

ANÁLISE COMPARATIVA DE DOSES DE ENTRADA E PRODUTO DOSE/ÁREA EM ÓRGÃOS DA CABEÇA E PESCOÇO

Guillermo Alberto López



ANÁLISE COMPARATIVA DE DOSES DE ENTRADA E PRODUTO DOSE/ÁREA EM ÓRGÃOS DA CABEÇA E PESCOÇO

Guillermo Alberto López



Editora Omnis Scientia

ANÁLISE COMPARATIVA DE DOSES DE ENTRADA E PRODUTO DOSE/ÁREA EM
ÓRGÃOS DA CABEÇA E PESCOÇO

Volume 1

1ª Edição

TRIUNFO – PE

2021

Editor-Chefe

Me. Daniel Luís Viana Cruz

Autor (a)

Dr. Guillermo Alberto López

Conselho Editorial

Dra. Pauliana Valéria Machado Galvão

Dr. Wendel José Teles Pontes

Dr. Cássio Brancaloneo

Dr. Walter Santos Evangelista Júnior

Dr. Plínio Pereira Gomes Júnior

Editores de Área – Ciências da Saúde

Dra. Camyla Rocha de Carvalho Guedine

Dra. Cristieli Sérgio de Menezes Oliveira

Dr. Leandro dos Santos

Dr. Hugo Barbosa do Nascimento

Dra. Marcio Luiz Lima Taga

Dra. Pauliana Valéria Machado Galvão

Assistentes Editoriais

Thialla Larangeira Amorim

Andrea Telino Gomes

Imagem de Capa

Freepik

Edição de Arte

Leandro José Dionísio

Revisão

Os autores



**Este trabalho está licenciado com uma Licença Creative Commons – Atribuição-
NãoComercial-SemDerivações 4.0 Internacional.**

**O conteúdo abordado nos artigos, seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de
responsabilidade exclusiva dos autores.**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
(eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)

L864a López, Guillermo Alberto.
Análise comparativa de doses de entrada e produto dose/área em órgãos da cabeça e pescoço [livro eletrônico / Guillermo Alberto López. – Triunfo, PE: Omnis Scientia, 2021.
79 p. : il.

Formato: PDF

Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader

Modo de acesso: World Wide Web

Inclui bibliografia

ISBN 978-65-88958-32-2

DOI 10.47094/978-65-88958-32-2

1. Dosimetria (Medicina). 2. Incidências. 3. Medicina. I. Título.
CDD 610

Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422

Editora Omnis Scientia

Triunfo – Pernambuco – Brasil

Telefone: +55 (87) 99656-3565

editoraomnisscientia.com.br

contato@editoraomnisscientia.com.br



SOBRE O AUTOR

Doutor em Processos Interativos de Órgãos e Sistemas (Universidade Federal da Bahia-UFBA- Instituto de Ciências da Saúde- ICS), (área Biomateriais). Possui Mestrado em Processos Interativos de Órgãos e Sistemas (Universidade Federal da Bahia -UFBA - Instituto de Ciências da Saúde- ICS), (área Radiologia), especialização em Radiologia Pediátrica, pela Associação de Técnicos e Tecnólogos de Radiologia e Terapia Radiante de Buenos Aires – (ASTRYTRa). Graduação em Tecnologia em Radiologia pela Universidade de Buenos Aires- UBA, Faculdade de Medicina (1996). Professor, assistente, efetivo do Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia da Bahia (IFBA) do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia. Coordenou o Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do IFBA (período 2015-2016). Coordenou Instituições de Ensino Técnico e lecionou disciplinas específicas do curso de Radiologia. Tem experiência na área de Educação, com ênfase em Tecnologia Educacional, ensino Universitário e Técnico. Na área assistencial tem experiência em: Radiologia convencional, T.C., intervencionismo, radiologia pediátrica, emergência e dosimetria. Participou do programa Federal Pronatec, como professor de cursos profissionalizantes para a área de saúde. Coordenou e ministrou o Curso de Aperfeiçoamento para Técnicos em Radiologia, parceria SESAB-IFBA. Coordenador de Estágio do IFBA (2018-2019). Atualmente coordena o Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do IFBA. Pesquisador CNPq pela UFBA, IFBA, e pela Red de Científicos Argentinos en Brasil (RCAD), reconhecida pelo Ministério de Ciência e Tecnologia de Argentina (MINCyT).

AGRADECIMENTOS

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

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

A minha irmã Nélide, 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

DEDICATÓRIA

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

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 Absorbed Dose
RBE	Radiobiological Effectiveness
s	Segundo
SI	Sistema Internacional
Sv	Sievert
TLD's	Dosímetros Termoluminiscentes
XX	Vinte
W/m ²	Watt/metros quadrados
Z	Número Atômico

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO.....	14
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/14-16	
CAPÍTULO 2 - REVISÃO DE LITERATURA.....	17
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/17-28	
CAPÍTULO 3 - EFEITOS BIOLÓGICOS.....	29
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/29-31	
CAPÍTULO 4 - RELAÇÃO DOSE / EFEITO.....	32
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/32-34	
CAPÍTULO 5 - INSTRUMENTOS DETECTORES.....	35
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/35-37	
CAPÍTULO 6 - MEDIDAS DE RADIOPROTEÇÃO.....	38
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/38-39	
CAPÍTULO 7 - OBJETIVOS.....	40
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/40-40	
CAPÍTULO 8 - MATERIAIS E MÉTODOS.....	41
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/41-50	
CAPÍTULO 9 - RESULTADOS.....	51
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/51-66	
CAPÍTULO 10 - DISCUSSÃO.....	67
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/67-71	
CAPÍTULO 11 - CONCLUSÃO.....	72
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/72-72	
CAPÍTULO 12 - REFERÊNCIAS.....	73
DOI: 10.47094/978-65-88958-32-2/73-76	

RAIO 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)

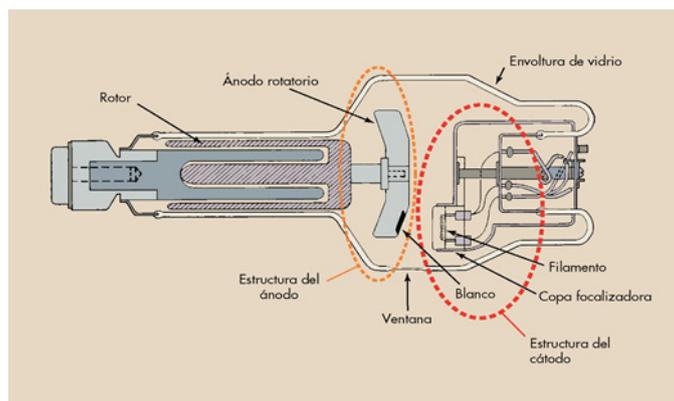
Os exames radiográficos de mandíbula para avaliação de várias estruturas são a principal porta para pesquisar e avaliar patologias. Pacientes adultos e pediátricos procuram frequentemente serviços de radiologia odontológica, e a realização de estudos radiológicos implica não somente o adequado treinamento 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)

Produção de raios X

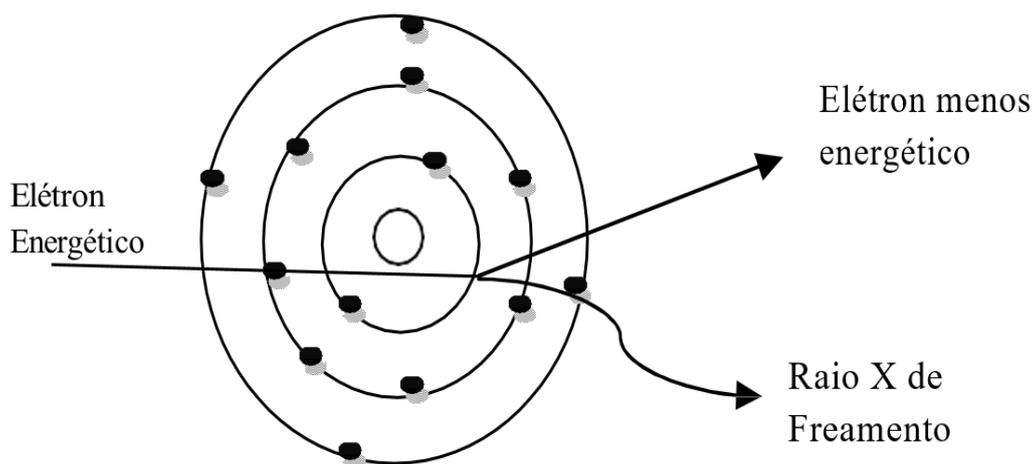
Em um tubo de raios X, a maioria dos elétrons incidentes sobre o alvo perde energia cinética de modo gradual nas inúmeras colisões, convertendo-a em calor.

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)

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

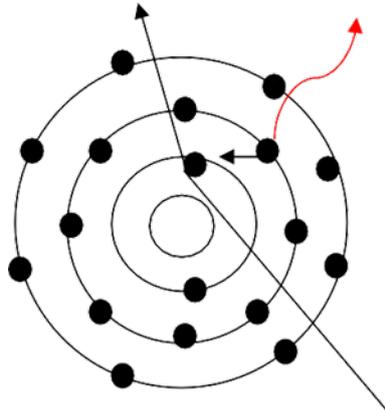


Fonte: Okunoe Yoshimura (2010, p. 37).

Raios X e 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).

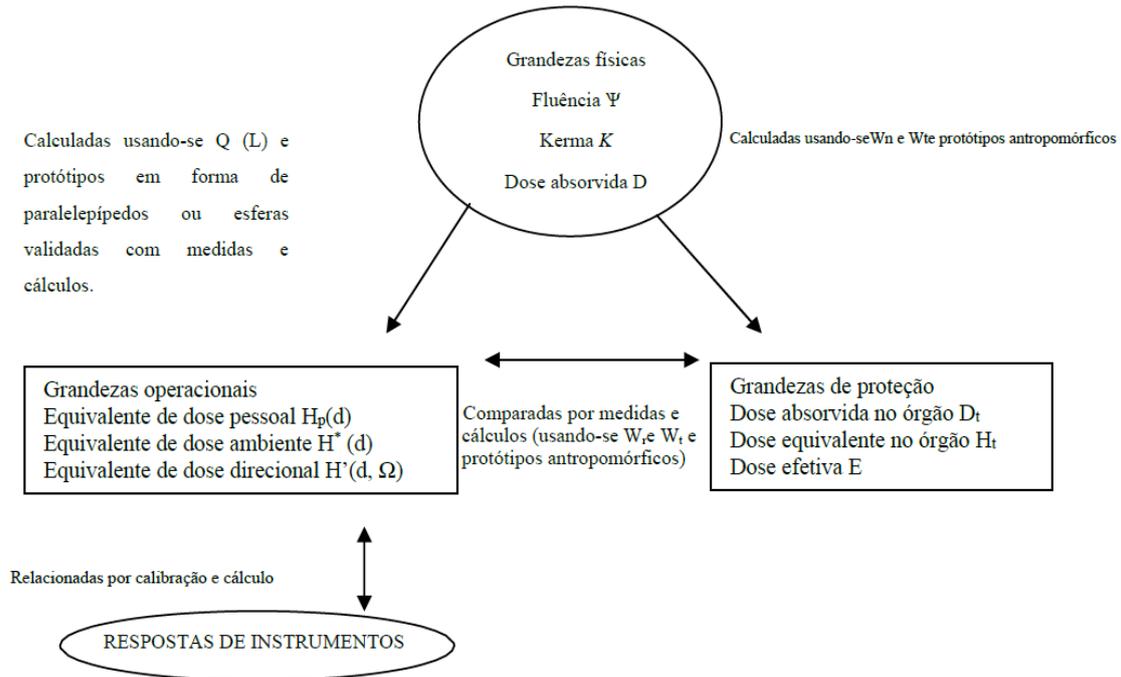
GRANDEZAS E UNIDADES

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).

Grandezas físicas

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

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.

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: 1Gy= 100 rad= 1J/kg. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

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)

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 (PKA- em Gy.m²) é definida como a integral, sobre uma área A, do produto do kerma no ar (KA) em uma área elementar (dxdy) de um plano perpendicular ao eixo central do feixe de raios X, pela área do feixe no mesmo plano:

$$PKA = \int A K_a(x, y) dx dy \text{ (ICRP, 2007)}$$

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 (\square_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 justificação, 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).

Conceitos utilizados em dosimetria

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.

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 (WR), 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 (WR)

Assim:

(a) para raios X, raios gama e partículas beta, tem-se $WR = 1$;

(b) para nêutrons rápidos (10 keV) e prótons, tem-se $WR = 10$;

(c) para partículas alfa, tem-se $WR = 20$.

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 WR) 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)

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 (WT), 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.

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

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

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.

Quadro 2- Dose efetiva de radiação para exames radiológicos

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

Fonte:Whaites (2009, p. 60).

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 ($\mu\text{Sv h}^{-1}$).

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.

Quadro 3- Dose anual média de fontes de radiação e percentuais aproximados.

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%

Fonte: Whaites (2009, p. 58).

ÍNDICE REMISSIVO

A

anormalidade congênita 30

C

campo elétrico 14

campo magnético 14

células do corpo humano 29, 30

consequência hereditária 29

cristalinos 12, 40, 43, 51, 67, 68, 70

D

dentes incisivos 12, 41, 67, 69, 70

dentes molares 12, 69, 70

dose limiar 29

doses de radiação 12, 15, 29, 32, 71

Dosimetria 9, 12, 38, 76

E

efeitos biologicamente danosos 29

efeitos estocásticos 29, 38

elétrons 14, 17, 19, 20

energia 12, 14, 17, 19, 20, 22, 23, 24, 32

energia em trânsito 12, 14

equipamentos intraorais 12, 37, 69

equipamentos radiológicos 12, 40, 41

exames periapicais 12, 72

exposição 15, 16, 17, 18, 21, 22, 27, 29, 32, 33, 34, 35, 36, 38, 39, 40, 42, 67, 69, 70

G

glândulas parótidas 12, 40, 43, 51, 67, 70

glândula sublingual 12, 40, 43, 46, 47, 51, 67, 68

Grandezas de radiologia 23

I

Incidências 12

incidências radiológicas 12, 72

ionização de macromoléculas 29

K

kerma 12, 13, 22, 23, 33, 35, 40, 42, 43, 69, 73, 75

M

morte celular 29

N

nêutrons 14, 19, 25

O

Odontología 16

ondas eletromagnéticas 14, 15

órgãos radiosensíveis 12, 72

P

partículas alfa 14, 19, 25

partículas atômicas 14

pessoa irradiada 29, 30

pósitrons 14, 19

Produção de raios X 20

protocolos 12, 35, 40, 42, 58, 59, 60, 64, 65, 67, 70

prótons 14, 19, 25

protótipo de crânio 12, 41

R

radiação 9, 12, 14, 15, 16, 18, 19, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 32, 33, 34, 35, 36, 38, 39, 40, 42, 51, 60, 61, 62, 63, 64, 67, 69, 70, 72

radiação eletromagnética 12, 14

radiação ionizante 15, 21, 27, 29, 30, 32, 33, 34, 35, 38

radiação para diagnóstico médico e odontológico 27

radiações corpusculares 14

radiações ondulatórias 14

radiodiagnóstico 12, 21, 24, 32, 37, 39, 43, 68, 74

radiografias periapicais digitais 12, 40, 72

Raios X de freamento 20

RAIO X 17

S

saúde humana 29

sistemas de imagem digital 16

T

tecido humano 12, 41

tireoide 12, 16, 33, 40, 43, 46, 48, 51, 67, 68, 70, 71, 73

editoraomnisscientia@gmail.com 

<https://editoraomnisscientia.com.br/> 

@editora_omnis_scientia 

<https://www.facebook.com/omnis.scientia.9> 

+55 (87) 9656-3565 

editoraomnisscientia@gmail.com 

<https://editoraomnisscientia.com.br/> 

@editora_omnis_scientia 

<https://www.facebook.com/omnis.scientia.9> 

+55 (87) 9656-3565 