

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
LICENCIATURA EM FÍSICA

**A IMPORTÂNCIA DO LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO NO
RADIODIAGNÓSTICO EM SITUAÇÕES DE EMERGÊNCIA**

FERNANDO RODRIGUES

MARINGÁ, PR, BRASIL

2014

A IMPORTÂNCIA DO LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO NO RADIODIAGNÓSTICO EM SITUAÇÕES DE EMERGÊNCIA

FERNANDO RODRIGUES

Monografia de Graduação apresentada ao
Curso de Graduação em Licenciatura em
Física da Universidade Estadual de
Maringá (UEM, PR) como requisito parcial
para obtenção do grau de Licenciado em
Física

Orientador: Esp. Nilson Benedito Lopes

MARINGÁ

2014

Dedico este trabalho aos meus pais, Valter e Valdete que me forneceram amor e amparo mais que necessários para concluir esta etapa.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, pelo amor, incentivo e apoio incondicional.

A minha namorada e amiga Naiara Parra pela paciência e compreensão.

Ao meu orientador Esp. Nilson Benedito Lopes pelo suporte, pelos seus ensinamentos, pelas suas correções e incentivos.

Agradeço a todos os professores por proporcionar-me o conhecimento não apenas racional, mas a manifestação do carácter e afetividade da educação no processo de formação profissional.

Ao Dr. Professor Dr. Sandro Augusto Rhoden pelo auxílio primordial para conclusão deste trabalho.

Agradeço ao arquiteto Gerson Ribeiro de Andrade por fornecer os *layouts* do levantamento radiométrico.

Aos hospitais analisados por disponibilizarem as áreas utilizadas nos estudos.

Finalmente agradeço todas as pessoas que fizeram parte de minha graduação, estágios e projetos. Amigos, professores, supervisores e funcionários.

*Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades,
lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram
conquistadas do que parecia impossível.*

“Charles Chaplin”

Sumário

1 RADIAÇÕES IONIZANTES	12
1.1 DECAIMENTOS NUCLEAR E ENERGIA EMITIDA.....	14
1.2 EXCITAÇÃO	15
1.3 IONIZAÇÃO	16
1.4 ATIVAÇÃO.....	16
1.5 A IONIZAÇÃO E OS PROCESSOS BIOLÓGICOS	17
2 TIPOS DE RADIAÇÃO IONIZANTES	19
2.5 NÊUTRONS.....	22
2.6 RAIOS GAMA	22
2.7 RAIOS X	23
2.7.1 Produção de Raios X.....	25
3 PROPRIEDADES CORPUSCULARES DA RADIAÇÃO	27
3.1 EFEITO FOTOELÉTRICO	29
3.2 ESPALHAMENTO COMPTON	30
3.3 PRODUÇÃO DE PARES	32
3.4 ATENUAÇÃO DE FÓTONS.....	33
4 GRANDEZAS RELEVANTES	34
4.1 Exposição	35
5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	37
5.1. PROCEDIMENTO PARA REALIZAÇÃO DO LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO EM SALAS DE RAIOS-X.....	37
5.1.1 Instrumentos e Métodos Utilizados.....	37
5.1.2 Metodologia	39
5.1.3 Cálculos.....	40
5.2 PROCEDIMENTOS PARA REALIZAÇÃO DO LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO EM SALAS DE TOMOGRAFIA	40
5.2.1 Instrumentos e Métodos	41
5.2.2 Metodologia	41
5.2.3 Cálculos.....	42

5.3 PROCEDIMENTOS PARA REALIZAÇÃO DO TESTE DE FUGA NOS APARELHOS DE RAIOS-X	42
5.3.1 Instrumentos e Métodos	43
5.3.2 Metodologia	43
5.4 PROCEDIMENTOS PARA REALIZAÇÃO DO TESTE DE FUGA NOS APARELHOS DE TOMOGRAFIA	44
5.4.1 Instrumentos e Métodos	44
5.4.2 Metodologia	44
5.4.3 Cálculos	44
6 SITUAÇÕES DE EMERGÊNCIA	45
6.1 RAIOS-X	45
6.2 TOMOGRAFIA	46
7 ANÁLISE DOS RESULTADOS	48
8 CONCLUSÃO	52
BIBLIOGRAFIA	53
ANEXO I :layout das áreas estudadas.....	55

RESUMO

A utilização dos raios-x tem sido muito útil desde a sua descoberta quando começou a ser usado para fins de diagnóstico. Deste modo o raios-x como qualquer outro emissor de radiação é considerado um agente mutagênico e carcinogênico.

Neste trabalho foram analisados dados em salas de raios-x e tomografia, obtidos em hospitais da cidade de Maringá-PR. O procedimento para a obtenção de dados foi o levantamento radiométrico. Este teste tem como objetivo avaliar os níveis de restrição de dose recebidos pelo trabalhador e público internamente e externamente as salas de raios-x, com foco principal em situações de emergências.

Os níveis referentes a radiação espalhada e de fuga estiveram dentro da normalidade não oferecendo perigo aos usuários. No entanto os níveis de dose em situações de emergência foram demasiadamente altos, excedendo o limite permissível pela legislação.

Palavras-chave: Raios-x , Diagnóstico, Salas, Restrição de Dose

ABSTRACT

The use of x-rays has been very useful since its discovery when it began to be used for diagnostic purposes. Thus the x-ray as any other radiation emitter is considered a mutagenic and carcinogenic agent.

The present study analyzes data and tomography x-ray rooms, obtained in hospitals in the city of Maringá-PR. The procedure for obtaining data was the radiometric survey. This test aims to assess the dose constraint levels received by the employee and public internally and externally rooms of x-rays, with a primary focus in emergency situations.

Those relating to scattered radiation and leakage levels were within the normal range not offering danger to users. However the dose levels in emergency situations were too high, exceeding the permissible limit by law.

INTRODUÇÃO

É antiga a observação de que a exposição dos seres vivos, em especial o homem a determinadas substâncias presentes no ambiente pode levar ao desenvolvimento de mutações (LOUREIRO; MASCIO; MEDEIROS, 2002). Uma vez que as mutações são frequentemente associadas ao desenvolvimento de cânceres e de teratogêneses, o conhecimento do potencial mutagênico dos diferentes agentes industrializados ou presentes no ambiente são de fundamental importância (RIBEIRO; SALVADOR; MARQUES, 2003).

Dentre estes agentes podemos mencionar o raios-x utilizados no setor de Imagenologia para visualizar: fraturas óssea; obstrução de capilares; veias e artérias; tumores; microcalcificações em mama; acompanhamento em tempo real do contraste e posicionamento do *stent*¹, para fins de diagnóstico.

O DNA de todos organismos pode sofrer alterações, as denominadas mutações que ocorrem naturalmente, devido a erros durante a duplicação do DNA, ou em resposta a determinados agentes, como as radiações ionizantes (raios-x).

As mutações podem atingir os genes, mutações gênicas, ou os cromossomos, mutações cromossômicas. Os cromossomos são estruturas que podem sofrer reações complexas durante a duplicação, segregação e diferenciação, podendo ser alterados por reações químicas (alteração ou remoção de bases do DNA) e físicas (danos mecânicos dividindo o DNA em partes), ou por agentes externos que podem agir diretamente sobre os mesmos ou sobre enzimas (produção agentes químicos que afetam o DNA) necessárias para duplicação e segregação.

Com os organismos superiores possuem células germinativas e somáticas, as mutações podem ocorrer nesses dois tipos de células (JUNDI; FREITAS, 2003). As mutações somáticas tem como consequências a formação de tumores benignos ou malignos; a morte celular; o envelhecimento precoce; a ocorrência de malformações e abortos, durante o desenvolvimento embrionário; o desenvolvimento de patogenicidade ou outras doenças

¹ *Tubo minúsculo, expansível e em forma de malha, feito de um metal como o aço inoxidável ou uma liga de cobalto. Os stents são usados para devolver um ritmo próximo ao normal ao fluxo sanguíneo da artéria coronariana.*

degenerativas crônicas, como a arteriosclerose e doenças do coração. As mutações germinativas podem originar alterações genéticas transmissíveis, levando a desordens genéticas, fertilidade reduzida, síndrome fetal que, por sua vez podem originar malformações e até abortos (RABELLO-GAY, 1991; DE FORA, 1998).

O presente trabalho tem o objetivo de avaliar os níveis de restrição de dose de radiação secundária internamente e externamente a salas de exames, a radiação de fuga e principalmente as doses recebidas pelo trabalhador e público internamente e externamente as salas de raios-x e tomografias durante situações de emergência.

É importante ressaltar que este trabalho pode ser utilizado como parâmetro didático para elaboração de diretrizes e planos radiológicos. Tendo em vista sua estrutura auto explicativa pode ser usado até mesmo como elemento técnico informativo para profissionais de áreas pertinentes, associadas ou público em geral.

1 RADIAÇÕES IONIZANTES

As radiações ionizantes existem no Planeta Terra desde a sua origem, sendo, portanto um fenômeno natural. Inicialmente, as taxas de exposição a estas radiações eram certamente incompatíveis com a vida mas com o passar do tempo, os átomos, instáveis, foram evoluindo para configurações cada vez mais estáveis com oito elementos em sua camada de valência, através da liberação do excesso de energia armazenada nos seus núcleos (NOUAILHETAS 2006). Na natureza este tipo de instabilidade é rapidamente eliminada pela combinação com outro átomo complementar ou por uma estrutura molecular que lhe ceda o elétron necessário à sua estabilização.

Sabe-se que existe uma relação entre o magnetismo e a eletricidade e está foi estabelecida no século XIX .Os fenômenos magnéticos resultam cargas elétricas em movimento. Cargas em movimento, em relação a um observador, criam tanto um campo magnético quanto um campo elétrico (Biral, 2006). Como os elétrons nos átomos estão em movimento ao redor dos núcleos atômicos e como cada elétron apresenta rotação contínua em torno de um eixo passando por ele, espera-se que todos os átomos exibam efeitos magnéticos. De fato, verifica-se que este é o caso.

As radiações eletromagnéticas são as que compõem o espectro eletromagnético (figura1.0), são constituídas da propagação de campos elétricos e campos magnéticos com velocidade constante no vácuo de 3.10^8 m/s. Elas são classificadas em luz visível, ondas de rádio e televisão, ondas infravermelho, os raios X e as radiações gama, dependendo do comprimento de onda e da frequência de oscilação. (Dimenstein, 2005).

Quando a radiação eletromagnética interage com a matéria, de maneira geral, podem ocorrer três tipos de fenômenos: excitação, ionização e ativação (Tauhata, 2003).

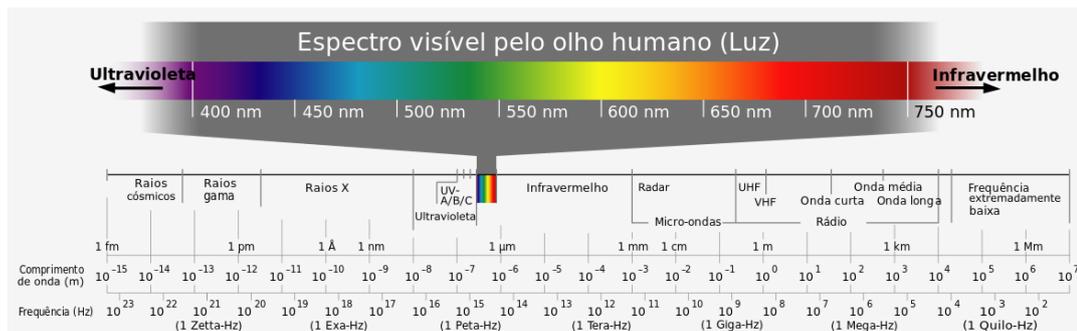


Figura 1.0: Espectro eletromagnético completo. (fonte: www.sbfisica.org.br/v1/novopion/index.php/publicacoes/imagens/130-espectro-eletromagnetico)

A radiação eletromagnética pode ser classificada, do ponto de vista energético, em ionizante e não ionizante (Castro, 2006). As ionizantes têm energia suficiente para retirar elétrons dos átomos e por consequência quebrar as ligações químicas e causar a perda de elétrons, tornando os átomos eletricamente carregados. Esse processo chama-se ionização. Exemplos de radiação eletromagnética ionizante são os raios-x e os raios gama. Já as não ionizantes são caracterizadas por não apresentarem energia suficiente para arrancar elétrons dos átomos do meio pelo qual se deslocam, mas podem alterar a energia dos elétrons provocando excitações nos átomos que por consequência poderão gerar novas ligações químicas. Ondas eletromagnéticas como a luz visível, a radiofrequência, o calor e as ondas de rádio são formas comuns de radiações não ionizantes. Há uma polêmica quanto à radiação UV ser ionizante ou não. Isto está intimamente ligado aos átomos do meio (Okuno, 1998). A radiação ultravioleta, cuja faixa de frequência e comprimento de onda está no limite entre a radiação ionizante e não ionizante, é considerada não ionizante usualmente no contexto da radiobiologia (Attix, 1986), por ter capacidade de penetração na pele menor que a da luz visível. A *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), em uma publicação (1998), sugere que a escolha do limiar de energia abaixo do qual a radiação não é mais ionizante depende da aplicação, e que, em radiobiologia, o valor 10eV pode ser apropriado (Okuno, 1998).

1.1 DECAIMENTOS NUCLEAR E ENERGIA EMITIDA

Os átomos são formados por um núcleo e uma eletrosfera. Na eletrosfera estão presentes os elétrons e no núcleo os prótons e nêutrons. Os núcleos são mantidos juntos pela força nuclear, uma força atrativa intensa de curto alcance (para distâncias menores que 10^{-15}m), apesar da repulsão elétrica (também conhecida como repulsão coulombiana) entre os prótons e a inexistência de interação elétrica entre os nêutrons e o próton. A configuração desses núcleons determina o estado energético do núcleo.

No radioisótopo, a configuração dos núcleons é tal que o núcleo está em um estado instável, energeticamente mais elevado que aquele correspondente a uma configuração estável. Essa energia em excesso deve ser emitida para que o núcleo possa ficar em um nível energético mais baixo, ou mesmo estável, num processo conhecido como decaimento nuclear ou desintegração radioativa (Thom, 2007).

A emissão de energia por um núcleo estável ou radioativo, o radionuclídeo, ocorre de acordo com certas regras de seleção, que vão determinar o seu modo de decaimento. O núcleo radioativo inicial é denominado nuclídeo-pai e o núcleo para o qual decai é o núcleo-filho. Se o nuclídeo-filho não for estável, ele pode ainda emitir energia para chegar a um outro radionuclídeo e assim sucessivamente, até atingir um estado estável (Thom, 2007).

Na natureza, existem muitos núcleos estáveis, que são, predominantemente, núcleos de elementos leves, enquanto os radionuclídeos naturais se encontram, em grande parte, na extremidade dos elementos mais pesados. Em especial, todos os núcleos com Z (numero atômico) superior a 82 (chumbo) são radioativos e se desintegram até chegar a um núcleo estável do chumbo.

A probabilidade de um radionuclídeo decair por unidade de tempo é dada pela constante de decaimento λ (s^{-1}). Chama-se de meia vida $T_{1/2}$ o intervalo de tempo após o qual a metade de uma amostra de núcleos radioativos teria se desintegrado (Tauhata, 2003).

Na medicina nuclear é utilizado vários tipos de radionuclídeos para fins diagnósticos e terapêuticos. Esses radionuclídeos ao sofrerem decaimento radioativo emitem partículas β^- , β^+ e γ . Essas partículas emitidas servem para produção de imagem e tratamento de câncer. Mesmo com todos os benefícios que podem ser gerados com a utilização dos radioisótopos cuidados devem ser tomados de forma que sua utilização seja justificada e otimizada (CNEN NN-3.01).

1.2 EXCITAÇÃO

O processo de excitação pode se dar pela interação da radiação com um elétron ou com o núcleo de um átomo (Tauhata, 2003).

A excitação de um elétron se dá quando a radiação promove este elétron para um nível de energia mais elevado, ou seja, transfere o elétron de uma camada eletrônica mais interna para uma camada eletrônica mais externa. O elétron permanece ligado ao átomo e não são produzidos íons. A figura 1.1 mostra esquematicamente uma onda eletromagnética interagindo com um elétron de uma camada mais interna e transferindo-o para uma camada mais externa de um átomo (Tauhata, 2003).

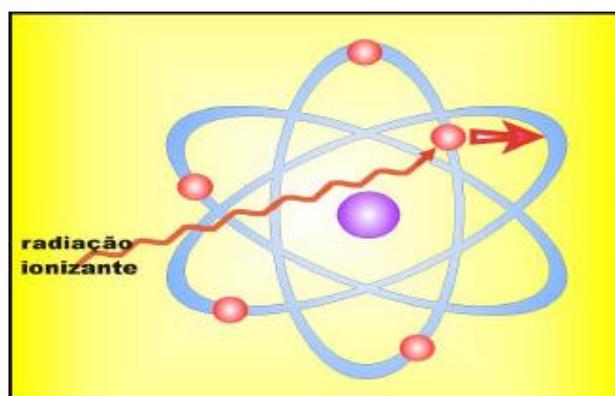


Figura 1.1: Onda eletromagnética interagindo com um elétron, transferindo-o para outra camada.

(fonte: www.sbfisica.org.br/v1/novopion/index.php/publicacoes/imagens)

A excitação nuclear é qualquer processo que adiciona energia a uma partícula do núcleo de um átomo, de modo que esta ocupe um estado

energético superior. O núcleo continua a possuir o mesmo número de partículas nucleares e pode continuar com o mesmo comportamento químico.

1.3 IONIZAÇÃO

Ionização é o processo que resulta da remoção de um elétron de um átomo ou molécula, deixando-o com uma carga positiva. O resultado físico deste processo é a criação de um par de íons composto de um elétron negativo e um átomo ou molécula com carga positiva (Tauhata, 2003). A Figura 1.2 apresenta esquematicamente uma partícula ionizante interagindo com um átomo (Tauhata, 2003).

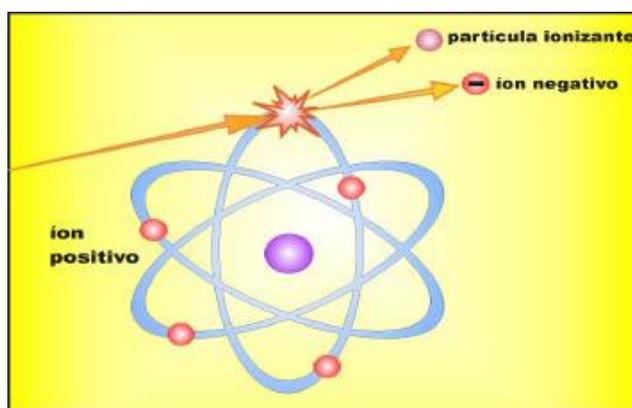


Figura 1.2: Partícula ionizante arranca elétrons da camada eletrônica (fonte: <http://www.sbfisica.org.br/v1/novopion/index.php/publicacoes/imagens/136>)

Uma molécula pode ficar intacta ou ser rompida, dependendo da interação do elétron com o átomo. Como a composição orgânica depende dos átomos do meio, pressupõe que uma interação da radiação com os átomos possam gerar efeitos biológicos causados por ionizações (Cristovam, 2013).

1.4 ATIVAÇÃO

A interação das radiações com energia superior à energia de ligação dos nucleons com um material pode provocar reações nucleares resultando num núcleo residual e emissão de radiação. A absorção de nêutrons de baixa energia, denominados de nêutron térmicos, pode ocorrer com uma frequência

dependendo da natureza do material irradiado e da probabilidade de captura do nêutron pelo núcleo, deixando-o também em um estado excitado. Considerando os tipos de interação que ocorrem em serviços de medicina nuclear, a ativação é um processo de pouca importância (Okuno, 1998).

1.5 A IONIZAÇÃO E OS PROCESSOS BIOLÓGICOS

O processo de ionização ao alterar os átomos, pode alterar a estrutura das moléculas que os contêm. Se a energia de excitação ultrapassar a energia de ligação entre os átomos, pode ocorrer quebra das ligações químicas e consequentes mudanças moleculares. Da energia transferida pela radiação ao tecido, metade dela induz excitações, cujas consequências, são menores que as de ionização (Cristovam, 2013).

Se as moléculas alteradas compõem uma célula, esta pode sofrer as consequências de suas alterações, direta ou indiretamente, com a produção de radicais livres, íons e elétrons. Os efeitos da radiação dependem da dose, taxa de dose, do fracionamento, do tipo de radiação, do tipo de célula ou tecido e do indicador considerado. Tais alterações nem sempre são nocivas ao organismo humano. Se a substância alterada possui um papel crítico para o funcionamento da célula, pode resultar na alteração ou na morte da célula. Em muitos órgãos e tecidos o processo de perda e reposição celular, faz parte de sua operação normal. Quando a mudança tem carácter deletério, ela significa um dano (Cristovam, 2013).

Dos danos celulares, os mais importantes são os relacionados à molécula de DNA. As lesões podem ser quebras simples e duplas da molécula, ligações cruzadas, alterações nos açúcares ou em bases do DNA (Scaff, 1997).

As aberrações cromossômicas são o resultado de danos no DNA, principalmente devidas às quebras duplas, gerando os dicêntricos ou os anéis. As células danificadas podem morrer ao tentar se dividir. Ou conseguir realizar reparos mediados por enzimas. Se o reparo é eficiente e em tempo curto, o DNA pode voltar à sua composição original, sem consequências posteriores. Num reparo propenso a erros, pode dar origem a mutações na sequência de bases ou rearranjos mais grosseiros, podendo levar à morte reprodutiva da

célula ou a alterações no material genético das células sobreviventes, com consequências em longo prazo (Salvajolli, 1999).

2 TIPOS DE RADIAÇÃO IONIZANTES

Os radionuclídeos sofrem decaimento radioativo pela perda de quantidades de energia, sob a forma de uma ou mais partículas atômicas ou fótons. As principais radiações ionizantes emitidas a serem consideradas são: raios gama, radiação β^+ , β^- e partícula α e nêutrons (Tauhata, 2003).

2.1 PARTICULA ALFA (α)

Um dos tipos de radiação emitido por um núcleo instável é a partícula alfa. A partícula alfa é constituída de 2 prótons e 2 nêutron, que na realidade são um núcleo de hélio. Como em sua estrutura há 2 prótons dizemos que a partícula alfa é uma partícula de carga +2 (Halliday, 1996). Estas partículas estão fortemente ligadas entre si, pois, possuem alta energia de ligação (a energia de ligação do núcleo é a energia que mantém os nucleons ligados ao núcleo, e é a energia total dos núcleos constituintes menos a energia do núcleo), e quanto maior a energia de ligação de um núcleo mais estável ele é (Tauhata, 2003).

Esta partícula é considerada pesada, pois é a única com 4 nucleons e por isso sua massa é grande. Como a massa destes elementos é grande comparada com uma emissão de elétrons pressupõe-se que a probabilidade de interação da alfa com a matéria é maior, assim dizemos, que seu poder de penetração é pequeno.

Um dos processos de estabilização de um núcleo instável, com excesso de energia, se dá pela emissão de partículas alfas.

O processo de decaimento é descrito como:

$${}^a_zU = \alpha + {}^{a-4}_{z-2}I \quad (2.1)$$

Onde, (z) é o número atômico, (a) é número de massa, enquanto (U) e (I) simbolizam diferentes espécies atômicas. Os produtos do átomo formado após

o decaimento por partículas α , podem ou não ser radioativo (HIRONAKA *et al.*, 2012).

2.2 RADIAÇÃO BETA (β)

A emissão de radiação beta é o processo mais comum entre os núcleos leves ou de massa intermediária que possuem um excesso de nêutrons ou de prótons em relação à estrutura estável correspondente. Radiação β é o termo usado para descrever elétrons de origem nuclear. Carregados negativamente ou positivamente.

2.3 RADIAÇÃO BETA + (β^+)

Há cerca de 800 núcleos emissores de β^+ . O decaimento β^+ corresponde à conversão no núcleo de um próton em um nêutron + um pósitron + um neutrino, sendo os dois últimos ejetados. Enquanto um nêutron pode sofrer decaimento β^+ fora do núcleo, por possuir massa maior que a do próton (de fato, decai com meia-vida de 10,23 minutos), este não sofre decaimento β^+ , exceto dentro do núcleo. Nesse caso, ocorre o decaimento de um próton no núcleo de radionuclídeos com falta de nêutrons em relação ao número de prótons ou, em outras palavras, excesso de prótons em relação ao número de nêutrons, em busca de estabilidade (OKUNO, 2010).

Uma reação típica descrita como:



Portanto, para que ocorra o decaimento β^+ , a massa do átomo pai deve ser maior do que a soma das massas do átomo filho mais a massa de repouso de dois elétrons (HIRONAKA, 2010).

É interessante investigar o destino do pósitron emitido. Quando a partícula β^+ para e encontra um elétron nas vizinhanças ocorre uma interação de aniquilação. O pósitron e o elétron desaparecem nessas interações e em

seu lugar há a emissão e dois fótons de direções opostas, cada um com energia de 0,511 MeV². Algumas vezes, a aniquilação ocorre com o pósitron não em repouso e, e nesse caso, os fótons carregam a energia cinética remanescente.

O ¹⁸F é um emissor de pósitron usado para marcar molécula similar a da glicose, que é administrada para se obter imagens do interior do corpo com a técnica *positron emission tomography* (PET), sigla em inglês da tomografia por emissão de pósitron. Com PET, a imagem é feita detectando-se esses dois fótons simultaneamente (YOSHIMURA,2010).

2.4 RADIAÇÃO BETA- (β-)

Há cerca de 660 núcleos emissores β- (OKUNO, 2010). A emissão beta – ocorre em átomos instáveis com número de nêutrons em excesso em relação ao número de prótons, ou seja falta prótons. Para encontrar a estabilidade nuclear o núcleo atômico transforma nêutrons em prótons para equilíbrio. Na transformação nêutrons em prótons o átomo emite partículas beta e anti-neutrino (TILLY JUNIOR, 2010).

Uma reação típica é descrita como:



As partículas β têm pouco poder de penetração, ou seja, percorrem pequenas espessuras de materiais sólidos como, por exemplo, o tecido mole, onde a partícula β- penetra apenas poucos milímetros (Tauhata, 2003). Sendo assim os radionuclídeos emissores “β-“puros oferecem menos riscos à exposição de radiação que os radionuclídeos emissores gama (AIEA, 2008).Em outras palavras:

Seu poder de penetração é pequeno e depende de sua energia. Para o tecido

²Mega (10⁶) elétron-volt

humano, consegue atravessar espessura de alguns milímetros.

Esta propriedade, permite aplicações médicas em superfícies da pele ou na aceleração da cicatrização de cirurgias plásticas ou do globo ocular. (CNEN. Radiações ionizantes: aplicações e cuidados. Disponível em: www.segurancaetrabalho.com.br/download/rad-ioniz-cuidados.pdf. Acesso em 03 março de 2014).

2.5 NÊUTRONS

Os nêutrons possuem grandes massas e não interage com a matéria por meio da força coulombiana, que predomina nos processos de transferência de energia da radiação para a matéria. Por esse motivo, é bastante penetrante e, ao contrário da radiação gama, as radiações secundárias são frequentemente núcleos de recuo, principalmente para materiais hidrogenados, com alto poder de ionização. Além dos núcleos de recuo, existem os produtos de reações nucleares tipo (n, α) , altamente ionizantes. Ao contrário das outras radiações ionizantes, o nêutron tem facilidade de interagir com o núcleo atômico e, às vezes, ativá-lo (Tauhata, 2003).

2.6 RAIOS GAMA

Os raios gama são radiações eletromagnéticas emitidas por núcleos que possuem nucleons em estados excitados e que, para atingir o equilíbrio, emitem o excesso de energia em forma de radiação. Os raios também podem ser produzidos em reações de aniquilação entre matéria e antimatéria (Halliday, 1996). A energia da radiação é quantizada, dependendo somente dos valores inicial e final da energia dos orbitais envolvidos nas transições; além de ser igual à energia quântica de qualquer fóton eletromagnético, conforme equação (2.4)

$$E = h \cdot f \quad (2.4)$$

Onde, (E) é a energia da radiação emitida, (h) constante de Planck, cujo valor é $6,6252 \times 10^{-34}$ J.s e (f) frequência da radiação.

A radiação gama possui um grande poder de penetração nos materiais, podendo percorrer grandes distâncias antes de interagir.

A Figura 2.0 retrata a emissão de energia gama causada por uma variação de energia interna do núcleo.

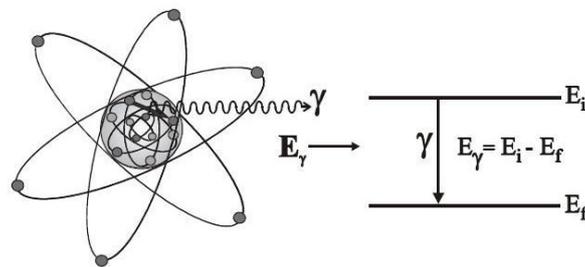


Figura 2.0: A variação de energia interna do núcleo provoca uma emissão de radiação γ .(fonte: www.sbfisica.org.br/v1/novopion/index.php/publicacoes/imagens)

2.7 RAIOS X

Os raios X foram descobertos em 8 de novembro de 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen, professor de física de Julius-Maximilian University em Würzburg (Alemanha) (DIMENSTEIN, Renato, 2002).

Roentgen, ao realizar experiências com descargas elétricas em tubos com gases e baixa pressão, identificou certa luminescência em uma peça contendo platino cianeto de bário que estava situada a uma determinada distância do tubo. Essa radiação desconhecida, mas de existência comprovada, foi denominada raios-x, por ser a letra x o símbolo normalmente utilizado para designar uma variável desconhecida.

A primeira evidência de que os raios X poderiam ter aplicações médicas surgiu quando Roentgen expôs a mão de sua esposa, Anna Bertha Ludwig, a eles.

Atualmente é difícil conceber que Roentgen, com equipamentos de que dispunha, conseguisse produzir uma radiografia satisfatória da mão de sua esposa. Os primeiros tubos de raio X possuíam correntes muito baixas e distâncias alvo-filme muito longas; conseqüentemente eram necessários tempos de exposição muito longos. (DIMENSTEIN, Renato e NETO, Thomaz Ghilardi 2002).

O Raios-X possuem a mesma natureza eletromagnética da radiação, diferindo somente na origem, já que os raios gama são de origem nuclear, enquanto os raios X são produzidos na eletrosfera. Os raios X podem ser definidos como radiação eletromagnética emitida por partículas carregadas quando mudam de nível de energia atômica (raios-x característicos) ou na desaceleração, devido à interação coulombiana com núcleos de número atômico elevado ou com outros elétrons da eletrosfera (raios-x de freamento ou de *bremstrahlung*³ (Hironaka, 2013). A figura 2.1 mostra o efeito da interação de uma partícula beta com um núcleo pesado (Tauhata, 2003).

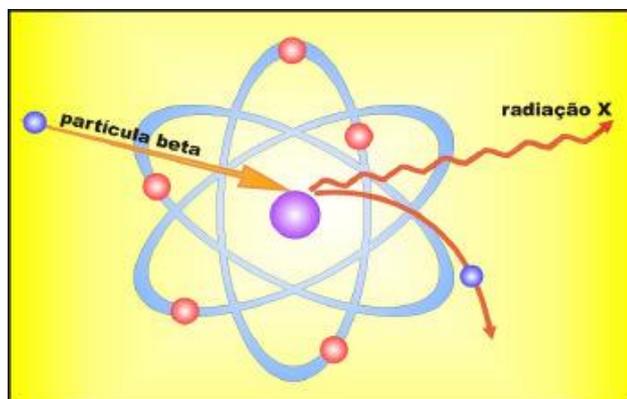


Figura 2.1: Interação de partícula β com núcleo pesado. (fonte: www.sbfisica.org.br/v1/novopion/index)

As radiações de freamento ou característica podem ser produzidas através da interação em um aparelho chamado tubo ou ampola de raios-x. Foram através desses tubos que Roentgen em 1895 notou um brilho em uma peça que se encontrava a pouca distância do tubo, onde mais tarde deu o nome de raios-x (AUGUSTO, 2010). O tubo produz radiação x, que é uma onda eletromagnética ionizante. Na radiologia, esse tubo apresenta vários modelos,

³ A palavra de origem alemã significa: *Bremsen*= frear e *Strahlung*= radiação

dependendo da modalidade de exame, tomografia, mamografia, densitometria, outros.

Os raios x são emitidos do alvo em todas as direções. Dados esse fato, a ampola é feita de vidro plumbífero, à exceção de uma pequena área, denominada janela, por onde os fótons X são emitidos (Cristovam, 2013).

2.7.1 Produção de Raios X

Os raios-x também são um tipo de radiação eletromagnética. Eles são gerados quando elétrons, em alta velocidade, colidem com o alvo de um tubo de raios-x.

Os processos de formação podem ser dos tipos raio X característico ou radiação de freamento.

Em um tubo de raio X , o numero de elétrons acelerados em direção ao anôdo depende da temperatura do filamento e da energia máxima de cada fóton do feixe de raios X produzido.

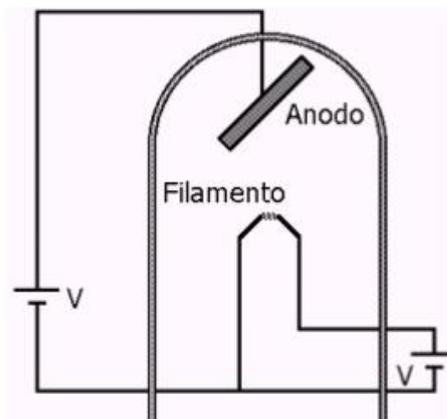


Figura 2.3: Esquema de um tubo emissor de raios-x.(fonte:www.slideplayer.com.br/slide/3275)

Os raios X são emissões de natureza eletromagnética, com comprimento de onda extremamente pequeno, porém maior que o raio Gama, produzidas pela desaceleração de partículas carregadas ou pela transição de elétrons nos átomos. O aparelho produtor de raios X denomina-se tubo de Coolidge. Dentro

deste tubo em alto vácuo, um cátodo incandescente produz um fluxo de elétrons puros que é acelerado por uma grande diferença de potencial entre o cátodo e um ânodo metálico. Este ânodo pode ser confeccionado de qualquer metal, porém em aplicações comerciais é feito de Tungstênio (W) por seu alto ponto de fusão. Além disso, o ânodo é oco, o que permite resfriá-lo mediante a circulação de água ou óleo em seu interior. O vácuo dentro do tubo destina-se a evitar o enfraquecimento ou o desvio de elétrons do feixe original. (CNEN. Radiações ionizantes: aplicações e cuidados. Disponível em:www.segurancaetrabalho.com.br/download/rad-ioniz-cuidados.pdf. Acesso em 03 marços de 2014).

A qualidade do feixe de raios X é caracterizada pela energia dos fótons emitidos pela ampola. A quantidade de radiação esta associada ao numero de fótons produzidos; portanto, a intensidade do feixe de radiação depende do numero de fótons produzidos pela sua respectiva energia.

3 PROPRIEDADES CORPUSCULARES DA RADIAÇÃO

O maior triunfo dos raios-x , em termos de diagnósticos , está no fato de não serem igualmente absorvidos por todos os materiais. Materiais contendo elementos mais densos (caso do osso) absorvem mais que aqueles contendo elementos menos densos (gordura ou musculo).

Na interação de raios X com a matéria, muitas vezes os fótons são absorvidos, outras vezes são meramente espalhados. Quando os fótons são absorvidos, eles são completamente removidos do feixe de raios X e, assim deixam de existir. Quando são espalhados, são defletidos aleatoriamente e, com isso, não levam nenhuma informação útil.

Desse modo, na faixa de energia utilizada em radiodiagnóstico, duas formas de interação são básicas : o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton.

Os mecanismos de interação das radiações devem ser relacionados com a energia dos raios X e , em alguns casos, com a densidade do tecido radiografado. Para procedimentos radiográficos de extremidades são empregadas técnicas com baixos valores de KVp,⁴ ou seja, com baixa energia, e os tecidos radiografados nesses procedimentos apresentam elevado valor de densidade, portanto o mecanismo de interação que prevalecerá será o de absorção da radiação pelo tecido. Assim , o procedimento radiográfico será executado sem a utilização de grandes antidifusoras devido a pequena presença de radiação espalhada.

Para procedimento de raios X de tórax são empregadas técnicas com elevados valores de KVp e , nesses casos , a contribuição da radiação espalhada corresponde à maioria do processo de interação da radiação com a matéria. Portanto, será necessário o emprego de grades para remoção da radiação espalhada.

Como já foi enfatizado, o que caracteriza a radiação ionizante é a sua capacidade de ionizar o meio que a atravessa. Assim, a passagem das

⁴ É um pico de kilovoltagem, que determina a qualidade. Tensão relacionada ao controle elétrico primário

radiações ionizantes por qualquer meio produz ionizações nesse meio, por meio da retirada de elétrons de átomo do material.

As interações entre a radiação e os materiais dependem das características da radiação e dos átomos irradiados (YOSHIMURA, E.; OKUNO 2010). Para o entendimento dos mecanismos das interações da radiação com a matéria, duas divisões são feitas, fundamentadas na modelagem utilizada para descrevê-las. A primeira divisão é das radiações diretamente ionizantes que são constituídas de cargas elétricas, entre elas encontramos a partícula beta, alfa e outras (YOSHIMURA, E.; OKUNO 2010)

A segunda divisão é da radiação indiretamente ionizante representada pelos fótons de raios-x, gama e nêutrons, estes interagem indiretamente transferindo energia as partículas com cargas que produzirão ionização durante a passagem pelo material. Neste tipo de interação destacam-se três processos principais de deposição de energia e de ionização: efeito fotoelétrico, efeito Compton e criação de par elétron-pósitron. Em todos eles considera-se que a radiação eletromagnética comporta-se como partícula (YOSHIMURA, E.; OKUNO 2010)

Na radioterapia, os dois processos mais importantes de interação dos fótons com a matéria são: efeito fotoelétrico e espalhamento Compton (Wagner, 1995). A probabilidade de ocorrência desses efeitos depende tanto da energia do fóton (E) quanto do número atômico (Z) do meio absorvedor (Tauhata, 2003). A figura 3.0 indica as regiões de (Z) em função de (E) que cada interação predomina.

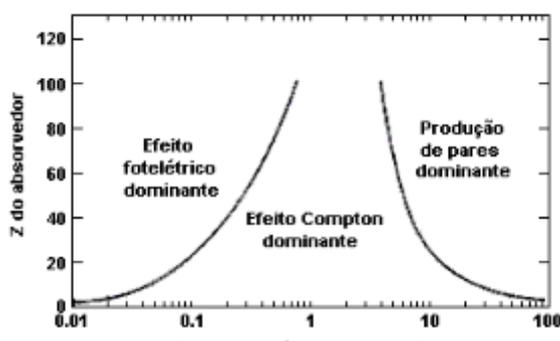


Figura 3.0: Predominância de cada interação em relação a energia e seu número atômico Z. (fonte:www.slideplayer.com.br/slide/1275)

As curvas mostram onde a probabilidade das interações é a mesma. Os estudos de medicina nuclear utilizam emissores de radiação gama, porém, devido ao decaimento radioativo, ocorre também o processo de emissão de radiação corpuscular beta. O $^{43}\text{Tc}^5$ é um emissor gama “puro”, com energia de 140 keV e meia-vida curta. Por essa razão, e pelo fato de que é facilmente associado com vários tipos de marcadores de tecidos, é o radioisótopo mais utilizado nos estudos cintilográficos. Para a faixa de energia desse radioisótopo há possibilidade de a radiação gama interagir por efeito fotoelétrico ou espalhamento. Para avaliar os tipos de interação física gama com a matéria, as variáveis analisadas são (Z) número atômico do material e (E) energia gama emitida (Tauhata, 2003). Outro radioisótopo muito utilizado em diagnóstico e em tratamento é o iodo (^{131}I). Esse elemento é produzido em reator nuclear pela irradiação do telúrio. O espectro de emissão é complexo, com várias emissões diferentes, incluindo a radiação beta ($E_{\beta\text{max}}= 800 \text{ keV}$). Para esse radioisótopo, a energia com maior abundância é de $E_{\gamma}=364 \text{ keV}$. Para a faixa de energia desses radioisótopos, a probabilidade de maior interação é de efeito Compton. Recentemente, no Brasil, a medicina nuclear iniciou a utilização de um radioisótopo emissor de pósitrons, o flúor (^{18}F), que tem meia-vida de 110 minutos. Esse material emite um pósitron que, numa reação de aniquilação, emite dois gamas em direções opostas, com energia de 511 keV cada (Castro Jr, 2000).

3.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

A Absorção fotoelétrica ocorre quando a energia do fóton incidente é igual ou ligeiramente superior à energia de ligação do elétron.

No efeito fotoelétrico, toda a energia do fóton incidente é transmitido ao elétron orbital, expelindo-o com energia cinética, onde a energia cinética é a diferença entre a energia de ligação e a energia do fóton incidente. Muitas vezes neste tipo de interação o fóton incidente não possui energia maior que a

⁵ O tecnécio é um metal radioativo, cinza prateado que se oxida lentamente em presença da umidade do ar. Foi o primeiro elemento a ser produzido artificialmente em laboratório; é um metal de transição e pertence ao grupo 7 da tabela periódica.

energia de ligação do elétron orbital, neste caso o elétron não é expelido (Halliday, 1996).

O efeito fotoelétrico ocorre principalmente com elétrons dos orbitais mais internos do átomo (camada k), ou seja, quando a energia de ligação do elétron é maior. A direção de saída do fotoelétron em relação ao fóton incidente varia com a energia deste último. O fotoelétron pode ser expelido ou reabsorvido devido a seu pequeno alcance no material. Quando é ejetado, o fotoelétron rapidamente transfere sua energia para um meio absorvedor e pode produzir efeitos no tecido humano ou cintilação em um cristal detector (Salvajolli, 1999).

O efeito fotoelétrico é predominante em fótons de baixa energia e aumenta a probabilidade de ocorrência para meios absorvedores de número atômico elevado. Descobriu-se que elétrons são emitidos quando uma superfície limpa era exposta à luz. A corrente máxima é proporcional à intensidade da luz. Entretanto, ao contrário do que previa a teoria clássica, não foi observada uma intensidade mínima abaixo da qual a corrente fosse nula. Uma luz muito fraca não deveria fornecer aos elétrons a energia necessária para escapar da superfície do metal (Halliday, 1996).

A radiação ao interagir com a matéria pode transferir toda a sua energia ao meio absorvedor, ocorrendo a sua interação com os elétrons da camada mais interna (K). Se a energia do feixe incidente for maior do que a energia de ligação de um elétron é ejetada de sua órbita, ocorrendo a ionização. Um elétron de uma das camadas mais internas irá ocupar a vacância do elétron ejetado, havendo emissão de radiação característica (raios X).

O mecanismo de interação, no qual ocorre o efeito de absorção do fóton como o elétron, é mais predominantemente para baixas energias e para materiais de elevado Z.

3.2 ESPALHAMENTO COMPTON

O efeito Compton, ocorre quando a energia do fóton é superior à energia de ligação dos elétrons. Esse processo acontece em camadas mais externas dos átomos, com baixas energias de ligação. Parte da energia do fóton é usada para remover o elétron e a restante é deixada com o fóton, que continua seu

caminho em outra direção e sofrerá interações em regiões diferentes (Dimenstein, 2005).

O elétron retirado passa a se chamar elétron Compton e irá interagir com o meio até ceder toda a sua energia. O fóton dissipado também sofrerá interações em diferentes direções. O elétron Compton, na sua trajetória dentro do absorvente, perde energia e causa ionização nos átomos, produzindo, dessa forma, efeitos biológicos (Salvajoli, 1999). O fóton dissipado pode deixar o tecido absorvente, “espalhado” no ambiente ao redor do tecido irradiado (Jasinowodolinski, 2012). A energia do fóton espalhado depende do ângulo de espalhamento Compton, à medida que o ângulo de espalhamento varia é possível encontrar fótons espalhados com vários tipos de energia (Halliday, 1996).

A possibilidade de interação por efeito Compton é diretamente proporcional à densidade eletrônica (elétrons por volume) e se eleva com o aumento de energia (acima de 50 keV).

Como a possível absorção fotoelétrica é dependente do número atômico do absorvente e o efeito Compton é dependente da densidade eletrônica, ambos os mecanismos são mais prováveis em tecidos duros que em tecidos poucos mineralizados. A Figura 3.1, mostra a interação Compton.

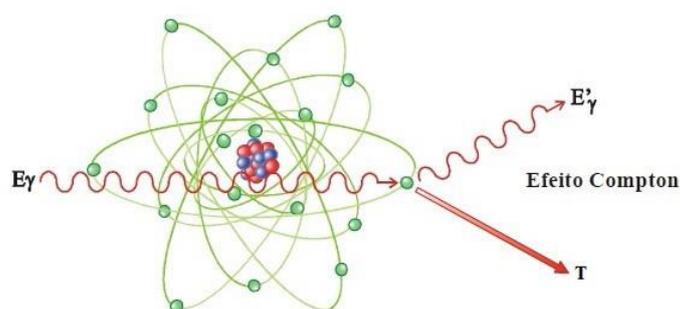


Figura 3.1: Raios-x incidindo com energia E_γ sobre elétrons de um átomo. Após a interação ocorre o espalhamento Compton (www.sbfisica.org.br/v1/novopion/index.php/publicacoes/imagens)

Foi observado o fenômeno de espalhamento Compton com os raios-x difratados, são mais “macios” que os raios-x do feixe incidente, isto é, tinham menor poder de penetração. Compton observou que se o processo de espalhamento fosse considerado uma colisão entre um fóton de energia (e

momento) e um elétron, o elétron absorveria parte da energia inicial e, portanto a energia do fóton difratado seria menor do que a do fóton incidente. Nesse caso, a frequência e o momento do fóton difratado também seriam menores do que a frequência de incidência (Halliday, 1996).

3.3 PRODUÇÃO DE PARES

A produção de pares é um processo de absorção em que um fóton desaparece e dá origem a um par, ambos com massa de um elétron, mas com cargas opostas, ou seja, um par elétron-pósitron (e^- , e^+), que são ejetados do local da interação. Tal fenômeno ocorre quando um fóton com energia maior que 1,022 MeV (duas vezes a energia da massa do elétron em repouso, m_0c^2) interage com um campo elétrico intenso de uma partícula carregada, normalmente um núcleo atômico (Hironaka, 2010). A interação é com o campo coulombiano do núcleo, mas pode também ocorrer com o campo de outras partículas carregadas, inclusive de um elétron. Assim, o elétron atômico que participa da interação também recebe energia cinética e momento, sendo ejetado do átomo. Essa interação é chamada de produção de tripleto (o elétron atômico e o par elétron-pósitron constituem o tripleto) (Okuno, 2010).

A equação (3.1) relaciona as energias dos componentes dessa interação:

$$E_\gamma = m_{e^-}c^2 + m_{e^+}c^2 + E_{e^-} + E_{e^+} \quad (3.1)$$

Onde m é massa da partícula gerada, (c) é velocidade da luz é de $3,00 \times 10^8$ m/s e (E) é Energia cinética da partícula produzida.

Como é necessária a presença de um campo eletromagnético alto para que haja a produção de pares, a probabilidade de ocorrência deste efeito aumenta quanto maior for a carga envolvida, ou seja, quanto maior for a energia (Tahuata, 2003).

O pósitron é uma partícula de positiva emitida por átomos de meia vida curta, após perder sua energia cinética, colide com um elétron e ambos se aniquilam, gerando dois fótons com energias iguais, de maior probabilidade de

ocorrência de 0,511 MeV, emitidos em direções diametralmente opostas (Castro Jr, 2010).

3.4 ATENUAÇÃO DE FÓTONS

As três interações descritas acima resultam na transferência da energia dos fótons para a matéria sobre a qual incidem e produzem elétrons com energia suficiente para ionizar o meio. A chance de ocorrer uma ou outra interação depende da energia, da composição e da espessura do meio. As chances de ocorrer uma interação pode aumentar ou diminuir dependendo do número atômico do material ou da energia do fóton, mas são proporcionais a espessura do material atravessado. A equação (3.2) representa a atenuação do feixe.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (3.2)$$

Onde, (I) é a Intensidade de fótons após a interação, (I_0) é a Intensidade de fótons antes da interação, (μ) é o coeficiente de atenuação linear e (x) é a espessura do material.

Essa relação mostra que a radiação é atenuada gradativamente, isto é, sua intensidade diminui continuamente e não sofre interrupção abrupta como é o caso de feixes de partículas carregadas (Thom, 2007).

4 GRANDEZAS RELEVANTES

Os raios X foram descobertos por W.C. Roentgen em fins de 1895, e a radioatividade, por H. Becquerel, no início de 1896. Iniciou-se, assim, o uso desenfreado das radiações ionizantes para tirar radiografias de tudo, muitas vezes por curiosidade e até para tirar pintas ou manchas de nascença. Havia sido criadas fábricas de tubos de raios X sem nenhum controle, em garagens ou no fundo de quintais, conforme consta no livro *something about X rays for everbody*. Esse livro foi reimpresso em 1988, com esforços do professor J. Cameron. Não demorou muito para os pesquisadores perceberem que estavam diante de um agente extremamente potente, com aplicações imensas, mas que também poderia causar danos à saúde. Entretanto, decorreram 30 anos desde a descoberta dos raios X até a tomada de decisões para criar uma comissão que tratasse das questões relativas às radiações ionizantes, principalmente no que concerne ao desenvolvimento de equipamentos, aos protocolos para medir níveis de radiação e aos cuidados ao se trabalhar com ela (YOSHIMURA. E, OKUNO 2010).

A primeira comissão internacional a ser criada foi a em 1925, no primeiro congresso internacional de radiologia, em Londres. A demanda para a criação dessa comissão partiu da comunidade médica da área de radiologia. Como o próprio nome diz, ela tinha por finalidade estabelecer grandezas e unidades das físicas das radiações, critério de medidas e efetuar sua divulgação.

As grandezas de física das radiações estão separadas em três principais categorias: grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais. As duas últimas foram apresentadas mais detalhadamente pela ICRU⁶ e ICRP⁷, a partir de 1985, especificamente para uso em proteção radiológica (Yoshida, 2010).

⁶ *International Commission on Radiation Units and Measurements (Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação)*

⁷ *International Commission on Radiological Protection (Comissão Internacional de Proteção Radiológica)*

4.1 EXPOSIÇÃO

A primeira grandeza relacionada com a radiação foi introduzida em 1928, no Segundo Congresso Internacional de Radiologia: exposição, simbolizada por X, que é definida só para fótons (raios X e gama) interagindo no ar. A grandeza exposição dá uma medida de capacidade de fótons ionizarem o ar (Okuno, 2003). A exposição se caracteriza da quantidade de íon de um mesmo sinal liberado em uma quantidade de ar formado pela interação dos fótons com a matéria. Essa carga elétrica resulta das ionizações efetuadas por partículas carregadas, como o elétron emitido nos efeitos fotoelétrico e Compton, e ambos, elétron e pósitron, emitidos em processo de produção de pares (SCAFF, 1997).

A definição de exposição (X) é então:

$$X = dQ / dm \quad (4.1)$$

Onde (dQ) é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal, produzido no ar, quando todos os elétrons e pósitron liberados ou criados por fótons, num elemento de volume de ar cuja massa é dm, forem completamente freados no ar. Note que, eventualmente elétrons e pósitron liberados no volume de interesse podem sair dele e depositar a energia fora do volume. Mesmo nessa situação, os pares de íons produzidos devem ser contabilizados em (dQ). Na época, a unidade de exposição foi definida como Roentgen, sendo a nova unidade no sistema internacional o (C/kg) no ar. A Figura 4.1 representa a interação fóton com um volume de ar (Tauhata, 2003).



Figura 4.1: Fótons interagindo com amostra de ar (fonte: www.slideplayer.com.br/slide/127536)

Podemos calcular o número de pares de íons formados em um volume de ar com massa de 1 kg quando exposto à radiação X ou gama no valor de 1R (Okuno, 2010).

Esta grandeza é uma medida da habilidade ou capacidade dos raios X em produzir ionizações no ar. Ela mede a carga elétrica total produzida por raios X em um quilograma de ar. Os instrumentos de medida da radiação, em sua maioria, registram a taxa de exposição que é a medida por unidade de tempo, isto é, C/(kg.h) ou C/(kg.s) (Ipen, 2002). Em medicina nuclear os medidores medem a radiação em (mR/h) taxa de exposição ou (μ Sv/h) taxa de dose estabelecido pela nova norma CNEN NN-3.05 aprovada em 2013.

5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Após a revisão bibliográfica, apresentamos a pesquisa realizada para o presente trabalho.

Todos os procedimentos foram realizados em dez salas distintas sendo, cinco de raios-x e cinco de tomografias conforme anexo I.

O primeiro experimento consistiu no levantamento radiométrico da *radiação secundária*⁸ internamente e externamente as salas e a análise da *radiação de fuga*⁹ dos equipamentos. O segundo experimento é o foco do trabalho e consistiu na realização do levantamento radiométrico em situações de emergência

O Levantamento Radiométrico é um teste realizado internamente e externamente a sala durante a emissão de raios-x. com o objetivo de verificar se os níveis de dose a que estão expostos trabalhadores e o público, em geral, estão de acordo com as restrições estabelecidas na legislação.

5.1. PROCEDIMENTO PARA REALIZAÇÃO DO LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO EM SALAS DE RAIOS-X

Objetivos: Verificar se os níveis da radiação de fuga detectados a um metro do ponto focal estão de acordo com as restrições estabelecidas na legislação

5.1.1 Instrumentos e Métodos Utilizados

1. Monitor de área ou câmara de ionização devidamente calibrado Babyline81 (figura 5.0).

A câmara de ionização é o tipo de dosímetro mais prático e mais utilizado para medidas exatas em aparelhos de radioterapia. Pode ser usado como um dosímetro absoluto ou como um dosímetro relativo. Seu interior é preenchido, geralmente com ar ambiente e as grandezas medidas para

⁸ Radiação espalhada em todas as direções devido a interação com um material de alta densidade.

⁹ Radiação de fuga é toda radiação não pertencente ao feixe principal ou útil, mas que, no entanto consegue atravessar cúpula de proteção do tubo de Raios X, ou sistema de colimação do equipamento.

relacionar dose a taxa de dose-relativa medidas, são a carga Q ou corrente I , respectivamente produzidas pela radiação na câmara de ar .



Figura 5.0: Câmara de ionização modelo Babyline81. (www.canberra.com/fr)

O equipamento grosso modo, é um capacitor cujo meio dielétrico é o ar. Geralmente ela possui dois eletrodos e é acondicionada em um recipiente cilíndrico. Uma diferença de potencial é aplicada entre os eletrodos podendo gerar um campo elétrico da ordem de 100V/cm . Quando uma partícula penetra na câmara e provoca a ionização do ar, os íons formados se deslocam para uma das placas, estabelecendo-se uma corrente elétrica de uma placa a outra.

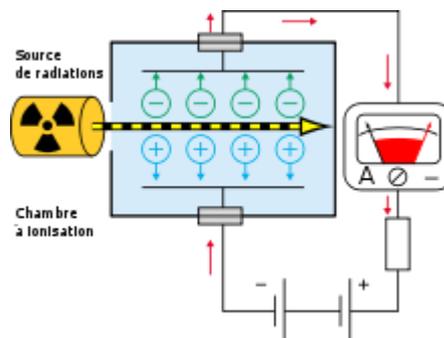


Figura 5.1: Processo esquemático interno câmara de ionização (fonte:www.slideplayer.com.br/slide/1275)

- Objeto espalhador (figura 5.2) com dimensões aproximadas as do abdômen de um adulto típico (massa de 60 a 75kg e altura de 1,60 a 1,75m)



Figura 5.2: Objeto espalhador, sendo um balde com água limpa em seu interior.

- Trena.
- Avental de Chumbo
- Protetor de Tireóide
- Óculos Plumbífero

5.1.2 Metodologia

- Desenhar a sala de raio-X, identificando as áreas adjacentes e anotando suas dimensões ou definindo escala apropriada.
- Representar e identificar no croqui: o tubo de raios-x, o painel de comando, biombos, portas e janelas.
- Selecionar e identificar os pontos de interesse para medições, situados dentro e fora da sala. Registrar os pontos selecionados.
- Selecionar a maior tensão no Tubo (KVp) adotada nos exames de rotina e registrar valor selecionado.
- Selecionar o tempo de exposição (t) e a corrente anódica (i) adequados ao tempo de resposta do monitor e modo de detecção escolhido e registrar os valores selecionados.
- Selecionar o maior tamanho de campo permitido

7. Colocar o objeto espalhador na posição ocupada pelo paciente
8. Realizar uma exposição e registrar a leitura do monitor.
9. Posicionar o tubo raios-x sobre o objeto espalhador com distancia foco-filme mais utilizada na rotina e selecionar o maior campo de radiação permitido
10. Posicionar o monitor no primeiro ponto de medida a 1 metro de distância.
11. Solicitar ao técnico responsável o disparo
12. E registrar taxa de dose ($m^{10}Gy/h$)

5.1.3 Cálculos

1. Definir os fatores de ocupação (T) a partir da estimativa de fração de permanência do individuo que fica um maior tempo na área em questão , ao longo do ano.
2. Determinar a carga trabalho máxima semanal (W), através de entrevista com o técnico, a partir do numero aproximado de pacientes do dia (ou por semana) e dos parâmetros operacionais mais utilizados.
3. Corrigir as leituras fornecidas pelo monitor levando em conta o tempo de resposta, fator de calibração para o feixe atenuado e condições ambientais de temperatura e pressão.
4. Converter os valores obtidos para a unidade (mSv/h), usando o fator multiplicativo correspondente à unidade de medida do monitor Equação para cálculo de dose equivalente por semana.

$$\dot{H} \left(\frac{mSv}{sem} \right) = \dot{H} \left(\frac{mSv}{h} \right) \times \frac{h}{60min \times i(mA)} \times W \left(\frac{mAmin}{sem} \right) \times T \times U \quad (5.1)$$

5.2 PROCEDIMENTOS PARA REALIZAÇÃO DO LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO EM SALAS DE TOMOGRAFIA

¹⁰ mili (10^{-3}) Gray por hora

5.2.1 Instrumentos e Métodos

1. A câmara de ionização modelo Babyline 81.
2. Objeto espalhador água com dimensões aproximadas as do abdômen de um adulto típico (massa de 60 a 75kg e altura de 1,60 a 1,75m)
3. Trena.
4. Avental de Chumbo
5. Protetor de Tireóide
6. Óculos Plumbífero

5.2.2 Metodologia

1. Desenhar a sala de Tomografia, identificando as áreas adjacentes e anotando suas dimensões ou definindo escala apropriada.
2. Representar e identificar no croqui: *gantry*¹¹, o painel de comando, biombos, portas e janelas e mesas de exames.
3. Selecionar e identificar os pontos de interesse para medições, situados dentro e fora da sala. Registrar os pontos selecionados.
4. Selecionar a maior tensão no Tubo (KVp) adotada nos exames de rotina e registrar valor selecionado.
5. Selecionar uma técnica de exposição com o maior produto corrente-tempo disponível entre os protocolos de exame utilizados, de modo que o tempo de exposição (t) e a corrente anódica¹² (I) sejam adequados ao tipo de monitor e modo de detecção utilizados. Registrar os valores selecionados
6. Selecionar o maior espessura de corte permitida
7. Posicionar o objeto espalhador sobre a mesa de exames e no isocentro do *gantry*.
8. Posicionar o monitor no primeiro ponto de medida atrás da barreira secundária.

¹¹ Também chamado de pórtico ou portal, é considerado o maior componente de um aparelho de tomografia computadorizada. É o aparato que permite a passagem do paciente posicionado sobre a mesa de exame.

¹² Corrente de emissão portada pelos elétrons livres em direção ao ânodo

9. Realizar um corte tomográfico com os parâmetros pré-selecionados e incremento da mesa igual a zero. Repetir a medição nos demais pontos de interesse. Registrar as medidas.
10. Solicitar ao RT o disparo
11. Repetir os itens (7) e (8) para as demais barreiras secundárias.
12. E registrar taxa de dose (mGy/h)

5.2.3 Cálculos

5. Definir os fatores de ocupação (T) a partir da estimativa de fração de permanência do indivíduo que fica um maior tempo na área em questão , ao longo do ano.
6. Determinar a carga trabalho máxima semanal (W), através de entrevista com o técnico, a partir do numero aproximado de pacientes do dia (ou por semana) e dos parâmetros operacionais mais utilizados.
7. Corrigir as leituras fornecidas pelo monitor levando em conta o tempo de resposta, fator de calibração para o feixe atenuado e condições ambientais de temperatura e pressão.
8. Converter os valores obtidos para a unidade (mSv/h), usando o fator multiplicativo correspondente à unidade de medida do monitor.

Equação para cálculo de dose equivalente por semana.

$$\dot{H} \left(\frac{mSv}{sem} \right) = \dot{H} \left(\frac{mSv}{h} \right) \times \frac{h}{60min \times i(mA)} \times W \left(\frac{mAmin}{sem} \right) \times T \times U \quad (5.2)$$

5.3 PROCEDIMENTOS PARA REALIZAÇÃO DO TESTE DE FUGA NOS APARELHOS DE RAIOS-X

Objetivos: Verificar se os níveis da radiação de fuga detectados a um metro do ponto focal estão de acordo com as restrições estabelecidas na legislação

5.3.1 Instrumentos e Métodos

1. A câmara de ionização modelo Babyline 81.
2. Trena.
3. Avental de Chumbo
4. Protetor de Tireóide
5. Óculos Plumbífero

5.3.2 Metodologia

1. Fechar o colimador (figura 5.3) do equipamento de raios X e cobri-lo com as placas de chumbo.
2. Escolher uma técnica de operação que forneça o maior kVp e a maior corrente anódica possíveis para operação do tubo em regime contínuo. Caso isso não seja possível, selecionar o maior valor de mAs possível para a tensão selecionada, cuidando para que o tempo de exposição seja adequado ao tempo de resposta da câmara de ionização operando em modo taxa.
3. Posicionar o detector a um metro do ponto da cúpula de raios X que será avaliado.
4. Repetir para vários pontos em torno da cúpula.
5. Fazer a leitura em modo taxa.

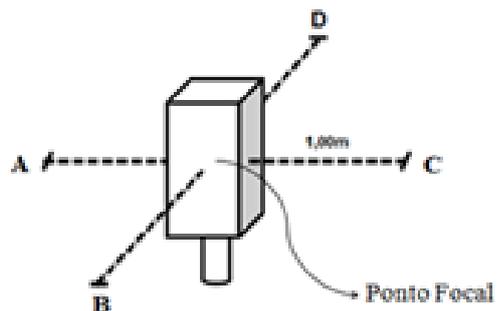


Figura 5.3: Colimador do aparelho de raios-x

5.4 PROCEDIMENTOS PARA REALIZAÇÃO DO TESTE DE FUGA NOS APARELHOS DE TOMOGRAFIA

Objetivos: Verificar se os níveis da radiação de fuga detectados a um metro do ponto focal estão de acordo com as restrições estabelecidas na legislação

5.4.1 Instrumentos e Métodos

1. A câmara de ionização modelo Babyline 81.
2. Trena.
3. Avental de Chumbo
4. Protetor de Tireóide
5. Óculos Plumbífero

5.4.2 Metodologia

1. Selecionar uma técnica de exposição com o maior produto corrente-tempo disponível entre os protocolos de exame utilizados, de modo que o tempo de exposição (t) e a corrente anódica (I) sejam adequados ao tipo de monitor e modo de detecção utilizados. Registrar os valores selecionados
2. Selecionar o maior espessura de corte permitida
3. Posicionar o objeto espalhador a 1 m da parede lateral *dogantry*. Registrar os valores obtidos

5.4.3 Cálculos

1. Comparar os valores obtidos com os níveis de radiação de fuga estabelecidos na legislação (Quadro 6.1).
2. Registrar a conformidade com os níveis de radiação de fuga em cada ponto avaliado.

6 SITUAÇÕES DE EMERGÊNCIA

Em situações de emergência o procedimento experimental é análogo ao da radiação secundária, utiliza-se os mesmos equipamentos e cálculos, porém ocorre apenas no interior da sala. O objetivo foi verificar quais os níveis de dose a que estão expostos os trabalhadores que devem permanecer no interior da sala durante a emissão do raios-x e tomografia em situações de emergenciais para segurar acidentados, idosos, paraplégicos e crianças durante a realização do exame, evitando novas exposições

6.1 RAIOS-X

- A 1m do meio espalhador

<i>Hospitais</i>	<i>mGy/h</i>		<i>Cálculo da Dose</i>	
	<i>sem EPIs</i>	<i>com EPIs</i>	<i>Sem EPIs</i>	<i>Com EPIs</i>
			<i>mSv/sem</i>	<i>mSv/sem</i>
<i>01</i>	<i>5,0</i>	<i>1,0</i>	<i>0,14</i>	<i>0,03</i>
<i>02</i>	<i>4,5</i>	<i>0,8</i>	<i>0,13</i>	<i>0,02</i>
<i>03</i>	<i>5,2</i>	<i>0,8</i>	<i>0,14</i>	<i>0,02</i>
<i>04</i>	<i>4,5</i>	<i>0,6</i>	<i>0,13</i>	<i>0,02</i>
<i>05</i>	<i>5,4</i>	<i>0,7</i>	<i>0,15</i>	<i>0,02</i>

Tabela 6.1: Dados obtidos em salas de Raios-x

Observamos os seguintes dados para realização dos cálculos

- Número de situações de emergência: em média quinze por semana com duração de 1,0 segundos por exposição.
- Tempo de exposição por exame: 1 segundo

- Tempo total por semana: 1seg x 15 = 15 seg

Cálculo da Dose(mGy/sem)

$$Dose \left(\frac{mGy}{sem} \right) = Dose \left(\frac{mGy}{3600s} \right) \left(\frac{s}{sem} \right) \quad (6.1)$$

6.2 TOMOGRAFIA

- A 1m do meio espalhador

Hospital	$\frac{mGy/h}{sem}$	$\frac{mGy/h}{com}$	Cálculo da Dose Sem EPIs	Cálculo da Dose Com EPIs	$\frac{LMP/t^{13}}{mSv/sem}$	$\frac{LMP/p^{14}}{mSv/sem}$	Dose no cristalino $\frac{mSv/sem}{mSv/sem}$
	EPIs	EPIs			corpo inteiro	corpo inteiro	
01	10,0	1,5	3,33	0,5	0,4	0,02	0,4
02	9,0	1,2	3,0	0,4	0,4	0,02	0,4
03	8,5	0,7	2,83	0,23	0,4	0,02	0,4
04	9,0	1,4	3,0	0,47	0,4	0,02	0,4
05	10,0	1,6	3,33	0,53	0,4	0,02	0,4

Tabela 6.2 : Dados obtidos em salas de tomografia

Observamos os seguintes dados para realização dos cálculos

- Número mínimo de situações de emergência: em média dez por semana
- Tempo de exposição por exame: 2,0 minutos
- Tempo total por semana: 2min x 10 = 20 min

Cálculo da Dose(mGy/sem)

$$Dose \left(\frac{mGy}{sem} \right) = Dose \left(\frac{mGy}{60min} \right) \left(\frac{min}{sem} \right) \quad (6.2)$$

¹³ Limite máximo permissível para o trabalhador

¹⁴ Limite máximo permissível para o público

7 ANÁLISE DOS RESULTADOS

As áreas externas das salas de Raios-x convencionais, tomógrafos e internamente ao comando (Posição do técnico responsável pelo disparo) estão em conformidade com a portaria 453/98 ANVISA (Área Livre < 0,02 mSv/sem) conforme *layouts anexo I*

Os levantamentos referentes a radiação secundária nas salas de raios-x e tomografias tiveram resultados satisfatórios, a tabela 7.1 exemplifica o resultado obtido no Hospital I. É possível perceber que os níveis não excederam os limites estabelecidos pela legislação.

Os resultados foram análogos em todos os hospitais, conforme ANEXO I. Todos sendo caracterizados como área livre de radiação.

LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO HOSPITAL I				
RADIAÇÃO SECUNDÁRIA SALA DE RAIOS-X				
PARÂMETRO DE OPERAÇÃO Kvp=100 i(mA)=100 t(s)=1,5				
<i>PAREDES</i>	<i>Classificação das Paredes, Portas e Visor Plumbífero em função de</i>			
<i>PORTAS</i>	<i>mSv/sem</i>	$\frac{LMP_t}{mSv/sem}$	$\frac{LMP_p}{mSv/sem}$	<i>Tipo de Área</i>
<i>VISOR</i>				
PAREDE A	BG	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE B	BG	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE C	BG	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE D	BG	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE E	0,01	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE F	BG	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE G	BG	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE H	BG	0,4	0,02	LIVRE
PORTAS I e II	0,004	0,4	0,02	LIVRE
PORTA III	0,006	0,4	0,02	LIVRE
VISOR DE Pb	0,01	0,4	0,02	LIVRE

Tabela 7.1: Resultado do levantamento Hospital I

Os resultados das medidas referentes a radiação de fuga (anexo I) em todos aparelhos, estiveram dentro da norma pois não superaram os limites expressos na portaria 453/98 ANVISA (tabela 7.2).

<i>Tipo de equipamento</i>	<i>Limite</i>
Radiologia médica	1,0 mGy/h a 1 m do ponto focal

Tabela 7.2: Níveis máximos de Radiação de Fuga (Portaria MS/SVS no 453/98)

Entretanto para o situações de emergência que são rotineiras em hospitais, que atendem acidentados, paraplégicos, idosos, crianças e outros que necessitam de atendimento emergência, notou-se autos níveis de dose conforme para raios-x e tomografias conforme ilustra respectivamente a tabela 6.1 e 6.2.

Os resultados são preocupantes Pois para realização do exame em situações de emergência é necessária a presença de um técnico do setor ou de um familiar para segurar na posição adequada os pacientes, durante as exposições tanto em tomógrafos como em raios-x. Estes familiares muitas vezes são mulheres o que potencializa o risco, uma vez que estas podem estar em gestação. Onde durante o primeiro trimestre de gestação, a radiação afeta a embriogênese, com riscos de malformações. Durante o segundo e terceiro trimestre, a radiação poderia induzir a carcinogênese no feto. (SILVA, A.G, 2013)

De acordo com Savarego e Damas (*et al* 2007), os efeitos são consequência genética da exposição à radiação, pois ele e observado após o nascimento, embora tenha ocorrido na fase embrionário-fetal. Os efeitos intrauterinos envolvem a produção de malformações em embriões que se encontram em desenvolvimento. A radiação é um agente físico teratogênico. Seus efeitos podem ser:

- Morte intra-uterina
- Retardamento no crescimento
- Desenvolvimento de anomalias
- Cânceres na infância

Contudo de acordo com os resultados dos levantamentos radiométricos (anexo I) tanto em salas de Raios-x quanto em Tomografias os profissionais e

familiares recebem doses superiores a estabelecidas na Legislação com ou sem a utilização de EPI's como é ilustrado nas figuras 7.1 e 7.2 para tomógrafos e raios-x respectivamente.

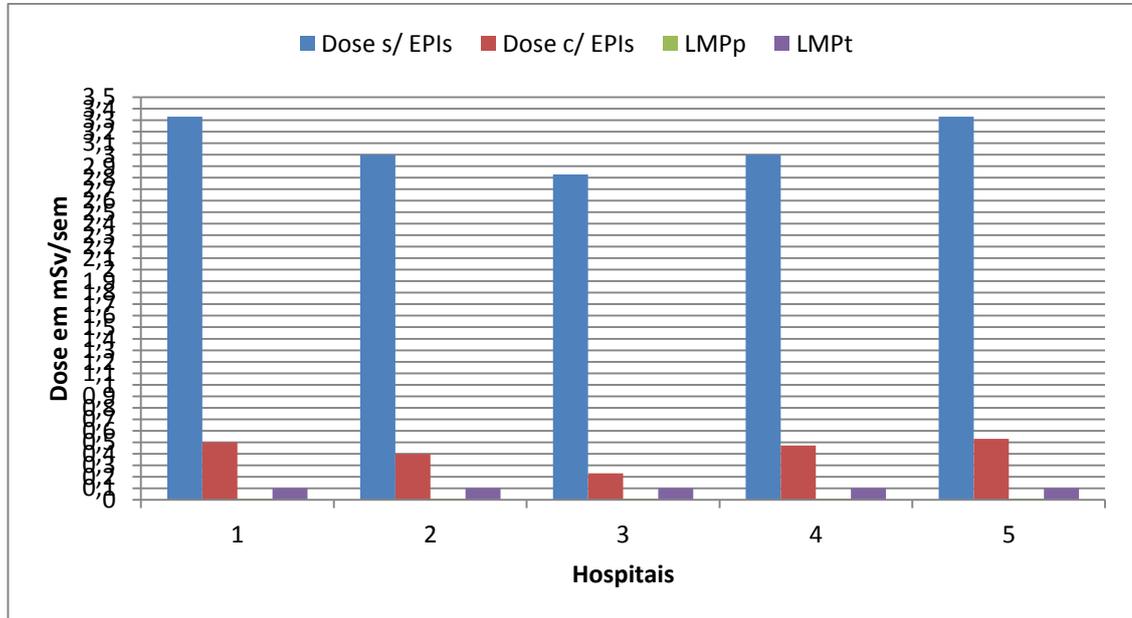


Figura 7.1 Resumo das doses em tomografia medidas em cada hospital com e sem EPI's, comparadas com os limites permissíveis para o público e trabalhador.

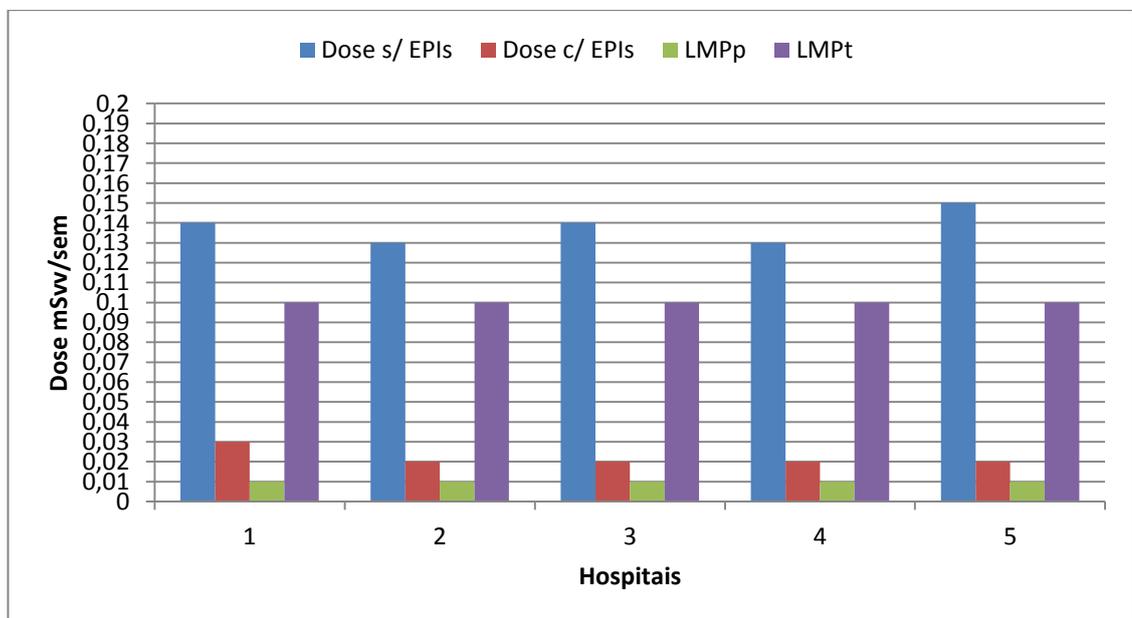


Figura 7.2: Resumo das doses em raios x medidas em cada hospital com e sem EPI's, comparadas com os limites permissíveis para o público e trabalhador

É recorrente existir apenas um EPI's em cada sala, que é geralmente utilizado pelos profissionais e não é fornecido aos familiares assim os deixando expostos aos efeitos nocivos da radiação, sem o uso do equipamento.

É notável que não exista uma rotatividade entre os técnicos ou auxiliares para realização dos exames assim os tornando expostos além do estabelecido pela legislação 453/98, desta forma probabilidade de ocorrer mutações gênicas e cromossômicas é elevada, podendo ocorrer esterilidade temporária ou permanente, catarata, ou desenvolver neoplasias. (JUNDI; FREITAS, 2003)

Vale salientar também que uma rotatividade necessitaria de mais profissionais, o que desencoraja as empresas a adotarem essa medida, visto que contratações gerariam mais despesas trabalhistas, onde pode ser destacado o adicional de periculosidade que é um direito destes trabalhadores.

8 CONCLUSÃO

Podemos concluir que nas áreas onde foram medidas a radiação secundária os resultados se mostraram satisfatórios e dentro da legislação vigente, estando todas as salas classificadas como áreas livres segundo a portaria 453/98 ANVISA

Através dos dados e observações realizadas, podemos destacar que tanto os profissionais como o público envolvido no auxílio dos exames de situações de emergência recebem doses acima das estabelecidas pela legislação. Vale destacar que no caso de mulher gestante os efeitos podem ser ainda mais nocivos principalmente para o embrião.

Tendo em vista o potencial risco de expor mulheres gestantes a radiação. Recomenda-se a afastamento de mulheres para o auxílio do paciente em “situações de emergência” mesmo que esta seja técnica responsável.

Nota se necessário que todo o processo do exame e até mesmo o auxílio no posicionamento do paciente seja realizada por profissionais e auxiliares habilitados, com conhecimento específico na área, sendo vedado a permanência de familiares ou outras pessoas do público em geral na realização do exame radiológico.

Considerando todas as dificuldades de se realizar o exame em Situações de Emergência , sugere-se o desenvolvimento de equipamentos ou métodos que facilitem o posicionamento do paciente na mesa de exames assim minimizando ou tornando desnecessária a permanência de pessoas além do paciente no interior da sala de exames.

Tendo em vista os inúmeros conceitos de Física expostos no presente trabalho O conteúdo do elaborado pode ser utilizado e aplicado como material de auxílio em sala de aula a professores, principalmente com o intuito de relacionar conceitos e experimentos de física moderna as aplicações relacionadas ao radiodiagnóstico médico.

REFERÊNCIAS

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. MINISTÉRIO DA SAÚDE. ALDRED, M. A. **Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos**. Brasília: Ministério da Saúde, 2005. (Resolução 1016/05)

BIRAL, A.R. **Radiações ionizantes para médicos, físicos e leigos**. Florianópolis: Insular, 2002.

CASTRO JÚNIOR, A. **Introdução à radiologia**. São Paulo: Rideel, 2006.

DIMENSTEIN, R.; NETTO, T.G. **Bases físicas e tecnológicas aplicadas aos raios X**. São Paulo: Senac, 2005.

DIMENSTEIN, R.; HORNOS, Y.M.M. **Manual de proteção radiológica aplicada ao radiodiagnóstico**. São Paulo: Senac, 2004.

HALLIDAY, D.; RESNICK R.; KRANE K.aS. **Física 3**. Rio de Janeiro: LT, 1996.

HENRIQUES, J.A.P.; SILVA, J. **Genética Toxicológica**. Porto Alegre: Editora Alcance, 2003.

HIRONAKA, Fausto H *et al.* **Medicina Nuclear: Princípios e Aplicações**. São Paulo: Editora Atheneu, 2012.

JUNDI, T.A.R.E.; FREITAS, T.R.O. **Toxicologia Evolutiva**. In: ERDTMANN, B.;

JASINOWODOLINSKI. **Risco da exposição as radiações**. Rev DERC. 2012

LAM; Scaff. **Física da Radioterapia**. Sarvier. São Paulo, 1997

LOUREIRO; MASCIO; MEDEIROS. **Formação de adultos exocíclicos com bases de dna: implicações em mutagênese e Carcinogênese**. São Paulo, 2002.

NOUAILHEITAS, Y. **Radiações ionizantes e a vida**: Rio de Janeiro , 2006

NORMA Regulamentadora 32 NR 32 Disponível em: . Acesso em: 23 out. 2014

OKUNO, E. **Radiação: efeitos, riscos e benefícios**. São Paulo: Habra, 1998.

OKUNO, E.; CALDAS I.B.; CHOW C. **Física para ciências biológicas e biomédicas**. São Paulo: Haper e Row, 1986.

OKUNO, E. **Radiação: Efeitos, Riscos e Benefícios**. Editora Harbra, 1a ed., 2009.

- RABELLO-GAY, M.N. **Mutagênese, teratogênese e carcinogênese : métodos e critérios de avaliação.** *Revista Brasileira de Genética*, v.1, p.246-279, 1998
- RIBEIRO, LÚCIA R; SALVADOR; MARQUES. **Mutagênese ambiental.** Canoas, Ulbra, 2003
- SANTOS, Gelvis Cardozo dos. **Manual de Radiologia: Fundamentos e Técnicas.** São Caetano do sul, SP: Yendis Editora, 2008
- SALVAJOLI, J.V.; SOUNHAMI, L.; FARIA, S.L. *et al* .Radioterapia em oncologia. Rio de Janeiro: Medsi, 1999.
- SAVAREGO, Simone. DAMAS, Karina Ferrassa. Bases da radiologia convencional. 2 ed. – São Caetano do Sul, SP: Yendis Editora, 2007.
- SCAF, L.A.M. **Física de radioterapia.** São Paulo: Savier, 1997.
- SILVA, A.G; CANUTOS.D.S.O; JUNIOR.P.R.B;ROCHA.G. **Orientação as gestantes quanto o uso da radiação ionização nos exames de raios-x:** Faculdades Integradas de Três Lagoas AEMS 2013
- TAUHATA,L.,SALARI,I.P.A.,PRINZIO.**Radioproteção e Dosimetria-fundamentos.** Rio de Janeiro-IRD-CENEN,2003
- THRALL, J.H. **Medicina Nuclear.** Rio de Janeiro: Guanabara, 2003.
- TILLY JUNIOR, J.G; **Física Radiológica;** Rio de Janeiro; Guanabara Koogan; 2010.
- THOM, A. F. **Comunicação pessoal.** 2007. São Paulo-SP.
- YOSHIMURA, E.; OKUNO, E. **Física das Radiações.** Ed. Oficina de Textos, 1a ed., 2010.

ANEXO I

LAYOUT DAS UNIDADES DE RAIOS-X E TOMOGRAFIA

RAIOS-X I

RAIOS-X II

SALA (R-X)

LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO			
PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: K=100 (m²) × 100 (m³) × 100 (L/s) × 10s			
PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: K=100 (m²) × 100 (m³) × 100 (L/s) × 10s			
PARQUES	CLASSIFICAÇÃO DAS PAREDES, PORTAS E VISOR	Wp, m²/m²	TPO DE
PARQUE 4	0,00125	0,4	0,02
PONTO 1	< 0,00125	0,4	0,02
PONTO 2	< 0,00125	0,4	0,02
PONTO 3	< 0,00125	0,4	0,02
PONTO 4	< 0,00125	0,4	0,02

LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO			
PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: K=100 (m²) × 100 (m³) × 100 (L/s) × 10s			
PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: K=100 (m²) × 100 (m³) × 100 (L/s) × 10s			
PARQUES	CLASSIFICAÇÃO DAS PAREDES, PORTAS E VISOR	Wp, m²/m²	TPO DE
PARQUE A	BC	0,4	0,02
PARQUE B	BC	0,4	0,02
PARQUE D	BC	0,4	0,02
PARQUE E	BC	0,4	0,02
PARQUE F	BC	0,4	0,02
PARQUE G	BC	0,4	0,02
PARQUE H	BC	0,4	0,02
PARQUE I	BC	0,4	0,02
PARQUE J	BC	0,4	0,02
PARQUE K	BC	0,4	0,02
PARQUE L	BC	0,4	0,02
PARQUE M	BC	0,4	0,02
PARQUE N	BC	0,4	0,02
PARQUE O	BC	0,4	0,02
PARQUE P	BC	0,4	0,02
PARQUE Q	BC	0,4	0,02
PARQUE R	BC	0,4	0,02
PARQUE S	BC	0,4	0,02
PARQUE T	BC	0,4	0,02
PARQUE U	BC	0,4	0,02
PARQUE V	BC	0,4	0,02
PARQUE W	BC	0,4	0,02
PARQUE X	BC	0,4	0,02
PARQUE Y	BC	0,4	0,02
PARQUE Z	BC	0,4	0,02

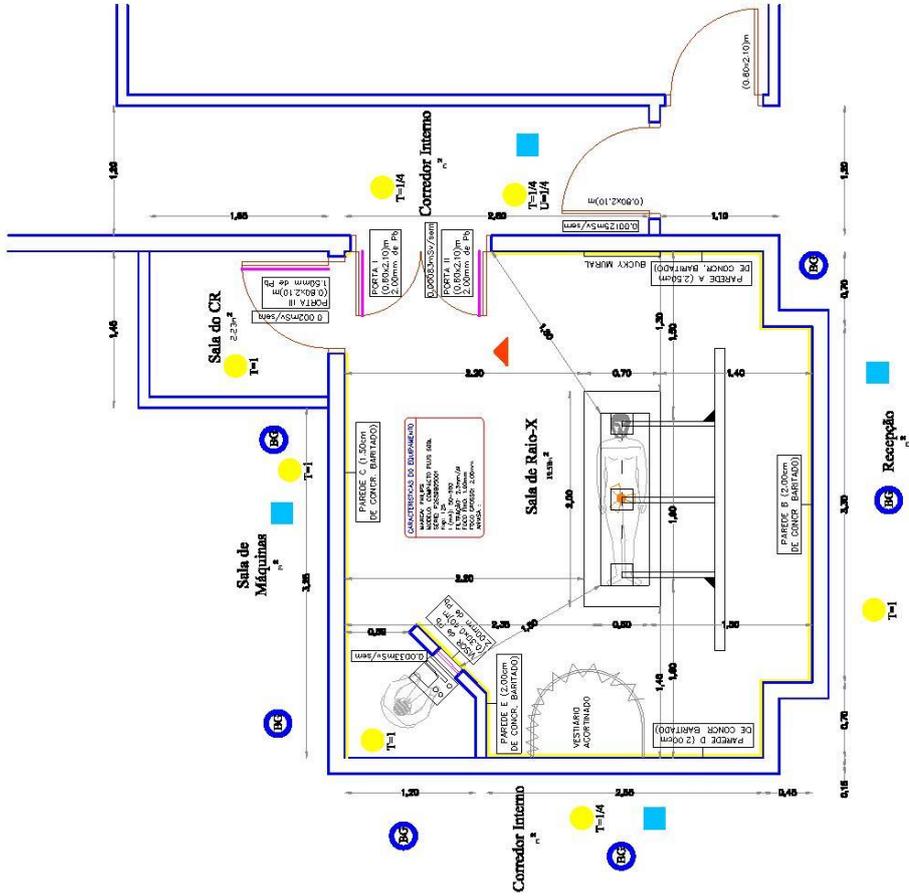
RADIACÃO SECUNDÁRIA (FUJGA)			
PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: K=100 (m²) × 100 (m³) × 100 (L/s) × 10s			
PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: K=100 (m²) × 100 (m³) × 100 (L/s) × 10s			
PARQUES	CLASSIFICAÇÃO DAS PAREDES, PORTAS E VISOR	Wp, m²/m²	TPO DE
PARQUE A	BC	0,4	0,02
PARQUE B	BC	0,4	0,02
PARQUE C	BC	0,4	0,02
PARQUE D	BC	0,4	0,02
PARQUE E	BC	0,4	0,02
PARQUE F	BC	0,4	0,02
PARQUE G	BC	0,4	0,02
PARQUE H	BC	0,4	0,02
PARQUE I	BC	0,4	0,02
PARQUE J	BC	0,4	0,02
PARQUE K	BC	0,4	0,02
PARQUE L	BC	0,4	0,02
PARQUE M	BC	0,4	0,02
PARQUE N	BC	0,4	0,02
PARQUE O	BC	0,4	0,02
PARQUE P	BC	0,4	0,02
PARQUE Q	BC	0,4	0,02
PARQUE R	BC	0,4	0,02
PARQUE S	BC	0,4	0,02
PARQUE T	BC	0,4	0,02
PARQUE U	BC	0,4	0,02
PARQUE V	BC	0,4	0,02
PARQUE W	BC	0,4	0,02
PARQUE X	BC	0,4	0,02
PARQUE Y	BC	0,4	0,02
PARQUE Z	BC	0,4	0,02



EP1/2
 - 02 MONITORES DE Pn
 - 02 PROTETORES DE REGEDE
 ESTAO EM EXCELENTE ESTADO DE CONSERVAÇÃO

LEGENDA

- CONCRETO ARMADO ATÉ 2,30 m DE ALTURA
- Pn (Linha que representa o caminho da radiação secundária)
- (ÁREA LIVRE) < (0,00125/m²)
- (ÁREA CONTROLADA) = (0,00125/m²)
- T = (PAREDE DE CONSERVAÇÃO)
- U = (PAREDE DE USO)
- BC = IMPLANTAÇÃO DE FUNDO
- BC = SÍMBOLO INTERNACIONAL DE RADIAÇÃO



RAIOS-X III

SALA R-X I

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO
RAIAÇÃO PRIMÁRIA

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: Ksp= 100 (0NA)= 100 (0B)= 100

PARÊDES	CLASSIFICAÇÃO DAS PARÊDES, PORTAS E VISOR PLUMBÍFERO EM FUNÇÃO DE	TIPO DE ÁREA
PAREDES	mSv/hem	mSv/hem
PONTOS	mSv/hem	mSv/hem
PAREDE A	0,00125	0,4
PAREDE B	0,00125	0,4
PAREDE C	0,00125	0,4
PAREDE D	0,00125	0,4
PAREDE E	0,00125	0,4
PAREDE F	0,00125	0,4
PAREDE G	0,00125	0,4
PAREDE H	0,00125	0,4
PAREDE I	0,00125	0,4
PAREDE J	0,00125	0,4
PAREDE K	0,00125	0,4
PAREDE L	0,00125	0,4
PAREDE M	0,00125	0,4
PAREDE N	0,00125	0,4
PAREDE O	0,00125	0,4
PAREDE P	0,00125	0,4
PAREDE Q	0,00125	0,4
PAREDE R	0,00125	0,4
PAREDE S	0,00125	0,4
PAREDE T	0,00125	0,4
PAREDE U	0,00125	0,4
PAREDE V	0,00125	0,4
PAREDE W	0,00125	0,4
PAREDE X	0,00125	0,4
PAREDE Y	0,00125	0,4
PAREDE Z	0,00125	0,4

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO
RAIAÇÃO SECUNDÁRIA (DISPERSA)

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: Ksp= 98 (0NA)= 100 (0B)= 100 (0C)= 100

PARÊDES	CLASSIFICAÇÃO DAS PARÊDES, PORTAS E VISOR PLUMBÍFERO EM FUNÇÃO DE	TIPO DE ÁREA
PAREDES	mSv/hem	mSv/hem
PONTOS	mSv/hem	mSv/hem
PAREDE A	0,4	0,02
PAREDE B	0,4	0,02
PAREDE C	0,4	0,02
PAREDE D	0,4	0,02
PAREDE E	0,4	0,02
PAREDE F	0,4	0,02
PAREDE G	0,4	0,02
PAREDE H	0,4	0,02
PAREDE I	0,4	0,02
PAREDE J	0,4	0,02
PAREDE K	0,4	0,02
PAREDE L	0,4	0,02
PAREDE M	0,4	0,02
PAREDE N	0,4	0,02
PAREDE O	0,4	0,02
PAREDE P	0,4	0,02
PAREDE Q	0,4	0,02
PAREDE R	0,4	0,02
PAREDE S	0,4	0,02
PAREDE T	0,4	0,02
PAREDE U	0,4	0,02
PAREDE V	0,4	0,02
PAREDE W	0,4	0,02
PAREDE X	0,4	0,02
PAREDE Y	0,4	0,02
PAREDE Z	0,4	0,02

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO
RAIAÇÃO DE FUGA

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: Ksp= 98 (0NA)= 100 (0B)= 100 (0C)= 100

RESULTADO A 1,00m DO PUNTO FOCAL

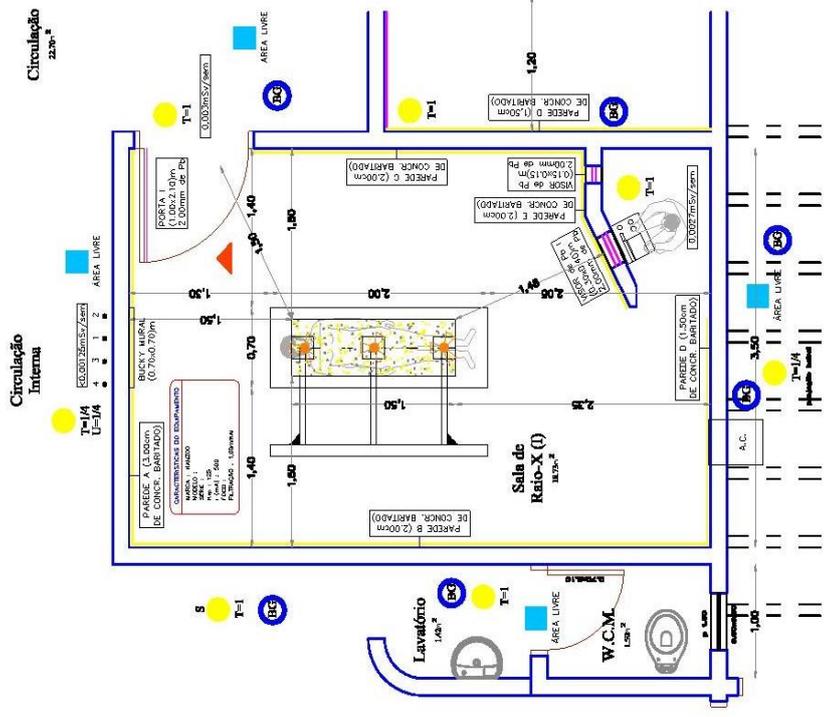
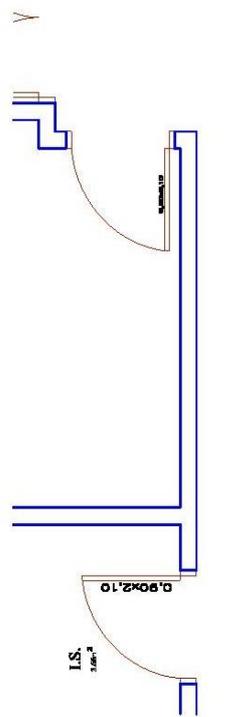
$2(A) - 2(B) - 2(C) - 2(D) < 200 \mu R/h$

NÃO APRESENTA RUA DE FUGA SIGNIFICATIVA COM A PORTINHA

OS EPAs SÃO EXCELENTE ATENUADORES A RADIAÇÃO IONIZANTE.

LEGENDA

- CONCRETO BARRADO ATE 2,00 m DE ALTURA
- PS (LOCAL QUE DEVEVA CONTER CHAMADO) TAMBÉM ÁREA INTERNA DA PORTA
- (ÁREA LIVRE) < (CONCR./SEM)
- (ÁREA CONCRETADA) = (CONCR./SEM)
- T = (FAZOR DE COBERTURA)
- U = (FAZOR DE USO)
- BC = INDICAÇÃO DE FIM DO
- SÍMBOLO INTERNACIONAL DE RADIAÇÃO

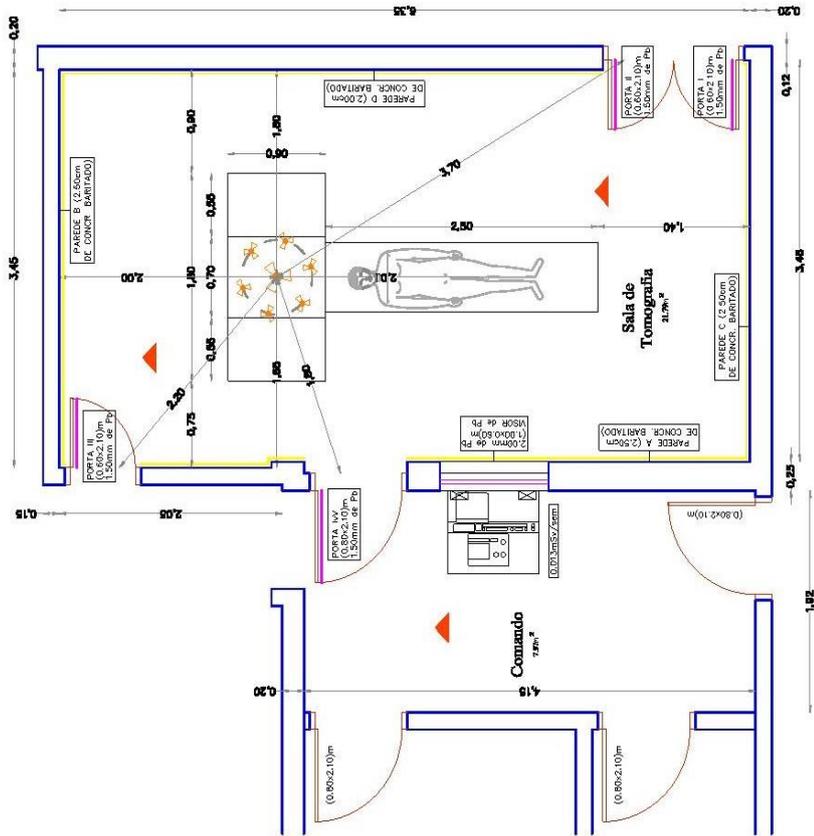


RAIOS-X IV

SALA DE TOMOGRAFIA

LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO				
RADIAÇÃO SECUNDÁRIA (OSPRESSA)				
CARGA DE TRABALHO: 140 mSv/ano (10) = 6,0h				
ESPESURA DO CONCR. 100mm				
PAREDES	CLASSIFICAÇÃO DAS PAREDES, PORTAS E VISOR DEBIDO AO TIPO DE VISOR	TIPO DE ÁREA	ÁREA	
VISOR	mSv/sem	mSv/sem	mSv/sem	
PAREDE A	BC	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE B	BC	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE C	BC	0,4	0,02	LIVRE
PAREDE D	BC	0,4	0,02	LIVRE
PORTA I e II	0,002	0,4	0,02	LIVRE
PORTA III	BC	0,4	0,02	LIVRE
PORTA IV	BC	0,4	0,02	LIVRE
VISOR DE Pb	0,013	0,4	0,02	LIVRE
POSICÃO RT	0,01	0,4	0,02	LIVRE

(8)



LEGENDA

- CONCRETO BARRADO ATÉ 2,30 m DE ALTURA
- Pb (LOCAL QUE DEVERIA CONSTAR CHUMBO)
- TOVA AREA INTERIOR DA PORTA
- (ÁREA LIVRE) $\leq 0,0018/sem$
- (ÁREA CONTROLADA) $= 0,018/sem$
- T = (FAZOR DE OBRUPAÇÃO)
- U = (FAZOR DE USO)
- BC = RADIAÇÃO DE FUNDO
- SÍMBOLO INTERMEDIAL DE RADIAÇÃO

RAIOS-X V

SALA R-X II

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO

RADIÇÃO PRIMÁRIA

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: Ksp= BS (m/s²) 100 (10)-1.0x

CLASSIFICAÇÃO DAS PAREDES: PORTAS E

VISOR FLUMBERO EM FUNÇÃO DE:

PAREDES	ms²/sem	LMP	LWP	TIPO DE
ÁREA				
W.C.	0.4	0.02	0.02	LIVRE
W.C.I.T.	0.4	0.02	0.02	LIVRE
PREPARO	0.4	0.02	0.02	LIVRE
SALA DE	0.4	0.02	0.02	LIVRE
RETO-X (II)	0.4	0.02	0.02	LIVRE
ÁREA LIVRE	0.4	0.02	0.02	LIVRE

4

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO

RADIÇÃO SECUNDÁRIA (ESPRESSA)

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: Ksp= BS (m/s²) 100 (10)-1.0x

CLASSIFICAÇÃO DAS PAREDES: PORTAS E

VISOR FLUMBERO EM FUNÇÃO DE:

PAREDES	ms²/sem	LMP	LWP	TIPO DE
ÁREA				
W.C.	0.4	0.02	0.02	LIVRE
W.C.I.T.	0.4	0.02	0.02	LIVRE
PREPARO	0.4	0.02	0.02	LIVRE
SALA DE	0.4	0.02	0.02	LIVRE
RETO-X (II)	0.4	0.02	0.02	LIVRE
ÁREA LIVRE	0.4	0.02	0.02	LIVRE

5

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO

RADIÇÃO DE FUGA

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: Ksp= BS (m/s²) 100 (10)-1.0x

RESULTADO A LONJ. DO PONTO FOCAL

$100 - 100 - 100 - 100 \leftarrow 1000/sem$

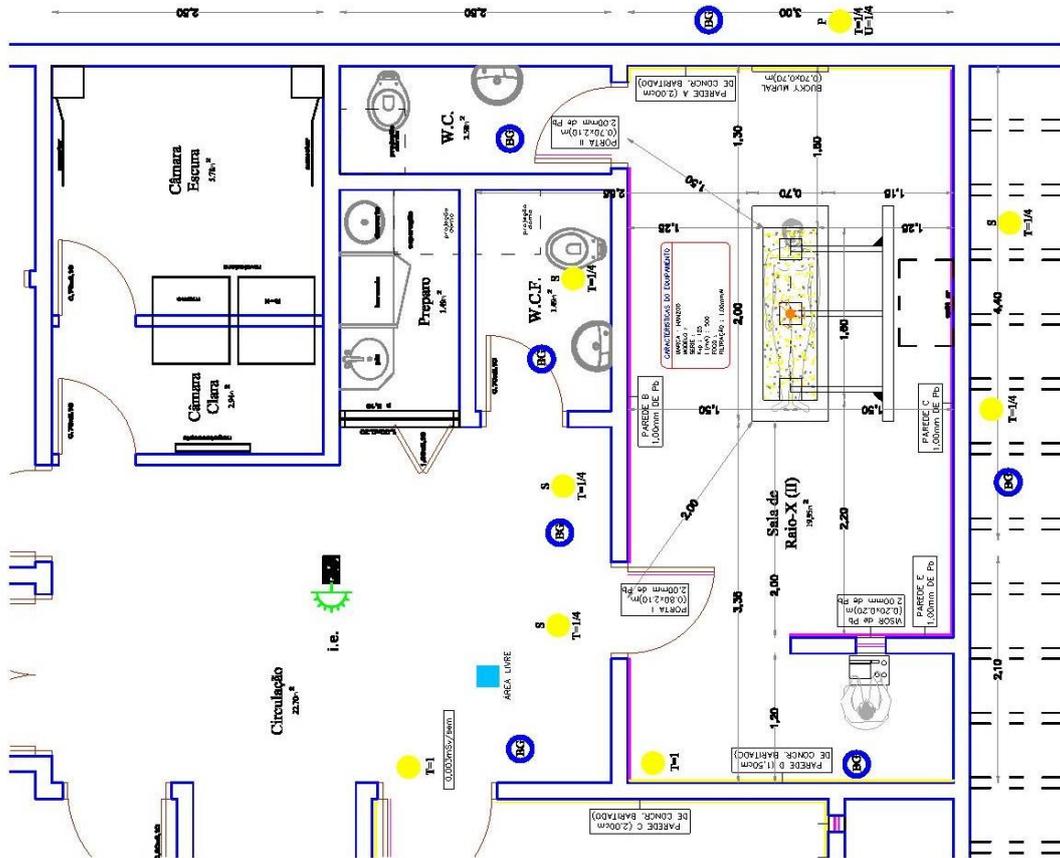
NÃO APRESENTA FUGA DE RADIAÇÃO PARA O INTERIORE DA SALA.

6

OS EPIS SÃO EXCELENTES ATENDENDO A RADIÇÃO INCIDENTE.

LEGENDA

- CONCRETO ARMADO ATÉ 2.50 m DE ALTURA
- Pb (LOCAL QUE ENTRA CONTEÚO CALIBRO) PARA NÃO ATERRAR EM PONTA
- (ÁREA LIVRE) $\leq (0.02)/sem$
- (ÁREA CONTRASTADA) = (0.02)/sem
- T = (PAREDE DE CONTRASTAÇÃO)
- U = (PAREDE DE USO)
- BS = RADIAÇÃO DE FUNDO
- BS = SÍMBOLO INTERNACIONAL DE RADIAÇÃO



TOMOGRAFO I

SALA DE TOMOGRAFIA

LEVANTAMENTO DIMENSIONAL

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: $K=130$ $m^3 \cdot m^{-1} \cdot 100$ $141=10s$

ESPESURA DO CONCRETO: $100mm$ (TODAS AS PAREDES, PORTAS E VISOR)

PAREDES: VISOR PLUMBÔNICO EM FUNÇÃO DE:

VISOR	m ² /sem	LMP	m ² /sem	LMP	TPO DE ÁREA
PAREDE A	BG	0,4	0,02	0,02	LVRE
PAREDE B	BG	0,4	0,02	0,02	LVRE
PAREDE C	BG	0,4	0,02	0,02	LVRE
PAREDE D	BG	0,4	0,02	0,02	LVRE
PORTA I	BG	0,4	0,02	0,02	LVRE
PORTA II	BG	0,4	0,02	0,02	LVRE
PORTA III	BG	0,4	0,02	0,02	LVRE
PORTA IV	BG	0,4	0,02	0,02	LVRE
POSICÃO RT	0,0000 (BG)	0,4	0,02	0,02	LVRE

RADIAÇÃO SECUNDÁRIA (FUCA)

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO: $K=130$ $m^3 \cdot m^{-1} \cdot 100$ $141=10s$

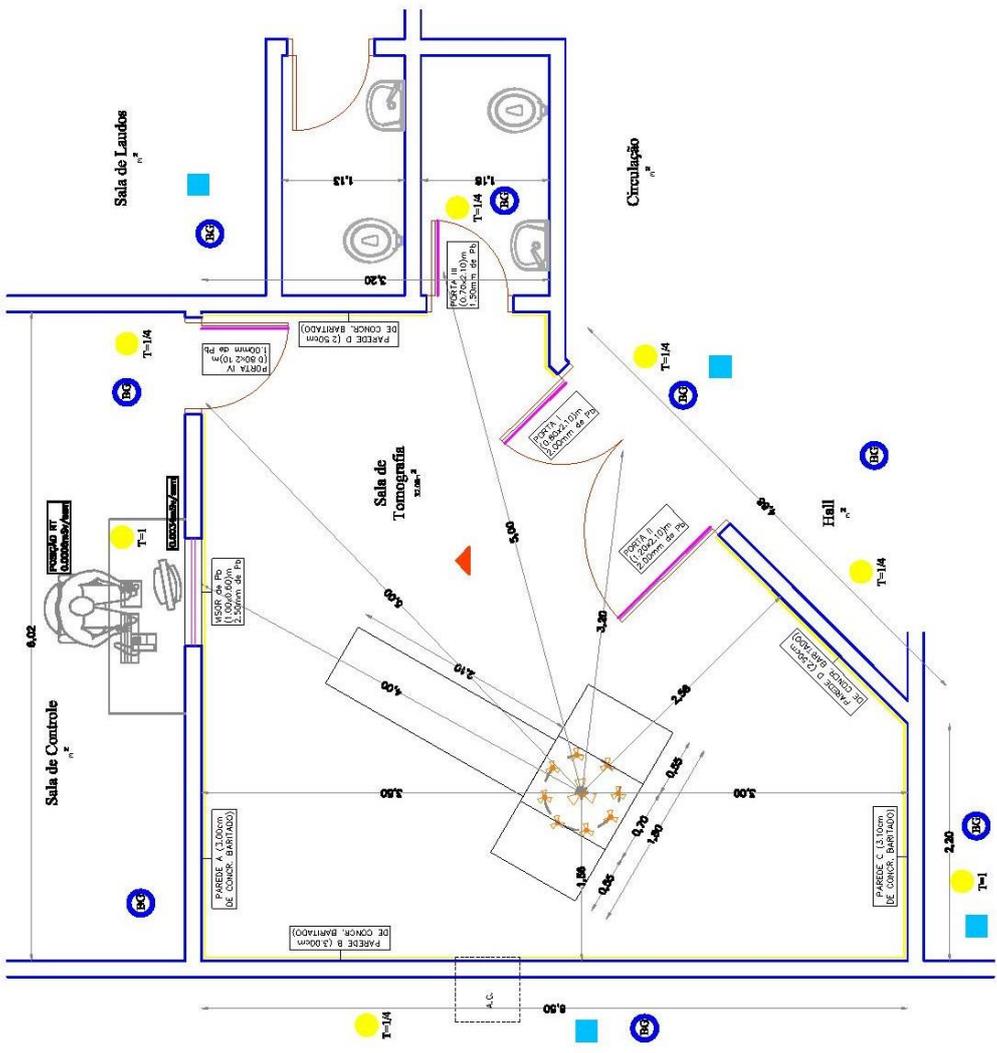
ESPESURA DO CONCRETO: $100mm$ (TODAS AS PAREDES, PORTAS E VISOR)

PAREDES: VISOR PLUMBÔNICO EM FUNÇÃO DE:

$S(A) = 800 - 800 = 000$ $cm^2 \cdot m^2 \cdot h$

NÃO APRESENTA FUCA EM CONFORMIDADE COM A PORTADA 454/98-NBR-14929

- LEGENDA**
- CONCRETO BARRIADO ATE 2,50 m DE ALTURA
 - PL (LOCAL QUE DEVERIA CONTER CHUVA) TODA ÁREA INTERNA DA PORTA
 - (ÁREA LIVRE) < (0,0000/m²)
 - (ÁREA CONTROLADA) = (0,0000/m²)
 - T = (FAVOR DE OCUPAÇÃO)
 - U = (FAVOR DE USO)
 - BC = RADIAÇÃO DE FUMO
 - DIAGRAMA INTERNACIONAL DE RADIAÇÃO



TOMOGRAFO II

TOMOGRAFO III

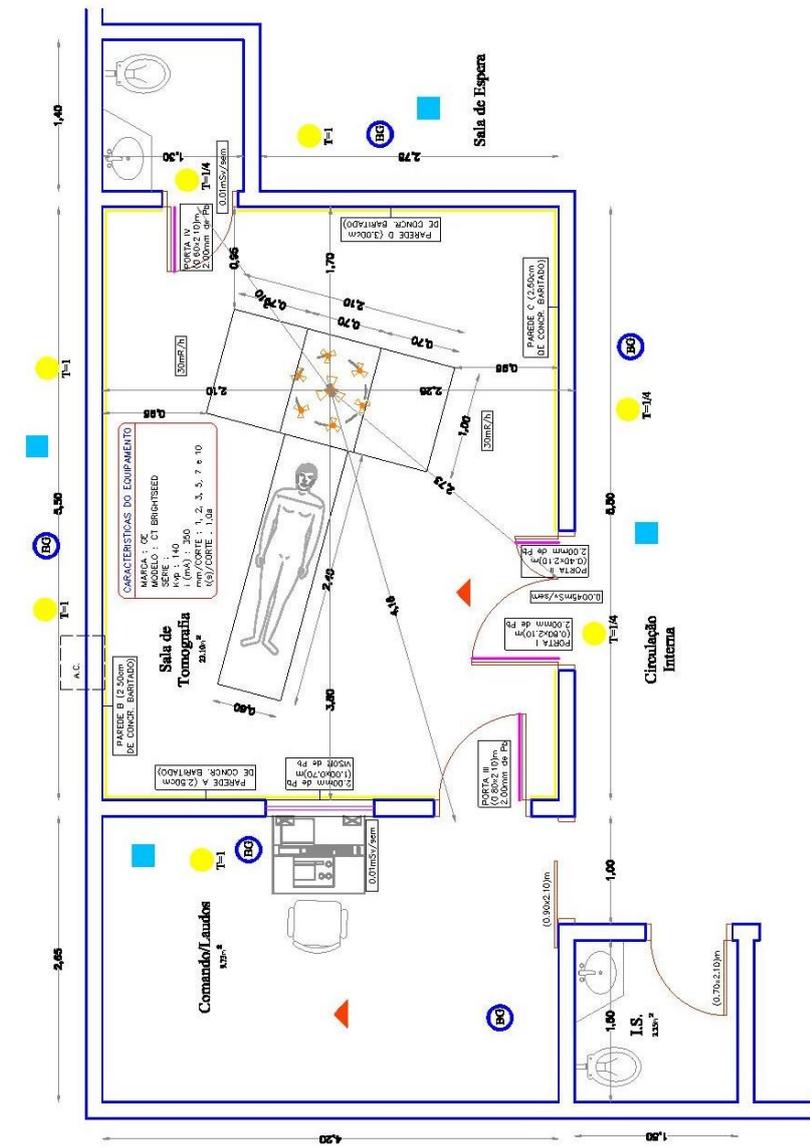
SALA DE TOMOGRAFIA

TIPO DE VISOR	CLASSIFICACAO DAS PAREDES, PORTAS E PORTAS	FATOR DE CORRECCAO	TIPO DE USO
PAREDE A	SECUNDARIA	1	CONTROLO
PAREDE B	SECUNDARIA	1/4	LIVRE
PAREDE C	SECUNDARIA	1/4	LIVRE
PAREDE D	SECUNDARIA	1/4	LIVRE
PORTA I	SECUNDARIA	1/4	LIVRE
PORTA II	SECUNDARIA	1/4	CONTROLO
PORTA III	SECUNDARIA	1/4	CONTROLO
PORTA IV	SECUNDARIA	1/4	CONTROLO
VISOR Ps	SECUNDARIA	1	CONTROLO

LEVANTAMENTO RADIOMETRICO	
RADIOACAO SECUNDARIA (DEFERSA)	
PARAMETROS DE OBSERVAÇÃO	INSTRUMENTO
PARTELES	PS
VISOR PLUMBINEIRO	PS
TIPO DE AREA	
PAREDE A	0,4
PAREDE B	0,4
PAREDE C	0,4
PAREDE D	0,4
PORTA I	0,0445
PORTA II	0,0445
PORTA III	0,0445
PORTA IV	0,0445
VISOR Ps	0,01

LEVANTAMENTO RADIOMETRICO	
RADIOACAO SECUNDARIA (FOCA)	
PARAMETROS DE OBSERVAÇÃO	INSTRUMENTO
RESULTADOS A 1,00m DO PUNTO FOCAL	
	4,2K 30mS/h

OS EPIS SÃO EXCELENTES ATENUADORES A RADIAÇÃO IONIZANTE. OBS.: VER AEREO, LAUDO DA CE.



LEGENDA

- CONCRETO BARTADO ATE 2,20 m DE ALTURA
- Ps (LOCAL QUE DEVERA CONSTAR CHUMBO)
- TOIA AREA INTERNA DA PORTA
- (< AREA LIVRE < (0,0010/sem))
- (> AREA CONTROLAGA > (0,010/sem))
- T - (FATOR DE COEFICACAO)
- U - (FATOR DE USO)
- BC = RADIAÇÃO DE FUNDO
- SÍMBOLO INTERNACIONAL DE RADIAÇÃO

TOMOGRAFO IV

SALA DE TOMOGRAFIA

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO			
RAMAÇÃO SECUNDÁRIA (GRUPADA) – TÉCNICA CIRCUNO			
PARÂMETROS DE OPERAÇÃO:	ISO=120	mA=300	t=3x5=15
RESOLUÇÃO A 1,00m DO PORTO FOCAL			
PARTEDES	WSP	WSP	TIPO DE ÁREA
PORTAS	mSv/hm	mSv/hm	
PARTEDE A	0,4	0,02	LIVRE
PARTEDE B	0,4	0,02	LIVRE
PARTEDE C	0,4	0,02	LIVRE
PARTEDE D	0,4	0,02	LIVRE
PORTA I	0,0045	0,4	LIVRE
PORTA II	0,4	0,4	LIVRE
WSP/PS	0,01	0,4	0,02
			LIVRE

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO			
RAMAÇÃO SECUNDÁRIA (FUGA)			
PARÂMETROS DE OPERAÇÃO:	ISO=120	mA=300	t=3x1=3
RESOLUÇÃO A 1,00m DO PORTO FOCAL			
PARTEDES	WSP	WSP	TIPO DE ÁREA
PORTAS	mSv/hm	mSv/hm	
PARTEDE A	0,4	0,02	LIVRE
PARTEDE B	0,4	0,02	LIVRE
PARTEDE C	0,4	0,02	LIVRE
PARTEDE D	0,4	0,02	LIVRE
PORTA I	0,0045	0,4	LIVRE
PORTA II	0,4	0,4	LIVRE
WSP/PS	0,01	0,4	0,02
			LIVRE

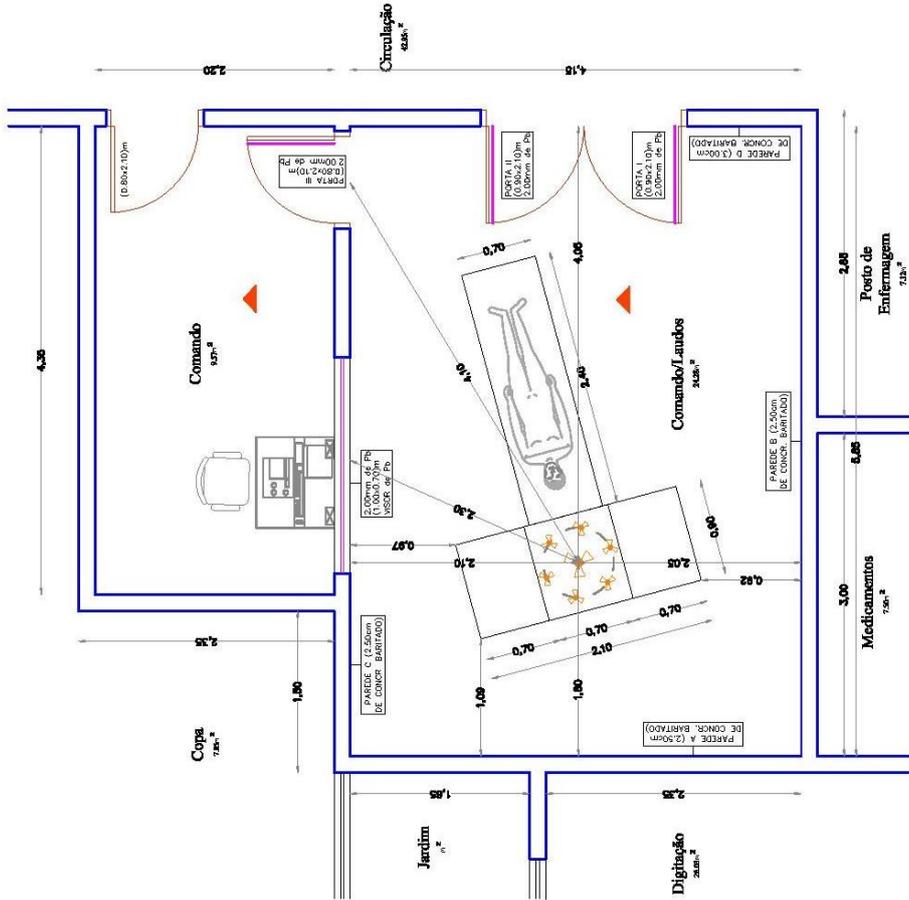


EM ACORDO COM A PORTADA 453/REBANITA

OS EPA, SÃO EXCIDENTES A TEMPORES A RADIAÇÃO INIZANTE
 OSE: SEM ANEXO, LAMBDO DA OC.

LEGENDA

- CONCRETO BARRIADO ATÉ 2,20 m DE ALTURA
- PS (LOCAL QUE DEVERIA CONSTAR CHUMBO) TODA ÁREA INTERNA DA PORTA.
- (ÁREA LIVRE) < (0,001/sem)
- (ÁREA CONTRIBUÍDA) = (0,01/sem)
- T = (FAVOR DE OCUPAÇÃO)
- U = (FAVOR DE USO)
- BC = RADIAÇÃO DE FUNDO
- SÍMBOLO INTERNACIONAL DE RADIAÇÃO



TOMOGRAFO V

SALA (R-X)

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO

RADIAÇÃO PRIMÁRIA

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO	mp=100	ms=100	ms=100	(Q)=1.0
PAREDES	0.00	0.00	0.00	0.00
PORTAS	0.00	0.00	0.00	0.00
TIPO DE AÉREA	LMP	LMP	LMP	LMP
MSR	ms²/sem	ms²/sem	ms²/sem	ms²/sem
PAREDE A	BG	0.4	0.02	LIVRE

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO

RADIAÇÃO SECUNDÁRIA (DISPERSA)

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO	mp=100	ms=100	ms=100	(Q)=1.0
PAREDES	0.00	0.00	0.00	0.00
PORTAS	0.00	0.00	0.00	0.00
TIPO DE AÉREA	LMP	LMP	LMP	LMP
MSR	ms²/sem	ms²/sem	ms²/sem	ms²/sem
PAREDE A	BG	0.4	0.02	LIVRE
PAREDE B	BG	0.4	0.02	LIVRE
PAREDE C	BG	0.4	0.02	LIVRE
PAREDE D	BG	0.4	0.02	LIVRE
PAREDE E	BG	0.4	0.02	LIVRE
PORTA I	BG	0.0015	0.4	0.02
PORTA II	BG	0.4	0.02	LIVRE
MSR DE P1	BG	0.4	0.02	LIVRE

LEVANTAMENTO RADIMÉTRICO

RADIAÇÃO DE FUGA (RADIÇÃO PRIMÁRIA)

PARÂMETROS DE OPERAÇÃO	mp=100	ms=100	ms=100	(Q)=1.0
PAREDES	0.00	0.00	0.00	0.00
PORTAS	0.00	0.00	0.00	0.00
TIPO DE AÉREA	LMP	LMP	LMP	LMP
MSR	ms²/sem	ms²/sem	ms²/sem	ms²/sem
PAREDE A	BG	0.4	0.02	LIVRE
PAREDE B	BG	0.4	0.02	LIVRE
PAREDE C	BG	0.4	0.02	LIVRE
PAREDE D	BG	0.4	0.02	LIVRE
PAREDE E	BG	0.4	0.02	LIVRE
PORTA I	BG	0.0015	0.4	0.02
PORTA II	BG	0.4	0.02	LIVRE
MSR DE P1	BG	0.4	0.02	LIVRE



LEGENDA

CONCRETO BARTADO ATÉ 2.20 m DE ALTURA
 P1 (LOCAL QUE DEVERIA CONSTAR CHUVIDO
 TODA ÁREA INTERNA DA PORTA

(ÁREA LIVRE) ≤ (0.0015 / sem)

(ÁREA CONTROLADA) = (0.015 / sem)

T = (FATOR DE OCUPAÇÃO)

U = (FATOR DE USO)

BG = RADIAÇÃO DE FUGA

SÍMBOLO INTERNACIONAL DE RADIAÇÃO

