulta em uma dose equivalente maior para os órgãos da região da cabeça e pescoço de crianças.⁸

Dos efeitos biológicos da radiação, os estocásticos são os mais preocupantes já que a probabilidade de surgirem é proporcional à dose recebida, sem existência de um limiar. Podem se apresentar como um câncer ou uma mutação nas duas primeiras gerações pós-irradiação. Por essa razão foi determinado que as doses de radiação deveriam ser reduzidas a valores tão baixos quanto razoavelmente exequível (princípio de ALARA).¹⁹

A fim de regular as emissões de radiação, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) desenvolveu diretrizes e protocolos de segurança. Foram definidos fatores de peso para órgãos e tecidos radiosensíveis para calcular a dose efetiva, proposta para se estimar o dano em uma determinada população. Visto que o conhecimento sobre os perigos das radiações ionizantes aumentou, a avaliação da dose a que os pacientes são submetidos nos exames de diagnóstico de raios X, torna-se necessária.²⁰

As doses de radiação dos exames são muito variáveis, dificultando comparações. Diversos fatores, como o simulador adotado²¹ (composto por um esqueleto ou apenas por material tecido equivalente), quantidade e localização dos dosímetros²¹, aparelho utilizado e seus parâmetros (quilovoltagem (kV), amperagem (mA), tempo de exposição, campo de visão (FOV) e voxel) devem ser considerados na dosimetria. Combinações diferentes resultam em doses efetivas únicas.

Muitos estudos equiparam aparelhos de diferentes marcas e protocolos. Foram encontradas diferenças significativas entre eles e entre diferentes exames em um mesmo aparelho.²²

Diante da ausência de estudos que comparassem tomógrafo e aparelhos de raios X, incluindo todas as radiografias rotineiramente solicitadas para a documentação ortodôntica (panorâmica, cefalométrica e periapical completo), a presente pesquisa tem como objetivo calcular as doses equivalentes de cada órgão ou tecido radiosensível. Em seguida, aplicar os fatores de peso da ICRP, de 1990 e 2007, para obter a dose efetiva de todos os exames radiográficos, comparando-as com a da tomografia de feixe cônico.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 SELEÇÃO DOS DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES

Dois tipos de dosímetro termoluminescente (TLD) foram escolhidos: TLD-100 *chip* e TLD-100H *rod*. O TLD-100 é composto de fluoreto de lítio ativado com magnésio e titânio (LiF:Mg.Ti). O TLD-100H, de alta sensibilidade, é composto de fluoreto de lítio ativado com magnésio, cobre e fósforo (LiF:Mg.Cu.P) e tem limite de detecção de dose menor (0,04mGy) que o TLD-100 (0,05mGy). Os dosímetros em formato de *chip* foram posicionados nas regiões externas, já que não sofreriam a atenuação dos tecidos. Dezenove TLDs, 10 do tipo *rod* e 9 do tipo *chip*, foram selecionados para medir a radiação de fundo. A dose aferida foi posteriormente descontada da leitura em nanocoulombs (nC) para se obter o cálculo da dose absorvida.

Os TLDs foram submetidos a um tratamento térmico antes da irradiação, a fim de remover os sinais residuais de termoluminescência e restaurar sua sensibilidade. Para o TLD-100, seguiu-se o tratamento recomendado pelo fabricante (Harshaw), que sugere a permanência dos *chips* em temperatura de 400°C por 1 hora e, em seguida, tratamento por 2 horas a uma temperatura de 100°C. Os dosímetros do tipo *rod* foram tratados na leitora Harshaw 5500 Series Automatic Reader (Harshaw/Bicron, Solon, Ohio) que utiliza nitrogênio aquecido. O processo se iniciou-se aos 65°C e a temperatura aumentou gradualmente até 300°C. Foi necessário aguardar 24 horas para irradiá-los.

Para a calibração, os dosímetros foram irradiados 3 vezes em uma câmara de ionização padrão em feixe de ^{137}Cs kerma no ar com doses conhecidas, nas mesmas condições (tamanho do campo, distância da fonte e energia). Após cada irradiação os TLDs eram lidos, obtendo valores em nC. Foram obtidos o fator de

controle, F_{cont} , (calculado com as médias das 3 exposições) e o fator de sensibilidade (F_s) de cada dosímetro. Posteriormente, esses fatores foram aplicados para se obter a dose em μSv de cada TLD. (Apêndice A)

Os dosímetros aprovados nos testes de homogeneidade e reprodutibilidade, com resposta conhecida e uniforme, foram embalados em plástico para proteger da sujeira e da umidade. Todo o manuseio foi realizado com pinças para evitar a contaminação. O desvio padrão foi menor que 5% e a incerteza foi de 30%.

2.2 APARELHOS AVALIADOS

Os aparelhos empregados foram o Heliodent plus (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Alemanha) para o exame periapical completo, o Orthophos XG 5 (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Alemanha) para os exames cefalométrica lateral e panorâmica e o i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) para a tomografia.

Adotaram-se protocolos para um homem adulto de porte médio (Tabela 1). No exame periapical completo, o tempo de exposição do Heliodent plus variou de acordo com a região. Na arcada superior, foram 0,40 segundos para molares, 0,32 segundos para pré-molares e 0,25 segundos para caninos e incisivos. Na arcada inferior, foram 0,32 segundos para molares e 0,25 segundos para pré-molares, caninos e incisivos. No i-CAT, foi utilizado o tamanho máximo de campo de visão (FOV) chamado de *full extend*.

Tabela 1. Parâmetros utilizados nos aparelhos

Aparelho	FOV	Energia (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Voxel
Heliodent plus	Periapical	70	7	0,25 a 0,4	-
Orthophos XG 5	Panorâmica	69	15	14,1	-
Orthophos XG 5	Cefalométrica	80	14	9,4	-
i-CAT	22cm	120	3 a 7	40	0,4mm

2.3 ALDERSON RANDO PHANTOM

Foi utilizado um Alderson Rando phantom (Figura 1) composto por um esqueleto humano envolvido por borracha, com características físicas e químicas equivalentes ao tecido mole. O *phantom* representa um homem adulto de tamanho médio (1,75m) e possui secções de 2,5cm com espaços destinados ao posicionamento dos dosímetros.



Figura1. Alderson Rando Phantom



Figura 2. Dosímetros posicionados

2.4 REGIÕES RADIOSENSÍVEIS SELECIONADAS

Foram selecionadas 24 regiões (Tabela 2) correspondentes aos órgãos radiosensíveis, junto com os olhos e a glândula pituitária, que são expostos durante o exame. As localizações seguiram a metodologia relatada por Ludlow²³⁻²⁵ e adotada por outros autores^{7,26}. Os dosímetros foram posicionados pelo mesmo operador (L.A.S.C.) a fim de reduzir a variabilidade das posições (Figura 2).

O *phantom* foi posicionado em cada aparelho de acordo com as orientações do fabricante e sem o protetor de tireóide. Considerando-se as doses obtidas em outros estudos,^{23,27} foram realizadas 10 exposições para panorâmica e cefalométrica lateral, 5 exposições para a periapical e 1 exposição para a tomografia. Posteriormente os valores foram divididos, obtendo-se a média.

Tabela 2. Localização dos dosímetros

Órgão/Tecido	Localização	Dosímetros
Medula Óssea	Calvária anterior	1
	Calvária posterior	2
	Calvária esquerda	3
	Centro da coluna cervical	12
	Ramo direito/esquerdo	10,11
	Corpo direito/esquerdo	14,15
Cérebro	Mesencéfalo	7
	Fossa Pituitária	4
Olhos	Órbita direita/esquerda	5,6
	Cristalino direito/esquerdo	21,22,23,24 ^a
Glândulas Salivares	Parótida direita/esquerda	8,9
	Submandibular direita/esquerda	16,17
	Sublingual	13
Tireoide	Superfície	19 ^a
	Centro	18
Pele	Bochecha direita	25,26 ^a
	Região posterior do pescoço	27,28 ^a
Esôfago	Espaço orofaríngeo	20

^a Dosímetros posicionados na superfície do phantom

Após as irradiações, com a leitora Harshaw 5500 Series Automatic Reader (Harshaw/Bicron, Solon, Ohio), obtiveram-se as doses em nanocoulombs (nC). Após a aplicação dos fatores de calibração energética, os valores foram convertidos em micrograys (μGy).

2.5 CÁLCULO DAS DOSES

As 3 grandezas limitantes foram calculadas: a dose absorvida, a dose equivalente e a dose efetiva.

A dose absorvida (D_T) representa a quantidade de energia dos raios X absorvida por um tecido. As leituras de cada região foram utilizadas para calcular as doses médias de cada órgão ou tecido. O produto desses valores pela porcentagem de tecido irradiado (Tabela 3) resultou na D_T cuja unidade é Gray (Gy).

Como os efeitos diferem de acordo com a qualidade (tipo de energia) de uma radiação para outra, adotou-se a dose equivalente (H_T), que considera o fator de peso adimensional da radiação (W_R). Dessa forma, é possível comparar os efeitos biológicos dos diferentes tipos de radiação em um órgão ou tecido. W_R é o produto do fator de qualidade (Q) pelo fator modificado (N). O fator de qualidade (Tabela 4) vale 1 para raios X e o fator modificado para fontes externas de radiação também é igual à 1.²⁸ Assim, para raios X, a dose absorvida é igual à equivalente.

A dose equivalente da medula óssea foi obtida com a soma das doses equivalente da calvária, da mandíbula e da coluna cervical. As porcentagens foram baseadas na distribuição da medula óssea pelo corpo de um adulto. A mandíbula possui 1,3%, a calvária 11,8% e a coluna cervical 3,4%. Adotou-se como referência a técnica de Underhill *et al*, na qual 3 localizações dentro da calvária são empregadas para determinar a dose da calvária.

A dose da superfície óssea igualou-se ao produto da medula óssea pelo coeficiente da razão da energia absorvida pela massa do osso / músculo = $-0,0618 \times 2/3$ do pico de kV + 6,9406. Considerando os picos de kV selecionado para cada exame (periapical completo 70kV, panorâmica 69kV, cefalométrica lateral 80kV e tomografia 120kV), os coeficientes foram calculados (periapical completo 4,05, panorâmica 4,09, cefalométrica lateral 3,66 e tomografia 1,99).²⁹

A proporção de pele na região de cabeça e pescoço diretamente exposta durante o exame tomográfico é estimada em 5% da quantidade total do corpo. Músculos e nódulos linfáticos foram considerados 5%, o esôfago 10% e os outros tecidos de interesse 100%.²³

A dose das glândulas salivares passou a ser considerada apenas no ICRP 2007. Ela é calculada com a soma das glândulas parótida, submandibular e sublingual. A dose referente à tireoide foi calculada sozinha, devido ao fator de

ponderação específico. O risco do corpo inteiro foi calculado com a soma de todas as doses equivalentes. Tanto os valores de ponderação tecidual de 1990 quanto os de 2007 foram empregados^{28,30} (Tabela 4).

Com os valores obtidos foi calculada a dose equivalente (H_T):

$$H_T (\mu\text{Sv}): \sum W_R \times D_T$$

Tabela 3. Porcentagem estimada dos tecidos irradiados e TLDs usados no cálculo da dose absorvida

Tecido	Fração irradiada (%)	TLD
Medula óssea	16,5	
Mandíbula	1,3	10, 11, 14, 15
Calvária	11,8	1 – 3
Coluna cervical	3,4	12
Tireoide	100	18, 19
Esôfago	10	20
Pele	5	21-28
Superfície óssea	16,5	
Mandíbula	1,3	10, 11, 14, 15
Calvária	11,8	1 – 3
Coluna cervical	3,4	12
Glândulas salivares	100	
Parótida	100	8, 9
Submandibular	100	16, 17
Sublingual	100	13
Cérebro ^a	100	4, 7
Remanescentes		
Cérebro ^b	100	4, 7
Nódulos linfáticos ^a	5	8-12
Músculos ^{a,b}	5	8-12
Vias aéreas ^a	100	5,6, 8-12
Mucosa Oral ^a	100	8-11, 13

^a Recomendações da ICRP 2007 , ^b Recomendações da ICRP 1990

Tabela 4. Valores do Fator de Qualidade (Q) para diversos tipos de radiação CNEN-NE-3.01

Tipo de Radiação	Q
Raios X, Radiação γ e elétrons	1
Prótons e partículas com uma (1) unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	10
Nêutrons com energia desconhecida	20
Radiação α e demais partículas com carga superior a uma (1) unidade de carga	20

A dose efetiva (E), proposta pela ICRP 1990,²⁸ estima o dano causado a uma determinada população.³¹ Foi selecionada porque reflete uma boa medida clínica e padronizada dos efeitos biológicos da radiação, apesar de estudos anteriores demonstrarem limitações.³² A dose efetiva foi calculada através da seguinte fórmula:

$$E = \sum W_T \times H_T^{28}$$

W_T é o fator de peso do órgão ou tecido (Tabela 5) e está relacionado à sensibilidade de cada um.

Os valores de 1990 correspondem a 12 órgãos ou tecidos e a um grupo de órgãos restantes. Dos tecidos ponderados individualmente apenas medula óssea, esôfago, tireóide, superfície óssea e pele foram incluídos. Dos 10 órgãos da categoria remanescente, apenas cérebro e músculo foram incluídos. Os valores propostos em 2007 aumentaram o número de tecidos pesados independentemente (cérebro e glândulas salivares foram incluídos) e o número de tecidos remanescentes aumentou para 14. Foram considerados os tecidos diretamente expostos durante os exames: nódulos linfáticos, músculos, vias aéreas e mucosa oral (Tabela 5).

A partir das recomendações mais atuais, o cérebro e as glândulas salivares receberam fatores 0,01 e 0,1, respectivamente. A dose referente à mucosa oral foi calculada através da dose das glândulas salivares e dos ramos e corpos da mandíbula, com uma estimativa conservadora de 100% de irradiação.²⁵

Tabela 5. Fatores de peso dos tecidos e órgãos – recomendações da ICRP 1990 e 2007

Órgãos	W_T 1990	W_T 2007
Medula óssea	0,12	0,12
Seio	0,05	0,12
Colon	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	0,12	0,12
Bexiga	0,05	0,04
Esôfago	0,05	0,05
Gônadas	0,20	0,08
Fígado	0,05	0,04
Tireoide	0,05	0,05
Superfície óssea	0,01	0,01
Cérebro	Remanescente	0,01
Glândulas salivares	-	0,01
Pele	0,01	0,01
Tecidos remanescentes	0,05 ^a	0,10 ^b

^aglândulas adrenais, **cérebro**, intestine grosso e delgado, rim, **músculo**, pâncreas, baço, timo e útero.

^bglândulas adrenais, **vias aéreas**, vesícula, coração, rim, **nódulos linfáticos**, **músculo**, **mucosa oral**, pâncreas, próstata, intestino delgados, timo, útero.

3 RESULTADOS

Os valores das doses equivalentes de cada região e das doses efetivas de cada aparelho, calculadas de acordo com o ICRP de 1990 e 2007 são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6. Média das doses equivalentes (μSv) de cada órgão e doses efetivas (μSv)

Tecidos / Órgãos	Orthophos XG 5 (cefalométrica)	Orthophos XG 5 (panorâmica)	Heliodent plus (periapical)	i-CAT (tomografia)
Medula Óssea	3,3	21,4	66,3	279,6
Tireoide	5,1	34,5	1,1	388,5
Esôfago	0,7	3,4	10,0	89,7
Pele	1,0	36,2	0,7	0,2
Superfície Óssea	12,1	87,7	3268,4	556,4
Glândulas Salivares	26,4	359,1	932,2	1908,2
Cérebro ^b	14,0	33,9	139,7	2985,3
Remanescentes				
Cérebro ^a	14,0	33,9	139,7	2985,3
Nódulos linfáticos ^b	1,3	18	46,6	95,4
Vias Aéreas ^b	26,4	359,1	932,2	1908,2
Músculos ^{a,b}	1,0	5,6	70,4	62,3
Mucosa Oral ^b	23,2	316,0	839,7	1813,1
Dose efetiva ICRP 90	1,2	6,7	16,5	139,2
Dose efetiva ICRP 07	2,5	27,1	69,1	208,9

^aICRP 1990; ^bICRP 2007

As doses equivalentes mais baixas foram encontradas na radiografia cefalométrica lateral, seguida da panorâmica, do exame periapical completo e da tomografia. Ao se equiparar as doses da tireóide, observou-se que elas foram baixas nos exames cefalométrica lateral e periapical completo e elevada no tomográfico. Essa diferença pode ser consequência da localização do órgão em relação ao feixe de raios X. Na tomografia, devido ao FOV grande, de 22cm, ela está mais próxima do centro do feixe de raios X.

A adição das glândulas salivares aos cálculos das doses efetivas contribuiu consideravelmente para o seu aumento. As glândulas e os tecidos remanescentes foram os maiores contribuintes nos exames radiográficos cefalométrica lateral e panorâmica. As doses efetivas da ICRP 1990 correspondem à 48%, 24.7%, 23.8% e 66.6% das doses calculadas com as recomendações da ICRP 2007, na radiografias cefalométrica, panorâmica, periapical completo e na tomografia, respectivamente. Esses dados conferem com os resultados de outros estudos.^{7,23}

A tomografia produziu valores elevados nas regiões da tireóide (388,5 μ Sv), dos olhos (534,4 μ Sv) e do cérebro (2985,8 μ Sv).

Na Tabela 7 foram resumidas informações de estudos^{7,23,26,33} que avaliaram modelos do aparelho i-CAT, com FOV estendido e metodologia baseada nos estudos de Ludlow. Apenas as recomendações da ICRP 2007 foram calculadas.

Tabela 7. Doses equivalentes (μSv) e doses efetivas (μSv) obtidas por outros autores

	I-CAT ^a	i-CAT NG	i-CAT ^c	i-CAT FLX
	FOV 30,48cm	FOV 17cm	FOV 22cm	FOV 17cm
	Voxel 0,04mm	voxel 0,4mm	Voxel 0,4mm	Voxel 0,04mm
	Tempo 2x20s	Tempo 8,9s		
Medula Óssea	418	134	-	292
Tireoide	767	15	-	2000
Esôfago	393	13	-	216
Pele	389	38	-	345
Superfície Óssea	3211	268	-	1181
Glândulas Salivares	5467	1111	-	4573
Cérebro	3583	867	-	2030
Remanescentes			-	
Nódulos linfáticos	176	46	-	190
Vias Aéreas	3733	907	-	3736
Músculos	176	46	-	190
Mucosa Oral	-	1081	-	4239
Dose efetiva – ICRP 90	134,8	-	-	
Dose efetiva – ICRP 05	193,4	64,7	182,1	282

^a Ludlow2006, ^b Grunheid2012, ^c Roberts, ^d Ludlow2013

4 DISCUSSÃO

Há uma grande variação das doses efetivas obtidas ao se avaliar os tomógrafos de feixe cônico. Ao se comparar o mesmo aparelho i-CAT, diferentes resultados foram obtidos (Tabela 7). Devido às variáveis (tipo de *phantom*, quantidade e localização dos dosímetros e protocolos dos aparelhos), não existem parâmetros adequados para se comparar resultados, principalmente em relação às doses efetivas de radiografias e tomografias. Na presente pesquisa, a fim de eliminar essas variáveis, os exames tomográficos e radiográficos solicitados para a documentação ortodôntica foram avaliados utilizando-se a mesma metodologia.

A dose efetiva do i-CAT foi maior que a soma das doses efetivas de todos os exames radiográficos solicitados rotineiramente para o tratamento ortodôntico. Uma justificativa para essa diferença seriam os aparelhos radiográficos selecionados, que produzem imagens digitais, com menor dose de radiação. Além disso, o i-CAT é um tomógrafo de grande volume, com FOV estendido, aumentando a área exposta à radiação.

Estudos que avaliaram modelos mais atuais, como o i-CAT Next Generation e o i-CAT FLX, verificaram doses efetivas de $182,1\mu\text{Sv}$ ²⁶ e $69,2\mu\text{Sv}$.³³, respectivamente. A redução do FOV para 17cm, e do tempo de exposição para 3,7s, seriam alterações contribuintes para a diminuição da dose efetiva, que chegou a até 38,9% quando os resultados atuais foram comparados com os do i-CAT FLX.

As doses obtidas nas avaliações, tanto da tomografia como das radiografias foram mais elevadas porque protetores de chumbo não foram utilizados. As maiores doses equivalentes encontradas foram as das regiões da tireoide, cérebro e olhos. Quando o protetor de tireoide é usado, ocorrem reduções de 48,7% e 41,7% nas doses da tireoide e do esôfago, respectivamente.³⁴ Em exames com grande campo

de visão, houve redução de 61% da dose.³⁵ Portanto, pode-se afirmar que o uso dos protetores é recomendável.

Embora existam diretrizes que recomendam o uso de aventais de chumbo para proteger o corpo e a glândula tireoide, não existem protocolos quanto ao cristalino, que é uma região radiosensível.³⁶⁻³⁸ As alterações decorrentes da exposição podem resultar em catarata e perda da capacidade visual.³⁹ O uso dos óculos de chumbo reduz em 60% a dose do cristalino, sem prejudicar a qualidade da imagem.⁸ Como não há redução da qualidade e perda de informação, os óculos de chumbo deveriam ser rotineiramente usados durante a realização dos exames.

Considerando-se que a maioria dos pacientes selecionados para o tratamento ortodôntico são jovens, e que as doses efetivas do i-CAT foram elevadas e maiores do que a dos exames radiográficos digitais, a solicitação de imagens desse tomógrafo de feixe cônico, como exame de rotina, de acordo com o princípio ALARA, deve ser indicada somente em casos especiais.

Por outro lado, apesar das doses das tomografias de feixe cônico serem elevadas quando comparadas às radiografias, as doses dos tomógrafos multidetectores, usados rotineiramente para exames médicos, são dezenas de vezes maiores.^{18,24} Além disso, estima-se que a população seja exposta à uma dose de radiação natural média de $2400\mu\text{Sv}$ por ano⁴⁰, e que o risco de se desenvolver câncer por exposição durante a realização da tomografia de feixe cônico está entre 1 em 100 000 e 1 em 350 000 para adultos.³⁰ Considerando-se que as tomografias permitem a obtenção de uma gama de imagens inacessíveis às radiografias, quando maiores informações sobre o paciente são necessárias, elas se tornam extremamente desejáveis.

5 CONCLUSÕES

As doses efetivas produzidas pelo tomógrafo de feixe cônico i-CAT foram maiores do que as geradas pelos aparelhos de radiografias digitais. A substituição das radiografias pelas imagens tomográficas geradas por esse aparelho fere o princípio de ALARA, devendo ser feita apenas em casos excepcionais.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE, Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:397-409.
2. Tsao DH, Kazanoglu A, McCasland JP. Measurability of radiographic images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1983;84:212-216.
3. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558-1564.
4. Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:410-416.
5. White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dent Clin North Am* 2008;52:689-705, v.
6. Yamamoto K, Ueno K, Seo K, Shinohara D. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:160-162.
7. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 2009;82:35-40.
8. Prins R, Dauer LT, Colosi DC, Quinn B, Kleiman NJ, Bohle GC et al. Significant reduction in dental cone beam computed tomography (CBCT) eye dose through the use of leaded glasses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;112:502-507.
9. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75-80.
10. Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Homme Y, Shimizu N, Dougherty H. Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *Angle Orthod* 2005;75:895-903.
11. Boeddinghaus R, Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. *Eur J Radiol* 2008;66:396-418.
12. van Vlijmen OJ, Kuijpers MA, Berge SJ, Schols JG, Maal TJ, Breuning H et al. Evidence supporting the use of cone-beam computed tomography in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 2012;143:241-252.
13. Honda K, Larheim TA, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:152-157.
14. Aboudara CA, Hatcher D, Nielsen IL, Miller A. A three-dimensional evaluation of the upper airway in adolescents. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:173-175.
15. Yang F, Jacobs R, Willems G. Dental age estimation through volume matching of teeth imaged by cone-beam CT. *Forensic Sci Int* 2006;159 Suppl 1:S78-83.
16. Maki K, Inou N, Takanishi A, Miller AJ. Computer-assisted simulations in orthodontic diagnosis and the application of a new cone beam X-ray computed tomography. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:95-101; discussion 179-182.
17. Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:627-637.
18. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:640.e641-645.

19. Farman AG. ALARA still applies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100:395-397.
20. Osibote OA, de Azevedo AC. Estimation of adult patient doses for common diagnostic X-ray examinations in Rio de Janeiro, Brazil. *Phys Med* 2008;24:21-28.
21. Thilander-Klang A, Helmrot E. Methods of determining the effective dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139:306-309.
22. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:770-776.
23. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:219-226.
24. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:106-114.
25. Ludlow JB. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:115-122.
26. Grunheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:436-443.
27. Garcia Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Grundler K, Visser H, Hirsch E. Effective dosages for recording Veraviewepocs dental panoramic images: analog film, digital, and panoramic scout for CBCT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:571-577.
28. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP* 1991;21:1-201.
29. Statistics NBo. *Physical Aspects of Irradiation*. Washington DC: US Government Printing Office; 1964.
30. Denman AR, Parkinson S, Groves-Kirkby CJ, Phillips PS. ICRP draft recommendations 2005 and radon exposure. *J Radiol Prot* 2004;24:423-425.
31. Li G. Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent* 2013;43:63-69.
32. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009;71:461-468.
33. Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144:802-817.
34. Qu XM, Li G, Sanderink GC, Zhang ZY, Ma XC. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:373-378.
35. Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X. Thyroid shields for radiation dose reduction during cone beam computed tomography scanning for different oral and maxillofacial regions. *Eur J Radiol* 2012;81:e376-380.
36. Neriishi K, Nakashima E, Minamoto A, Fujiwara S, Akahoshi M, Mishima HK et al. Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. *Radiat Res* 2007;168:404-408.
37. Minamoto A, Taniguchi H, Yoshitani N, Mukai S, Yokoyama T, Kumagami T et al. Cataract in atomic bomb survivors. *Int J Radiat Biol* 2004;80:339-345.
38. Vano E, Gonzalez L, Fernández JM, Haskal ZJ. Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted. *Radiology* 2008;248:945-953.
39. Merriam GR, Worgul BV. Experimental radiation cataract--its clinical relevance. *Bull N Y Acad Med* 1983;59:372-392.
40. UNSCEAR 2000. The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. *Health Phys* 2000;79:314.

Apêndice A. Leituras dos dosímetros

TLD	Exame	Região	L(nC)	Dose (mSv) sem correção	Fc	Dose (mSv) corrigida
1	Panorâmica	Calvária anterior	10,9	6,8	0,9	5,9
2	Panorâmica	Calvária posterior	8,0	3,5	0,9	3,1
3	Panorâmica	Calvária esquerda	12,0	8,1	0,9	7,4
4	Panorâmica	Fossa pituitária	34,8	34,3	0,9	30,3
5	Panorâmica	Olho direito	71,8	76,7	1,0	74,6
6	Panorâmica	Olho esquerdo	71,2	76,0	0,9	65,5
7	Panorâmica	Mesencéfalo	42,8	43,4	0,9	37,5
8	Panorâmica	Parótida Direita	545,6	620,4	0,9	555,4
9	Panorâmica	Parótida Esquerda	465,0	528,0	1,0	512,6
10	Panorâmica	Ramo mandibular esquerdo	149,5	165,9	1,1	182,3
11	Panorâmica	Ramo mandibular direito	176,9	197,3	1,0	195,0
12	Panorâmica	Centro da Coluna Cervical	135,7	150,1	0,9	133,0
13	Panorâmica	Sublingual	232,1	260,7	1,0	253,9
14	Panorâmica	Corpo mandibular esquerdo	180,6	201,6	1,0	210,8
15	Panorâmica	Corpo mandibular direito	302,7	341,7	0,9	301,7
16	Panorâmica	Submandibular esquerda	223,0	250,3	0,9	222,0
17	Panorâmica	Submandibular direita	275,6	310,6	0,8	251,5
18	Panorâmica	Centro da Tireóide	43,7	44,4	0,8	37,4
19	Panorâmica	Superfície da Tireóide	33,9	33,2	0,9	31,6
20	Panorâmica	Esôfago	37,6	37,4	0,9	34,1
F1	Panorâmica	Cristalino Esquerdo	3,9	50,0		50,0
F2	Panorâmica	Cristalino Esquerdo	3,8			
F3	Panorâmica	Cristalino Direito	4,0	53,0		53,0
F4	Panorâmica	Cristalino Direito	4,2			
F5	Panorâmica	Bochecha direita	16,6	2041,0		2041,0
F6	Panorâmica	Bochecha direita	129,3			
F7	Panorâmica	Pescoço região posterior	51,2	751,5		751,5
F8	Panorâmica	Pescoço região posterior	45,0			

21	Cefalométrica	Calvária anterior	24,7	22,7	0,9	21,8
22	Cefalométrica	Calvária posterior	8,0	0,0	0,9	0,0
23	Cefalométrica	Calvária esquerda	54,5	56,9	0,9	55,8
24	Cefalométrica	Fossa pituitária	21,5	18,9	0,9	17,6
25	Cefalométrica	Olho direito	14,6	11,0	0,9	10,0
26	Cefalométrica	Olho esquerdo	67,2	71,4	0,9	69,1
27	Cefalométrica	Mesencéfalo	14,8	11,3	0,9	10,4
28	Cefalométrica	Parótida Direita	8,3	3,8	1,1	4,3
29	Cefalométrica	Parótida Esquerda	79,3	85,3	0,9	79,5
30	Cefalométrica	Ramo mandibular esquerdo	50,1	51,8	0,8	45,8
31	Cefalométrica	Ramo mandibular direito	8,9	4,6	1,0	4,7
32	Cefalométrica	Centro da Coluna Cervical	10,3	6,1	0,9	5,6
33	Cefalométrica	Sublingual	16,4	13,2	0,9	13,0
34	Cefalométrica	Corpo mandibular esquerdo	23,0	20,7	1,0	21,4
35	Cefalométrica	Corpo mandibular direito	8,7	4,3	1,0	4,6
36	Cefalométrica	Submandibular esquerda	26,0	24,2	1,1	27,3
37	Cefalométrica	Submandibular direita	12,4	8,6	0,9	7,8
38	Cefalométrica	Centro da Tireóide	9,0	4,6	0,9	4,6
39	Cefalométrica	Superfície da Tireóide	10,3	6,1	0,9	5,5
40	Cefalométrica	Esôfago	10,8	6,7	0,9	6,7
F9	Cefalométrica	Cristalino Esquerdo	8,9			1,4
F10	Cefalométrica	Cristalino Esquerdo	9,2			
F11	Cefalométrica	Cristalino Direito	4,9			0,7
F12	Cefalométrica	Cristalino Direito	4,4			
F13	Cefalométrica	Bochecha direita	1,4			0,1
F14	Cefalométrica	Bochecha direita	1,4			
F15	Cefalométrica	Pescoço região posterior	1,0			0,0
F16	Cefalométrica	Pescoço região posterior	,9			
41	Periapical	Calvária anterior	13,4	19,4	1,1	21,9
42	Periapical	Calvária posterior	10,3	12,3	0,9	10,9

43	Periapical	Calvária esquerda	14,8	22,5	1,1	25,8
44	Periapical	Fossa pituitária	60,2	126,7	1,0	126,3
45	Periapical	Olho direito	823,3	1878,4	0,9	1689,4
46	Periapical	Olho esquerdo	1345,7	3077,4	1,0	3075,6
47	Periapical	Mesencéfalo	75,6	162,1	0,9	153,0
48	Periapical	Parótida Direita	142,8	316,3	0,9	296,5
49	Periapical	Parótida Esquerda	181,4	405,0	0,9	380,3
50	Periapical	Ramo mandibular esquerdo	217,5	487,8	1,0	497,4
51	Periapical	Ramo mandibular direito	207,3	464,4	0,9	414,6
52	Periapical	Centro da Coluna Cervical	105,8	231,4	1,1	257,9
53	Periapical	Sublingual	951,7	2173,0	0,9	1921,0
54	Periapical	Corpo mandibular esquerdo	457,6	1038,9	1,0	1019,6
55	Periapical	Corpo mandibular direito	453,6	1029,7	0,9	964,9
56	Periapical	Submandibular esquerda	499,9	1136,1	1,0	1117,8
57	Periapical	Submandibular direita	470,4	1068,3	0,9	945,5
58	Periapical	Centro da Tireóide	48,7	100,5	1,0	102,5
59	Periapical	Superfície da Tireóide	41,6	84,1	1,2	98,4
60	Periapical	Esôfago	46,0	94,1	1,1	100,5
F17	Periapical	Cristalino Esquerdo	16,9			2,4
F18	Periapical	Cristalino Esquerdo	15,0			
F19	Periapical	Cristalino Direito	23,4			3,57
F20	Periapical	Cristalino Direito	22,9			
F21	Periapical	Bochecha direita	270,1			46,3
F22	Periapical	Bochecha direita	314,6			
F23	Periapical	Pescoço região posterior	1,9			0,2
F24	Periapical	Pescoço região posterior	1,8			
61	Tomografia	Calvária anterior	157,4	1749,1	0,9	1713,3
62	Tomografia	Calvária posterior	129,2	1426,3	0,9	1450,9
63	Tomografia	Calvária esquerda	149,5	1658,8	1,0	1877,1
64	Tomografia	Fossa pituitária	274,2	3090,1	0,9	3114,9

65	Tomografia	Olho direito	178,0	1985,8	1,0	2130,5
66	Tomografia	Olho esquerdo	120,5	1330,0		0,0
67	Tomografia	Mesencéfalo	235,6	2646,4	1,0	2855,6
68	Tomografia	Parótida Direita	157,0	1745,2	1,3	2397,6
69	Tomografia	Parótida Esquerda	192,0	2146,1	0,8	1978,3
70	Tomografia	Ramo mandibular esquerdo	152,1	1688,2	0,9	1721,5
71	Tomografia	Ramo mandibular direito	164,6	1832,6	1,0	2002,7
72	Tomografia	Centro da Coluna Cervical	140,2	1552,6	1,0	1738,3
73	Tomografia	Sublingual	121,4	1336,4	1,0	1458,8
74	Tomografia	Corpo mandibular esquerdo	120,9	1330,3	1,0	1439,7
75	Tomografia	Corpo mandibular direito	148,6	1648,9	0,9	1613,4
76	Tomografia	Submandibular esquerda	149,9	1662,9	1,0	1729,3
77	Tomografia	Submandibular direita	136,2	1506,0	1,2	1976,9
78	Tomografia	Centro da Tireóide	35,2	346,8	1,0	365,0
79	Tomografia	Superfície da Tireóide	41,5	419,9	0,9	412,1
80	Tomografia	Esôfago	81,7	880,6	0,9	897,4
F25	Tomografia	Cristalino Esquerdo	24,7			3,8
F26	Tomografia	Cristalino Esquerdo	20,4			
F27	Tomografia	Cristalino Direito	18,1			3,2
F28	Tomografia	Cristalino Direito	20,2			
F29	Tomografia	Bochecha direita	20,1			3,2
F30	Tomografia	Bochecha direita	18,7			
F31	Tomografia	Pescoço região posterior	16,4			2,7
F32	Tomografia	Pescoço região posterior	16,7			

Os dosímetros que se iniciam por F são os *chips*. A dose foi obtida com a média das leituras dos 2 localizados na região