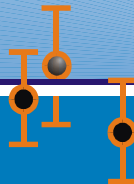
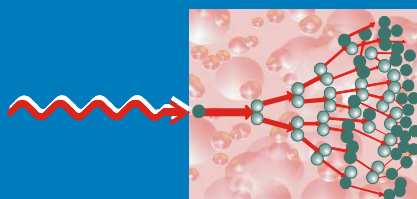


GRANDEZAS E UNIDADES PARA RADIAÇÃO IONIZANTE



LNMRI

Laboratório Nacional de Metrologia
das Radiações Ionizantes



ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE FÍSICA MÉDICA
www.abfm.org.br

INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA
GNEN - MCT

**Laboratório Nacional de Metrologia
das Radiações Ionizantes**

**Designado pelo INMETRO
IRD/CNEN/MCT**

Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante

(Recomendações e definições)

Coordenadores de redação:

Manoel Mattos Oliveira Ramos
Luiz Tauhata

Capa e projeto gráfico:

Maria Antonieta R.R.Di Prinzio

Todos os direitos reservados ao Laboratório Nacional
de Metrologia das Radiações Ionizantes - LNMRI

Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
Laboratório Designado pelo INMETRO – IRD/CNEN/MCT

1. Grandezas e Unidades usadas em radioatividade, radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção. 2. Glossário e definição das Grandezas e Unidades usadas para radiação ionizante. 3. Coeficientes de Interação da Radiação com a Matéria. 4. Fator de peso da radiação. 5. Fator de peso de tecidos ou órgãos. 6. Fator de Qualidade da Radiação. 7. Fatores de conversão de unidades

Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes - LNMRI
Instituto de Radioproteção e Dosimetria - www.ird.gov.br
Comissão Nacional de Energia Nuclear- www.cnen.gov.br
Ministério de Ciência e Tecnologia

Av. Salvador Allende, s/n - Recreio dos Bandeirantes
Rio de Janeiro -RJ - CEP: 22780 -160

Tel: (021)2173-2885

Fax: (021) 2442-1605

e-mail: tauhata@ird.gov.br
mmoramos@cnen.gov.br
tuna@ird.gov.br

Nota: os conceitos emitidos e contidos nesta publicação são
de responsabilidade exclusiva do LNMRI

APRESENTAÇÃO

Esta é uma versão preliminar da publicação "Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante" preparada para solucionar as dúvidas e dificuldades das pessoas que utilizam a radiação ionizante em suas diversas áreas de aplicação.

Em muitas situações tem-se dificuldade de lembrar da definição oficial da unidade utilizada e até dos fatores de conversão entre unidades não integrantes do Sistema Internacional (SI) e do SI. Por isso, o LNMRI achou por bem coletar todas estas informações nesta publicação.

Na edição deste trabalho, desejamos agradecer o patrocínio da Associação Brasileira de Física Médica (ABFM) que, oportunamente, nos auxiliou na concretização deste importante instrumento de trabalho.

A todos que tiverem acesso ao texto, solicitamos sugestões, ementas e correções, para que, na edição revisada, possamos oferecer um trabalho mais completo e, principalmente, útil para os usuários de radiação ionizante.

Carlos José da Silva
Coordenador do LNMRI/IRD
CNEN/MCT

ÍNDICE

Introdução.....	1
Grandezas e unidades para radiações ionizantes.....	3
Radioatividade.....	3
Radioterapia.....	3
Radiodiagnóstico.....	4
Radioproteção.....	5
Glossário de grandezas e unidades para radiação ionizante.....	9
Referências.....	21

Índice de Tabelas

Tabela 1. Grandezas de radioatividade.....	9
Tabela 2. Grandezas radiométricas.....	11
Tabela 3. Coeficientes de interação.....	12
Tabela 4. Grandezas dosimétricas.....	13
Tabela 5. Grandezas dosimétricas especiais para radiodiagnóstico.....	14
Tabela 6. Grandezas limitantes usadas em radioproteção para radiação externa.....	15
Tabela 7. Grandezas operacionais de radioproteção (ICRU 47 e 51).....	16
Tabela 8. Grandeza de radioproteção para dosimetria interna.....	17
Tabela 9. Fator de Qualidade Efetivo.....	18
Tabela 10. Fator de Peso da Radiação.....	18
Tabela 11. Fator de Peso para o Tecido ou Órgão.....	19
Tabela 12. Profundidade d, em mm, para avaliação das grandezas operacionais.....	20
Tabela 13. Dependência do fator de qualidade Q com a Transferência linear de energia L.....	20
Tabela 14. Relações entre algumas grandezas radiológicas.....	21
Tabela 15. Valores da constante de exposição Γ para alguns radionuclídeos emissores gama.....	23
Tabela 16. Conversão entre unidades SI e não SI.....	23
Tabela 17. Limites de Dose Anuais estabelecidos pela Norma CNEN NN 3.01 Set/201 e alterados pela resolução 114/2011.....	24
Tabela 18. Níveis de Registro, Investigação e Intervenção estabelecidos pela Norma CNEN NN 3.01 e/2011.....	25
Tabela 19. Classificação das áreas de trabalho em instalações.....	25
Tabela 20. Prefixos e Sufixos das unidades SI.....	26
Referências.....	27

Índice das Figuras

Figura 1- Fator de conversão f de dose absorvida no ar para dose absorvida na água ou no tecido muscular em função da energia do fóton X ou gama.....	22
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

INTRODUÇÃO

O Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) é responsável, por designação do INMETRO, desde 1989, pela guarda e disseminação dos padrões nacionais das unidades SI das grandezas físicas *kerma*, *fluência*, *equivalente de dose*, *dose absorvida* e *atividade* para as várias aplicações das radiações ionizantes na indústria, na medicina e outros campos.

A estrutura do LNMRI consiste em dois Serviços: Metrologia de Radionuclídeos (SEMRA) e Dosimetria das Radiações (SEMRI) os quais são subdivididos em grupos técnicos. O SEMRA cuida das grandezas associadas à radioatividade e dos coeficientes de interação e o SEMRI trata de grandezas associadas à radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção.

No presente documento o LNMRI referenda documentos internacionais e recomenda as grandezas para medição de radiações ionizantes para as diversas áreas. Tabelas com definições, símbolos e fórmulas foram acrescentadas de modo a concatenar informações pertinentes e servir como um glossário.

Nas tabelas, foram indicadas as publicações e edições das Normas da CNEN para fins de compreensão e esclarecimento das eventuais mudanças de valores. Adicionalmente são apresentados importantes fatores de conversão, limites, níveis e constantes físicas freqüentemente usados nas práticas com radiações ionizantes.

GRANDEZAS E UNIDADES PARA RADIAÇÕES IONIZANTES

RADIOATIVIDADE

A grandeza definida para medição da quantidade de transformações que ocorrem numa fonte radioativa, dando origem aos diversos tipos de radiação, é a *atividade*.

Entretanto, devido ao fato das medições estarem associadas a uma amostra, que possui um determinado volume ou massa, muitas vezes são utilizadas as grandezas *atividade por unidade de volume* ou *atividade por unidade de massa*, anteriormente denominadas de concentração de atividade ou simplesmente concentração.

Da mesma forma, para expressar quantitativamente o nível de contaminação superficial por um material radioativo, utiliza-se *atividade por unidade de área*.

Para expressar a quantidade de radiações emitidas por determinados tipos de fontes, por exemplo, fontes com radionuclídeos emissores alfa, devido ao pequeno alcance da radiação alfa, ela só pode ser medida de um lado da fonte, geometria 2π , e expressa em radiações por segundo, mas que não significa 1 becquerel.

Existem unidades obsoletas de *atividade por unidade de volume* que ainda são utilizadas para expressar o nível de radioatividade de águas minerais, como por exemplo, o *mache* e o *eman*. O *mache* vale 3,46 *eman* e expressa a quantidade de radônio emanada de um litro de água contendo urânio e seus descendentes radioativos. O *mache* equivale a 12,802 *Becquerel/litro*.

RADIOTERAPIA

As grandezas de calibração em radioterapia estão divididas pelo tipo de tratamento aplicado: teleterapia ou braquiterapia. A teleterapia ou radioterapia de feixe externo envolve irradiações com fótons ou elétrons para destruir células de câncer na superfície ou mais profundamente no corpo.

Para a teleterapia as grandezas padronizadas no LNMRI são o *kerma no ar* e a *dose absorvida* na água. Os padrões nacionais são calibrados no BIPM e as grandezas são disseminadas para diferentes qualidades de feixes de radiação. Para tanto são utilizados procedimentos baseados em “protocolos” internacionais recomendados pela AIEA, tais como: TRS277, TRS381 e TRS 398.

A técnica de Braquiterapia utiliza fontes radioativas encapsuladas, que são inseridas muito próximas ou dentro do tumor, fornecendo uma alta taxa de dose em tecidos próximos à fonte, sem prejudicar as estruturas

adjacentes. Esta técnica existe desde o início do século 20 e vários radionuclídeos entre eles ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{125}I , ^{103}Pd têm sido utilizados.

Há duas possibilidades a serem consideradas para a calibração das fontes usadas em Braquiterapia em termos de *taxa de Kerma no ar*. A primeira requer que as fontes de referência sejam calibradas em um laboratório primário em *intensidade de kerma no ar* (“*air kerma strength*”) e sua calibração seja transferida através do uso de câmaras de ionização tipo poço. A segunda requer que as medições sejam feitas com uma câmara de ionização (calibração no ar) com fator de calibração rastreável a um laboratório primário. A segunda opção é utilizada no LNMRI para fornecer a calibração da semente de ^{192}Ir HDR.

O LNMRI também possui uma câmara tipo poço modelo HDR 1000 Plus, calibrada em *intensidade de kerma no ar*, e está atualmente em estudos para implantar a disseminação dessa grandeza no país, como recomendado pelo TECDOC 1079 da IAEA.

RADIODIAGNÓSTICO

Na área de Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, a grandeza fundamental na qual os padrões nacionais são calibrados é o *kerma no ar*. A partir do *kerma no ar* podem-se determinar todas as demais grandezas de uso prático.

As medições de radiação, nesta área, são fundamentais para os programas de controle de qualidade dos equipamentos de raios X e para medir ou estimar doses a que estão submetidos os pacientes, ou seja, na dosimetria do paciente. Para o controle de qualidade, a grandeza *kerma no ar* é suficiente, tanto na caracterização e controle da fonte (campo de radiação incidente no paciente) quanto para a avaliação do desempenho do sistema de captação e registro da imagem (campo de radiação pós-paciente).

A dosimetria do paciente é um pouco mais complexa devido à diversidade de técnicas para obtenção da imagem e às diferentes intensidades, durações e energias dos campos utilizados. Como agravante, tem aparecido de uma profusão de grandezas para cada técnica.

Enquanto que em algumas situações a grandeza dosimétrica de interesse pode ser medida diretamente, em outras, a medição direta não é de todo possível, como por exemplo na medição de dose em um órgão ou tecido interno. Neste caso obtém-se a dose indiretamente através da aplicação de um coeficiente de conversão tabelado, a partir de uma grandeza medida diretamente.

Até o momento, as diferentes grandezas propostas partem da definição de grandezas dosimétricas básicas (*kerma no ar*, *dose absorvida ou exposição*), mas levam em conta as condições em que as medições são

realizadas (livre no ar, no paciente ou no simulador) e o meio em que são expressos os valores da grandeza (no ar, na pele, ou no tecido mole).

Fica evidente a necessidade de recomendações de diferentes grandezas para as diferentes técnicas de investigações por radiodiagnóstico: radiografia, fluoroscopia, mamografia e tomografia computadorizada. Organismos internacionais como a AIEA e ICRU, nestes últimos anos, têm se esforçado para estabelecer um sistema harmonizado de grandezas, símbolos e unidades, a fim de preencher esta lacuna numa das áreas mais antigas de aplicação de raios X, mas ainda não existe um consenso internacional.

A tabela 5 apresenta grandezas que estão sendo propostas por um grupo de trabalho do ICRU. Algumas grandezas comumente conhecidas poderão ter seu uso descontinuado, mas são citadas junto àquelas que provavelmente virão substituí-las.

RADIOPROTEÇÃO

Grandezas Operacionais

Na área de radioproteção, a grandeza fundamental na qual os padrões nacionais de radiação de fótons são calibrados é o *kerma no ar*. A partir do *kerma no ar* podem-se determinar todas as grandezas operacionais de uso corrente na radioproteção, cujas definições e fatores de conversão encontram-se na literatura.

Apesar da grandeza *exposição* ser a mais usada e difundida na radioproteção, sua unidade, *Roentgen*, deveria ter sido abandonada desde 1985 por recomendação da Conferência Geral de Pesos e Medidas (CGPM). Nesta mesma ocasião o CGPM sancionou que as unidades do domínio das radiações ionizantes fossem dimensionadas em unidades do Sistema Internacional (SI). Uma das soluções adotadas para radiação de fótons por alguns países foi a utilização da “*exposição em Sievert*”, que considera $1 R = 0,01 Sv$ ($1 C/kg = 38,76 Sv$). Na Alemanha, essa correlação foi definida por uma grandeza denominada *equivalente de dose* para fótons (*photon dose equivalent*), H_x .

No ano de 1985, a ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) apresentou um conceito de grandezas operacionais especiais para monitoração de área e individual para medição de qualquer fonte de radiação (fótons, nêutrons e partículas) externa ao corpo humano, em unidades do SI. Elas foram aperfeiçoadas em anos posteriores, apresentadas em outras publicações do ICRU e estão denominadas como *equivalente de dose ambiente*, *equivalente de dose direcional* e *equivalente de dose*

Calibração de monitores de área e individual

Raios X e γ

No LNMRI, assim como nos laboratórios da rede de metrologia de radiações ionizantes, a calibração com raios X e γ está sendo realizada de acordo com a grandeza/unidade apresentada pelo instrumento, isto é, instrumentos em mR/h são calibrados em *taxa de exposição*, instrumentos em $\mu Sv/h$ são calibrados em H_x e etc. Alguns novos instrumentos, provenientes da Europa, já medem as novas grandezas do ICRU, e são calibrados nessas grandezas.

Para se adequar à recomendação da CGPM, ainda que tardiamente, o LNMRI brevemente passará a calibrar todos os monitores de área em *Sievert* e os individuais (ativos) em *Sievert* ou *Gray*, unidades do SI. Para evitar confusões entre as grandezas antigas e novas, cada instrumento deverá ser rotulado com uma etiqueta identificando a grandeza de calibração.

O LNMRI recomenda fortemente que os laboratórios da rede também adotem esse procedimento para se adequarem às recomendações da CGPM.

Nêutrons

A emissão de uma fonte de nêutrons ou de um feixe emitido por um gerador, é padronizada em termos de *fluência*. No processo de calibração de monitores de área ou individuais para nêutrons, ao valor da *fluência* no ponto de referência, são aplicados coeficientes de conversão para se obter o valor das grandezas *equivalente de dose ambiente* e *equivalente de dose*, referenciadas a 10 mm de profundidade. Estas duas grandezas já estão em uso no país, em substituição à grandeza *Equivalente de dose Máximo - MADE (MAximum Dose Equivalent)*.

O *MADE* é uma grandeza operacional específica para expressar equivalente de dose devido a nêutrons e está definida para um fantoma cilíndrico equivalente a tecido com 150 mm de diâmetro e 600 mm de altura. Em função de limitações técnicas, nem todos os monitores de área ou individuais construídos originalmente para expressar seus resultados em *MADE*, podem ser adaptados para expressar seus resultados nas novas grandezas. Sendo assim esses equipamentos continuarão a ser calibrados em *MADE*.

Radiação beta

O LNMRI não padroniza grandezas para monitoração de área em campos de radiação beta, mas alguns laboratórios do país o fazem. O mesmo

procedimento de monitores de área gama se aplica para as calibrações com radiação beta, isto é, a calibração é realizada de acordo com a grandeza/unidade apresentada pelo instrumento. Neste caso o LNMRI faz a mesma recomendação, isto é, de se adequar à recomendação da CGPM para calibração nas unidades SI.

Calibração de monitores de contaminação superficial

Radiação α e β

A calibração é feita por meio de fontes padrão de grande área, calibradas em termos da *taxa de emissão superficial* (número de partículas/segundo). A maioria dos monitores de contaminação, em uso no país, exibe escala em taxa de contagem (*cpm ou cps*). A calibração dos monitores é feita pela determinação da eficiência (adimensional) do detector, para cada radionuclídeo de interesse, e de acordo com normas internacionais.

Grandezas limitantes

As grandezas limitantes de uso oficial no país são definidas pelo organismo regulador, Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), principalmente as que são definidas em normas básicas e específicas para radioproteção, em cada área de aplicação.

Alguns comitês do IRD, como por exemplo o CASMIE, regulamentam áreas específicas e definem grandezas para uso oficial no âmbito de sua certificação ou autorização. Como participante de tais comitês, o LNMRI assessora as reuniões para a correta definição de grandezas e as dissemina para uso no país juntamente com a rede de metrologia.

A introdução das novas grandezas operacionais do ICRU para uso oficial no país já foi proposta por grupos de trabalho que se reuniram em maio de 1997. Neste encontro foram apresentadas propostas de programas de trabalho para diversos temas de radioproteção e metrologia. A maioria das propostas não foi implementada devido a dificuldades operacionais.

Efetivamente, tais grandezas já estão em uso no país, uma vez que os instrumentos projetados para medi-las são calibrados nessas grandezas, quando chegam aos laboratórios da rede.

A conversão de instrumentos projetados para medir *exposição* em instrumentos para medir uma nova grandeza, é muito mais complexa do que uma simples mudança de unidade e apresenta um resultado duvidoso. Como o *Hx* é conservativo em comparação com o *H*(10)*, seria menos custoso somente trocar as unidades de medida de monitores de *taxa de exposição* (R/h) para Sv/h, do que investir horas de trabalho tentando adequar a resposta de um instrumento para a nova grandeza.

Novos instrumentos já estão sendo projetados para as novas grandezas e poderão, ao longo do tempo, substituir os antigos modelos com vantagens.

Glossário de Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante

As grandezas reunidas nas tabelas abaixo foram classificadas de acordo com documentos do ICRU e ICRP, e seguem as seguintes definições:

- *Grandezas de radioatividade* são grandezas associadas com as transformações que ocorrem em materiais radioativos;
- *Grandezas radiométricas* estão associadas com o campo de radiação;
- *Coefficientes de interação* caracterizam os processos de interação da radiação com a matéria;
- *Grandezas dosimétricas* são produto das duas anteriores;
- *Grandezas de radioproteção*
 - *Limitantes* - são grandezas criadas pela ICRP e também utilizadas em normas para indicar o risco humano da exposição à radiação ionizante;
 - *Operacionais* - são aquelas definidas para uso nas práticas de monitoração de área e monitoração individual. A existência destas grandezas deve-se ao fato de que as grandezas limitantes não são mensuráveis ou facilmente estimáveis.

Tabela 1: Grandezas de radioatividade

GRANDEZA	SÍMB.	UNIDADE	DEFINIÇÃO
Atividade Activity	A	Becquerel $Bq = s^{-1}$	É o quociente dN/dt , de uma quantidade de núcleos radioativos num estado de energia particular, onde dN é o valor esperado do número de transições nucleares espontâneas deste estado de energia no intervalo de tempo dt . $A = \frac{dN}{dt}$
Cte. de decaimento Decay constant	λ	s^{-1}	É o quociente entre dP e dt , onde dP é a probabilidade de um dado núcleo sofrer uma transição nuclear espontânea de um dado estado de energia, em um intervalo de tempo dt . É também conhecida como constante de desintegração.
Cte. de taxa de kerma no ar Air kerma-rate constant	Γ_{δ}	$m^2GyBq^{-1}s^{-1}$	É o quociente de $l^2 \dot{K}_{\delta}$ por A , onde \dot{K}_{δ} é a taxa de kerma no ar devido a fótons, com energia maior do que δ a uma distância l de uma fonte puntiforme de um radionuclídeo com atividade A . $\Gamma_{\delta} = \frac{l^2 \dot{K}_{\delta}}{A}$

Tabela 1: Grandezas de radioatividade (continuação)

GRANDEZA	SÍMB.	UNIDADE	DEFINIÇÃO
Meia-vida <i>Half-life</i>	$T_{1/2}$	s min h a	É o intervalo de tempo necessário para que o número inicial de núcleos radioativos de uma amostra, num determinado estado energético, se reduza à metade. $T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$
Vida-média <i>Mean life</i>	τ	s min h a	É a média ponderada dos tempos de vida ou esperança de vida de cada radionuclídeo da amostra, e corresponde ao tempo necessário para o número de núcleos radioativos de uma amostra decrescer de um fator 1/e $\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{T_{1/2}}{\ln 2}$
Cte. de decaimento parcial <i>Partial decay constant</i>	λ_{α} λ_{β}	s ⁻¹ , min ⁻¹ h ⁻¹ a ⁻¹	É a probabilidade de um mesmo radionuclídeo, num determinado estado de energia, decair, por unidade de tempo, por emissão alfa, emissão beta ou outro modo de decaimento, como captura eletrônica e fissão espontânea. $\lambda = \lambda_{\alpha} + \lambda_{\beta} + \dots$
Prob. de transição <i>Transition probability</i>	P_{α} P_{β} P_{γ}	s ⁻¹	É a probabilidade de emissão por radiação alfa, beta ou gama, por unidade de tempo, de um determinado estado nuclear excitado
Coef. de conversão interna <i>Internal conversion coefficient</i>	α	1	É a razão entre a probabilidade de emissão de elétrons de conversão e a probabilidade de emissão gama total de um núcleo num determinado estado de energia ou de um de seus estados excitados $\alpha = \frac{\lambda_c}{\lambda_{\gamma}}$ Como o elétron ejetado pode pertencer à camada K, L ou M, etc, o coeficiente de conversão é igual a $\alpha = \alpha_K + \alpha_L + \alpha_M + \dots$

Tabela 2: Grandezas radiométricas

GRANDEZA	SÍMB.	UNIDADE	DEFINIÇÃO
Fluência <i>fluence</i>	ϕ	m ⁻²	É o quociente do número de partículas incidentes dN sobre uma esfera de secção de área da . $\phi = \frac{dN}{da}$

Tabela 3: Coeficientes de interação

COEFICIENTE	SÍMB.	UNIDADE	DEFINIÇÃO
<p>Secção de choque</p> <p><i>Cross section</i></p>	σ	m^2	<p>É o quociente da P por ϕ, onde P é a probabilidade da interação para o alvo quando sujeito a uma fluência ϕ de partícula incidente carregada ou neutra de determinado tipo e energia sobre o alvo para produzir determinada interação</p> $\sigma = \frac{P}{\phi}$
<p>Poder de Freamento Total em Massa</p> <p><i>Total mass stopping power</i></p>	S/ρ	$J m^2 kg^{-1}$	<p>É o quociente de dE por ρdl, onde dE é a energia perdida pela partícula carregada ao percorrer a distância dl no material de densidade ρ, para partículas carregadas de determinado tipo e energia.</p> $\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl}$
<p>Transferência Linear de Energia</p> <p><i>Linear energy transfer</i></p>	L_{Δ}	$J m^{-1}$	<p>É o quociente de dE por dl, onde dE é a energia perdida pela partícula carregada devido a colisões com elétrons ao atravessar a distância dl, menos a soma das energias cinéticas de todos os elétrons perdida com energias cinéticas acima de Δ</p> $L_{\Delta} = \left[\frac{dE}{dl} \right]_{\Delta}$ <p>O LET é também denominado de poder de freamento de colisão restrito.</p>
<p>Rendimento químico para irradiação</p> <p><i>Radiation chemical yield</i></p>	G	$mol J^{-1}$	<p>É o quociente de n(x) por ϵ, onde n(x) é a quantidade média da substância x produzida, destruída ou modificada pela energia depositada e pela radiação na matéria</p> $G(x) = \frac{n(x)}{\epsilon}$
<p>Energia média necessária para formar um par de íons num gás</p> <p><i>Mean energy expended in a gas per ion pair formed</i></p>	W	J	<p>É o quociente de E por N, onde N é o número médio de pares de íons formados quando uma partícula carregada de energia cinética E é completamente dissipada no gás.</p> $W = \frac{E}{N}$ <p>Seu valor normalmente é expresso dividido pela carga do elétron e. Para o ar o W/e vale:</p> $33,97 J C^{-1}$

Tabela 4: Grandezas dosimétricas

GRANDEZA	SÍMB.	UNIDADE	DEFINIÇÃO
Exposição <i>Exposure</i>	X	C kg ⁻¹	<p>É o quociente entre dQ por dm, onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm, são completamente freados no ar.</p> $X = \frac{dQ}{dm}$
Kerma <i>Kerma</i>	K	Gray Gy=J kg ⁻¹	<p>É o quociente dE_{tr} por dm, onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm</p> $K = \frac{dE_{tr}}{dm}$
Intensidade de Kerma no Ar <i>Air kerma strength</i>	S _k		<p>É uma medida da intensidade de uma fonte de braquiterapia, que é especificada em termos da taxa de kerma no ar em um ponto ao longo do eixo transversal da fonte no espaço livre. É definida como o produto da taxa de kerma no ar a uma distância, d, no espaço livre, medida ao longo do eixo transversal da fonte, em seu centro, e o quadrado da distância</p> $S_k = \dot{K}_{ar}(d) \cdot d^2$
Dose absorvida <i>Absorbed dose</i>	D	Gray Gy=J kg ⁻¹	<p>É o quociente de dε̄ por dm, onde dε̄ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm, num ponto de interesse</p> $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$

Tabela 5: Grandezas dosimétricas especiais para radiodiagnóstico

GRANDEZA	SÍMB.	UNIDADE	DEFINIÇÃO
<p>Kerma no ar incidente</p> <p><i>Incident air kerma</i></p>	$K_{a,i}$	J.kg ⁻¹ Gray (Gy)	<p>É o kerma no ar no eixo central do feixe incidente à distância foco-superfície da pele, isto é, no plano de entrada da pele. Inclui apenas o feixe primário incidente no paciente ou simulador e nenhuma radiação retroespalhada.</p> <p>Outros nomes: kerma no ar na superfície de entrada (ESAK), kerma no ar de entrada, kerma no ar (AK).</p> <p>Aplicação: Radiografia, fluoroscopia e mamografia</p>
<p>Kerma no ar na superfície de entrada</p> <p><i>Entrance surface air kerma</i></p>	$K_{a,e}$	J.kg ⁻¹ Gray (Gy)	<p>É o kerma no ar no eixo do feixe de raios X no ponto onde ele entra no paciente ou no simulador. A contribuição da radiação retroespalhada é incluída.</p> <p>Outros nomes: dose na superfície de entrada (ESD).</p> <p>Aplicação: Radiografia, fluoroscopia e mamografia</p>
<p>Produto kerma no ar-área</p> <p><i>Air kerma-area-product</i></p>	P_{KA}	J kg ⁻¹ m ² Gy cm ²	<p>É a integral do kerma no ar livre no ar sobre a área, A, do feixe de raios X em um plano perpendicular ao seu eixo.</p> $P_{KA} = \int_A K_a(A) dA$ <p>Outros nomes: produto kerma (dose) área (KAP, DAP).</p> <p>Aplicação: Radiografia e fluoroscopia</p>
<p>Índice de kerma no ar em TC</p> <p><i>CT air kerma index</i></p>	C_K	J.kg ⁻¹ Gray (Gy)	<p>É a integral do perfil do kerma no ar em um único corte ao longo de uma linha infinita perpendicular ao plano tomográfico, dividido pela espessura nominal de corte T. (medido no ar)</p> $C_K = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} K_a(z) dz$ <p>Outros nomes: índice de dose em TC (CTDI).</p> <p>Aplicação: tomografia computadorizada.</p>
<p>Índice de dose em TC</p> <p><i>CT dose index</i></p>	C_D	J.kg ⁻¹ Gray (Gy)	<p>É a integral do perfil de dose no ar em um único corte, ao longo de uma linha infinita perpendicular ao plano tomográfico, dividida pela espessura nominal de corte T (medido no simulador).</p> $C_D = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D_a(z) dz$ <p>Outros nomes: índice de dose em TC (CTDI).</p> <p>Aplicação: tomografia computadorizada.</p>

Tabela 6: Grandezas limitantes usadas em radioproteção para radiação externa

GRANDEZA	SÍMB.	UNIDADE	DEFINIÇÃO
ICRP 26 e NORMA CNEN NE 3.01 (1998)			
Fator de Qualidade Efetivo <i>Effective quality factor</i>	Q	1	É o fator de conversão de dose absorvida num tecido ou órgão em equivalente de dose no tecido ou órgão: $H = D.Q$
Dose Equivalente <i>Dose equivalent</i>	H	Sievert $Sv = J\ kg^{-1}$	É o produto da dose absorvida D num ponto no tecido, pelo fator de qualidade Q da radiação: $H = D.Q$
Dose Equivalente Efetiva <i>Effective dose equivalent</i>	E H_E	Sievert $Sv = J\ kg^{-1}$	É obtido pela relação: $E = H_E = \sum_T w_T H_T$ onde w_T é o fator de peso do tecido ou órgão T relevante e H_T é o equivalente de dose no tecido ou órgão T.
ICRP 60 E NORMA CNEN NN.3.01 (2011)			
Fator de peso da radiação <i>Radiation weighting factor</i>	w_R	1	É o fator de peso de cada radiação R que permite converter a dose absorvida $D_{T,R}$ no tecido T, em dose equivalente no tecido T, devido à radiação do tipo R: $H_{T,R} = w_R D_{T,R}$
Dose Equivalente <i>Equivalent dose</i>	H_T	Sievert $Sv = J\ kg^{-1}$	É o valor médio da dose absorvida $D_{T,R}$ num tecido ou órgão T, obtido sobre todo o tecido ou órgão T, devido à radiação R: $H_T = \sum_R w_R .D_{T,R}$ onde w_R é o fator de peso da radiação R.
Dose efetiva <i>Effective dose</i>	E	Sievert $Sv = J\ kg^{-1}$	É a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo: $E = \sum_T w_T .H_T$ onde w_T é o fator de peso para o tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída.

Conforme a Posição Regulatória 3.01/002:2011 que complementa a norma CNEN NN 3.01-2011, as grandezas operacionais para monitoração externa como *Equivalente de Dose Pessoal* $H_p(d)$ e *Equivalente de Dose Ambiental* $H^*(d)$ utilizam o fator de qualidade de radiação Q como fator de peso, em lugar dos fatores de peso de radiação w_R .

Os fatores de qualidade de radiação são dados em função da *Transferência Linear de Energia não restrita na água* (também chamado de poder de freamento não restrito). Os valores de Q estão dados na Tabela 13.

Tabela 7: Grandezas operacionais de radioproteção (ICRU 47 e 51)

GRANDEZA	SÍMB.	UNIDADE	DEFINIÇÃO
Equivalente de Dose Direcional <i>Directional dose equivalent</i>	$H'(d, \Omega)$	Sievert $Sv = J \text{ kg}^{-1}$	É o valor do equivalente de dose em um ponto de um campo de radiação, que seria produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU na profundidade d , sobre o raio na direção específica Ω .
Equivalente de Dose ambiente <i>Ambient dose equivalent</i>	$H^*(d)$	Sievert $Sv = J \text{ kg}^{-1}$	É o valor do equivalente de dose em um ponto de um campo de radiação, que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU na profundidade d , no raio que se opõe ao campo alinhado.
Equivalente de Dose <i>Personal dose equivalent</i>	$H_p(d)$	Sievert $Sv = J \text{ kg}^{-1}$	É o equivalente de dose em tecido mole, numa profundidade d , abaixo de um ponto especificado sobre o corpo.
Equivalente de dose para fótons <i>Photon dose equivalent</i>	$H_x = C_1 \cdot X$	Sievert $Sv = J \text{ kg}^{-1}$	Para fótons com energia menor que 3 MeV, H_x é igual à leitura de um dosímetro de área que foi calibrado na câmara de ar-livre com as radiações gama do ^{60}Co para a medição da exposição X , multiplicada pelo fator $C_1 = 38,76 \text{ Sv C}^{-1} = 0,01 \text{ Sv/R}$
Equivalente de dose para fótons	$H_p(10) \equiv H_x = f \cdot K_{ar}$	Sievert $Sv = J \text{ g}^{-1}$	Para monitoração individual para fótons, o Equivalente de Dose $H_p(10)$ pode ser provisoriamente substituído pela Dose Individual H_x , obtida pela leitura do dosímetro individual na superfície do tórax, calibrado em Kerma no ar, multiplicado pelo fator $f = 1,14 \text{ Sv/Gy}$

Tabela 8: Grandeza de radioproteção para dosimetria interna

GRANDEZA	SÍMB.	DEFINIÇÃO
<p>Dose absorvida comprometida</p> <p><i>Committed absorbed dose</i></p>	<p>D</p>	<p>É o valor da integral da taxa de dose absorvida, num particular tecido ou órgão, que será recebido por um indivíduo, após a incorporação de material radioativo em seu corpo, por um intervalo de tempo τ após a incorporação.</p> $D(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \frac{dD(t)}{dt} .dt$

FATORES DE PONDERAÇÃO DA RADIAÇÃO E CONVERSÃO DE GRANDEZAS

Tabela 9: Fator de Qualidade Efetivo (ICRP 26 e CNEN NE 3.01)

TIPO DE RADIAÇÃO E ENERGIA	Q
Raios X, radiação gama, elétrons, radiação beta mais e beta menos	1
Prótons e partículas com uma 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 alfa e demais partículas com carga superior a uma unidade de carga	20

Tabela 10: Fator de Peso da Radiação, w_R (CNEN NN.3.01-2011)

TIPO DE RADIAÇÃO E ENERGIA	w_R
Fótons de todas as energias	1
Elétrons e muons de todas as energias	1
Nêutrons com energia:	
< 10 keV.....	5
10 keV a 100 keV.....	10
>100 keV a 2 MeV.....	20
> 2 MeV a 20 MeV.....	10
> 20 MeV.....	5
Prótons (exceto prótons de recuo) e partículas com uma unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia > 2 MeV	5
Radiação alfa, fragmentos de fissão e íons pesados e demais partículas com carga superior a uma unidade de carga	20

Tabela 11: Fator de Peso para o Tecido ou Órgão (ICRP 60 e CNEN NN 3.01 –2011)

TECIDO OU ÓRGÃO	W _T	
	ICRP 26	ICRP 60
Gônadas	0,25	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12	0,12
Cólon	-	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	-	0,12
Bexiga	-	0,05
Mama	0,15	0,05
Fígado	-	0,05
Esôfago	-	0,05
Tireóide	0,03	0,05
Pele	-	0,01
Superfície óssea	0,03	0,01
Restantes*	0,30	0,05
* cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula, timo, adrenais e músculo		

Tabela 12: Profundidade d, em mm, para avaliação de grandezas operacionais

RADIAÇÃO EXTERNA		GRANDEZA NOVA	
		Monitoração de área d=mm	Monitoração d=mm
Fortemente penetrante		H* (10)	H _p (10)
Fracamente penetrante	Pele	H' (0,07)	H _p (0,07)
	Cristalino	H' (3)	H _p (3)

Tabela 13: Dependência do fator de qualidade (Q) com a Transferência Linear de Energia não restrita na água (L)

Q (L)	L (na água) (keV/ μm)
1	L < 10
0,32 L – 2,2	10 ≤ L ≤ 100
300/√L	L > 100

Tabela 14. Relações entre algumas grandezas radiológicas

GRANDEZAS	CONDIÇÕES	RELAÇÃO
Dose absorvida e Kerma de colisão	<ul style="list-style-type: none"> - a composição química do meio é homogênea - a densidade do meio é homogênea - existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante - não existem campos elétricos ou magnéticos não homogêneos 	$D=K_c$
Kerma de colisão e Fluência de energia e Fluência	<ul style="list-style-type: none"> - feixe de fótons monoenergético de energia E - meio material de interação homogêneo 	$K_c = \Psi \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) = \Phi \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$
Dose no ar e Exposição	<ul style="list-style-type: none"> - sob condições de equilíbrio eletrônico 	$D_{ar} = X \cdot \left(\frac{w_{ar}}{e} \right) = 0,876 \cdot X$
Dose no ar e Dose em outro material	<ul style="list-style-type: none"> - para as mesmas condições de irradiação 	$\frac{D_m}{D_{ar}} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{ar}} = f$
Taxa de exposição e Atividade	<ul style="list-style-type: none"> - fonte suficientemente pequena (puntiforme) - a atenuação na camada de ar intermediária entre a fonte e o ponto de medição é desprezível - somente fótons provenientes da fonte contribuem para o ponto de medição (o espalhamento nos materiais circunvizinhos é desprezado) 	$\dot{X} = \frac{dX}{dt} = \Gamma \cdot \frac{A}{d^2}$ \dot{X} = taxa de exposição, em R/h A = atividade da fonte, em Ci d = distância fonte ponto de medição, em m Γ = cte. taxa de exposição, em (R m ²)/(h Ci)
Dose Efetiva e Atividade	<ul style="list-style-type: none"> - fonte puntiforme - condições de boa geometria de medição 	$E = \frac{A \cdot (FC_p) \cdot t}{d^2}$ E = dose efetiva em mSv A = atividade da fonte em kBq d = distância, em m FC_p = fator de conversão para fonte puntiforme, [(mSv m ²)/(kBq h)] (apostila p. 144) t = duração da exposição, em h

Taxa de Kerma
no ar
E
Atividade

-fonte puntiforme
-condições de boa geometria de
medição

Os valores de Γ_{δ} são dados em:
M.M.Ninkovic, J.J.Raicev and
F.Adrovic- *Rad.Prot.Dos(2005) v.115,*
No.1-4,p.247-250)

$$\frac{dK_{ar}}{dt} = \Gamma_{\delta} \cdot \frac{A}{d^2}$$

A= atividade da fonte em
GBq

d= distância em m

Γ_{δ} = constante de taxa de
kerma em ($Gy m^2 s^{-1} Bq^{-1}$)

Figura 1: Fator de conversão f de dose absorvida no ar para dose absorvida na água ou no tecido muscular em função da energia do fóton X ou gama.

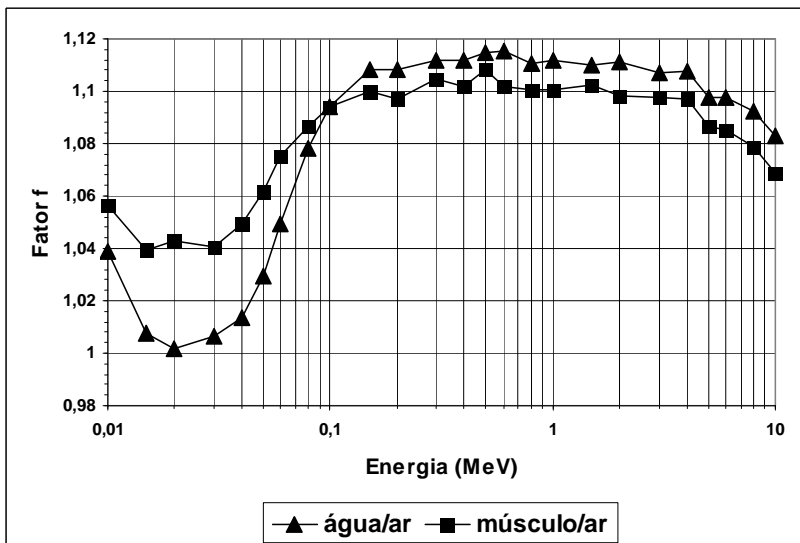


Tabela 15. Valores da constante de taxa de exposição Γ para alguns radionuclédeos emissores gama em $(R\ m^2)/(h\ Ci)$

Radionuclédeo	Γ	Radionuclédeo	Γ	Radionuclédeo	Γ
^{198}Au	0,232	^{131}I	0,22	^{226}Ra	0,825
^{57}Co	0,09	^{192}Ir	0,5	^{124}Sb	0,98
^{60}Co	1,32	^{54}Mn	0,47	$^{99}\text{Tc}^m$	0,12
^{137}Cs	0,33	^{22}Na	1,2	^{65}Zn	0,27
^{125}I	0,07	^{24}Na	1,84		

Tabela 16: Conversão entre unidades SI e não SI

Unidades antigas	Equivalência	Unidades do SI
Curie (Ci)	1 Ci = $3,7 \times 10^{10}$ Bq	Becquerel ($\text{Bq} = \text{s}^{-1}$)
Roentgen (R)	1 R = $2,58 \times 10^{-4}$ C kg^{-1}	Coulomb por quilograma (C kg^{-1})
rem	1 rem = 0,01 Sv	Sievert ($\text{Sv} = \text{Joule } \text{kg}^{-1}$)
rad	1 rad = 0,01 Gy	Gray ($\text{Gy} = \text{Joule } \text{kg}^{-1}$)
mache	1 mache = $12,802$ Bq L^{-1}	Becquerel por litro ($\text{Bq } \text{L}^{-1}$)

Tabela 17. Limites de Dose Anuais estabelecidos pela Norma CNEN NN 3.01 Set/2011 e alterados pela resolução 114/2011

Limites de Dose Anuais ^[a]			
Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (IOE)	Indivíduo do Público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	20 mSv ^[b]	1 mSv ^[c]
	Corpo inteiro (Mulheres grávidas-feto)	1 mSv	
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv ^[b] Alterado pela Resolução 114/2011	15 mSv
	Pele ^[d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-----

[a] Para fins de Controle Administrativo, o termo dose anual é avaliado de janeiro a dezembro de cada ano.

[b] Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano (alterado pela Resolução 114/2011 da CNEN).

[c] Em circunstâncias especiais a CNEN poderá autorizar até 5 mSv em um ano, desde que a dose média em 5 anos consecutivos seja menor que 1 mSv/ano.

[d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada

Dose Efetiva= Dose Efetiva Externa (exposições) +
Dose Efetiva comprometida (incorporações)

Tabela 18. Níveis de Registro, Investigação e Intervenção estabelecidos pela Norma CNEN NN 3.01 Set/2011

Nível	Área de Aplicação	Grandeza Limitante	Valor
Registro	Monitoração individual de IOE	Dose Efetiva	0,20 mSv
Investigação	Monitoração individual de IOE	Dose Efetiva	6 mSv/ano ou 1 mSv em qualquer mês
	Pele, mãos e pés	Dose Equivalente	150 mSv/a ou 20 mSv em qualquer mês
	Cristalino	Dose Equivalente	50 mSv/a ou 6 mSv em qualquer mês
Intervenção	Equipe de Emergência	Dose Efetiva	< 100 mSv

Tabela 19. Classificação das áreas de trabalho em instalações

Classificação	Grandeza	Valor
Controlada	Dose Efetiva	3/10 do Limite de 20 mSv/a
Supervisionada	Dose Efetiva	Condições de exposição ocupacional mantidas sob controle
Livre	Dose Efetiva	<1 mSv/a

Tabela 20: Prefixos das unidades SI

Nome	Símbolo	Fator de multiplicação da unidade
yotta	Y	$10^{24} = 1\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000$
zetta	Z	$10^{21} = 1\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000$
exa	E	$10^{18} = 1\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000$
peta	P	$10^{15} = 1\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000$
tera	T	$10^{12} = 1\ 000\ 000\ 000\ 000$
giga	G	$10^9 = 1\ 000\ 000\ 000$
mega	M	$10^6 = 1\ 000\ 000$
quilo	k	$10^3 = 1\ 000$
hecto	h	$10^2 = 100$
deca	da	10
deci	d	$10^{-1} = 0,1$
centi	c	$10^{-2} = 0,01$
mili	m	$10^{-3} = 0,001$
micro	μ	$10^{-6} = 0,000\ 001$
nano	n	$10^{-9} = 0,000\ 000\ 001$
pico	p	$10^{-12} = 0,000\ 000\ 000\ 001$
femto	f	$10^{-15} = 0,000\ 000\ 000\ 000\ 001$
atto	a	$10^{-18} = 0,000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 001$
zepto	z	$10^{-21} = 0,000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 001$
yocto	y	$10^{-24} = 0,000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 000\ 001$

Observações:

A - Para formar o múltiplo ou submúltiplo de uma unidade, basta colocar o nome do prefixo desejado na frente do nome desta unidade. O mesmo se dá com o símbolo.

Exemplo: Para multiplicar e dividir a unidade volt por mil

quilo + volt = quilovolt ; k + V = kV; mili + volt = milivolt ; m + V = mV

B - Os prefixos SI também podem ser empregados com unidades fora do SI.

Exemplos: milibar; quilocaloria; megatonelada; hectolitro

C - Por motivos históricos, o nome da unidade SI de massa contém um prefixo: quilograma. Por isso, os múltiplos e submúltiplos dessa unidade são formados a partir do grama.

REFERÊNCIAS

1. CNEN-NN-3.01-01 Setembro/2011; "*Diretrizes Básicas de Radioproteção*". Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, Julho, 1988
2. IAEA "*Calibration of brachytherapy sources: Guidelines on standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals*" IAEA-TECDOC-1079 April 1999.
3. IAEA International Atomic Energy Agency, "*Absorbed dose determination in photon and electrons beams: An International Code of Practice*", Technical Report Series n^o 277 (2nd edition in 1997), IAEA, Vienna (1987).
4. IAEA International Atomic Energy Agency, "*Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*". Technical Report Series n^o 398, IAEA, Vienna (2001).
5. IAEA International Atomic Energy Agency, "*The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams*". An International Code of Practice. Technical Report Series n^o 381, IAEA, Vienna (1997).
6. ICRP 26; "*Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*". Annals of ICRP, 1, No. 3 (1977)
7. ICRP 60; "*1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*". Annals of ICRP, 21, Nos. 1-3 (1991)
8. ICRP 74; "*Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External radiation*"
9. ICRU 47; "*Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*". International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, 1992.
10. ICRU 51; "*Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*". International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, 1993.
11. ICRU 60; "*Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*". International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, 1998
12. ICRU Draft; "*Patient Dosimetry for X-rays used in Medical Imaging*". International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, (3 July 2001)
13. INMETRO (Brasil); "*Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia*, Duque de Caxias, RJ.:1995 - 52p.
14. Nath, R., Anderson, L. L, Luxton, G., Weaver, K. A., Williamson, J. F., Meigooni, A. S., "*Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee, Task Group 43*, Med. Phys., vol 22, p. 209-234, 1995.