UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

DANIELA PIAI GROPPO

Uma avaliação do uso do NCRP 151 na realidade brasileira

Botucatu

2009

DANIELA PIAI GROPPO

Uma avaliação do uso do NCRP 151 na realidade brasileira

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Homero Lavieri Martins
Supervisor: Roberto Morato Fernandez

Botucatu

2009

Aos meus pais
por tornarem tudo possível

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais ...

Odilair Groppo e **Cláudia Bertolini Piai Groppo**

... por acreditarem na minha capacidade mesmo quando eu mesma já não conseguia, por serem amigos e torcedores. Não sei para onde irei ou onde vou parar, mas tenho certeza de onde vim. A vocês, só posso dizer muito obrigada por terem permitido ser quem sou, pelo apoio, carinho, atenção e amor. Amo vocês!

Aos meus irmãos ...

Danilo Piai Groppo e **Anna Cláudia Piai Groppo**

... por serem tão cúmplices e tão presentes. Pelas brincadeiras, pelas risadas e pela admiração.

Fase dourada em que a gente
Pode criar e recriar a vida
À nossa própria imagem e semelhança
E vestir-se com todas as cores
E experimentar todos os sabores
E entregar-se a todos os amores
Sem preconceito nem pudor
Autor desconhecido

À minha avó ...

Orides Bertolini Piai

... uma inspiração de superação nas horas de dificuldade, por servir - me de exemplo de vida e por fazer me querer viver e não desistir dos meus sonhos.

"Há homens que lutam um dia, e são bons; Há homens que lutam por um ano, e são melhores; Há homens que lutam por vários anos, e são muito bons; Há outros que lutam durante toda a vida, esses são imprescindíveis"

Bertolt Brecht

Ao **Henrique Pravatta**, por todo sentimento, dedicação, companheirismo e compreensão, e pela amizade que deverá ser eternizada. Obrigada por iluminar meus dias mais escuros.

À **Turma III de Física Médica**, minha segunda família, que me acompanhou nos aprendizados e fracassos e principalmente nos sonhos.

"Nunca conheci quem tivesse levado porrada.
Todos os meus conhecidos têm sido campeões em tudo".

Álvaro Campos

As minhas amigas, **Camila**, **Zhu**, **Milena**, e em especial à **Lícia**, que fizeram daquele cantinho de estudo, daquelas horas de loucuras, daquelas horas de prazeres, o meu doce lar em Botucatu. Obrigada por estarem sempre ao meu lado, em todos os momentos. Já sinto saudades.

" Uma pessoa amiga é aquela que nos dá espaço e liberdade de ser"

Debbie Alicen

Ao **Prof. Homero**, fundamental na realização desse trabalho. Um orientador, um amigo!

Obrigado pelo apoio e inspiração no amadurecimento dos meus conhecimentos e conceitos, pelos incansáveis aconselhamentos, pelas horas dedicadas, por tudo!

"O homem pode tanto quanto sabe"
Francis Bacon

Aos **meus professores**, cujo prazer de ensinar, dedicação, e conhecimentos, formam parte do que eu sou.

À **Deus**, a quem só posso agradecer por ter me permitido viver tudo que não pude descrever, conhecer pessoas que fizeram parte da minha vida e ter me dado uma família tão especial.

Nós, folhas soltas,
desde a gênese,
desenhamos as florestas do quotidiano;
e, com pés calçados ou não,
ano a ano,
calcamos o próprio caminhar.
Vera Consuelo Miranda e Souza

OBRIGADA!

“Toda a ciência, contraposta à realidade é primitiva e infantil. E apesar disso, é a coisa mais preciosa que temos”

Albert Einsten

RESUMO

A Física Médica é uma área interdisciplinar que aplica conceitos e leis da Física nas práticas médicas. Atualmente, uma de suas principais aplicações é o emprego de radiações ionizantes no tratamento de doenças oncológicas. Devido à sua alta periculosidade e vasta utilização, muitos procedimentos de radioproteção devem ser adotados com o objetivo de proteger o ser humano dos efeitos nocivos da radiação. Dessa forma, pode-se usufruir melhor dos benefícios que a prática pode oferecer. A metodologia proposta pelo *National Council on Radiation Protection* 151 (NCRP 151), relaciona as informações técnicas necessárias ao projeto e instalação de estruturas de blindagem para serviços que fazem uso de aparelhos de megavoltagem. Entretanto, muitos parâmetros empregados para o cálculo de blindagem são baseados somente em estimativas, além de se tratar de uma norma internacional que talvez não seja adequada à realidade do Brasil. Dessa forma, a idéia central deste estudo é o levantamento de dados da rotina do Serviço de Radioterapia da Real e Benemérita Associação Portuguesa de Beneficência, em particular do equipamento de cobaltoterapia Theratron 780 (Atomic Energy of Canada Ltd.) e do acelerador linear Varian Clinac 2100C, para medida da carga de trabalho, número de pacientes tratados, campos, dose e fator uso para determinar a melhor barreira de proteção. Além disso, esse trabalho caracteriza um perfil dos tratamentos radioterápicos realizados, mais próximo da realidade brasileira.

Palavras-chave: Radioterapia - Radiações Ionizantes - NCRP 151 – Blindagem

ABSTRACT

Medical Physics is an interdisciplinary field that applies concepts and laws of physics in medical practices. Currently, one of its main applications is the use of ionizing radiation in the treatment of oncological diseases. Due to its wide use and highly dangerous, many of radioprotection procedures should be adopted with the objective of protecting human beings from harmful effects of radiation. Thus, you can better enjoy the benefits that the practice can offer. The methodology proposed by the National Council on Radiation Protection 151 (NCRP 151), relates technical information necessary to Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma- Ray Radiotherapy Facilities. However, many parameters used to calculate the shield are based on estimates only, and it is an international standard that may not be adequate to the Brazilian reality. Thus, the central idea of this study is the collection of data from the routine of the Radiotherapy Service of the Real e Benemérita Associação Portuguesa de Beneficência, in particular equipment cobalt therapy Theratron 780 (Atomic Energy of Canada Ltd.) and the linear accelerator Varian Clinac 2100C for measurement of workload, number of patients, fields, and dose factors to determine the best use of barrier protection. Furthermore, this work features a profile of radiotherapy treatments carried out closer to the Brazilian reality.

Key - words: Radiation Therapy - Ionizing Radiations - NCRP 151 – Shielding

SUMÁRIO

RESUMO..... 7

ABSTRACT 8

1 INTRODUÇÃO 12

1.1 BREVE HISTÓRICO..... 12

1.2 PRINCICIPIOS GERAIS DA RADIOPROTEÇÃO 14

1.3 GRANDEZAS E UNIDADES..... 15

1.3.1 Exposição (X) 16

1.3.2 KERMA..... 16

1.3.3 Dose Absorvida (D)..... 17

1.3.4 Dose Equivalente (H)..... 17

1.3.5 Dose Equivalente Efetiva (H_E)..... 18

1.4 PARÂMETROS PARA CÁLCULO DE BLINDAGEM..... 18

1.4.1 Áreas Controladas e Não Controladas..... 18

1.4.2 Carga de Trabalho (W)..... 19

1.4.3 Fator Uso (U)..... 20

1.4.4 Fator Ocupacional (T)..... 21

1.5 BARREIRAS DE PROTEÇÃO..... 22

1.6 MATERIAIS PARA BLINDAGEM..... 24

1.6.1 Concreto Comum..... 24

1.6.2 Concreto de Alta Densidade..... 25

1.7 MÉTODOS DE CÁLCULO..... 26

1.7.1 Conceitos Básicos..... 26

1.7.2 Barreira Primária..... 27

1.7.3 Barreira Secundária..... 28

2 OBJETIVOS..... 30

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... 30

3 MATERIAIS E METODOLOGIA..... 31

3.1 COLETA DE DADOS..... 31

3.2 THERATRON 780..... 31

3.3 CLINAC 2100C..... 32

3.4 FATOR DE TRANSMISSÃO..... 34

3.5 CARGA DE TRABALHO..... 34

3.6 FATOR USO..... 34

3.7 FATOR OCUPACIONAL..... 35

4 RESULTADOS..... 36

4.1 THERATRON 780..... 37

4.2 CLINAC 2100C..... 41

4.2.1 Fótons – 6MV 42

4.2.2 Fótons – 15MV..... 45

4.2.3 Elétrons..... 47

5 DISCUSSÃO..... 51

6 CONCLUSÃO..... 58

5 REFERÊNCIAS..... 60

1 INTRODUÇÃO

A manutenção de níveis de radiação ionizante abaixo dos limites exigidos por normas nacionais e internacionais é um tema amplamente abordado em todo o mundo.

A publicação número 151 do *National Council on Radiation Protection* (NCRP 151) talvez seja o documento mais importante atualmente no âmbito do cálculo de barreiras de proteção para manter os níveis de exposição de indivíduos ocupacionalmente expostos e do público em níveis aceitáveis. Este relatório apresenta recomendações e informações técnicas relacionadas ao projeto e instalação de estruturas de blindagem para serviços que fazem uso de aparelhos de megavoltagem – raios-X ou raios gama. As informações contidas no NCRP-151[1] substituem as recomendações do relatório *National Council on Radiation Protection No. 49* (NCRP 49 de 1976) [2] e vêm complementar os relatórios publicados posteriormente, NCRP 51 de 1977 [3] e o NCRP 79 de 1984.

As fontes de radiação na Medicina, seja na Radioterapia, objeto deste trabalho, seja na Radiologia Diagnóstica ou na Medicina Nuclear, exigem precauções especiais, que podem incluir paredes, tetos e pisos corretamente dimensionados, bem como biombos ou revestidos de materiais atenuadores que garantam que os níveis de radiação nas adjacências do local de uso da radiação sejam compatíveis com os limites de dose para o tipo de público ocupante da área em questão [4].

1.1 Breve Histórico

A partir da descoberta dos raios-X por Wilhelm Konrad Röntgen em 1895, houve uma disseminação rápida do seu uso, atingindo um nível significativo entre os métodos diagnósticos médicos e mais tarde terapêuticos.

"*Uma grande parte das descobertas científicas, que trazem benefícios à raça humana, trazem consigo também certa quantidade de danos pela produção, direta ou indireta, de*

algum mal ou doença em especial. Os raios X de Röntgen não aparentam ser uma exceção a esta regra – considerando-se estruturas da pele – e diversos casos já foram registrados"[5]. Este relato, de um dos pioneiros na pesquisa dos efeitos da radiação X à saúde, já demonstrava a preocupação da classe científica, logo no final do século XIX.

Com o crescente aparecimento de efeitos na pele, como dermatite e escamações, muitos pesquisadores da época tentaram criar teorias para explicar esses efeitos. A partir de então, os benefícios proporcionados por este tipo de radiação passaram a ser analisados em comparação com os danos ocasionados, motivando o surgimento de regras capazes de proteger os indivíduos dos riscos, ao mesmo tempo em que permitiam atividades que faziam uso deste tipo de radiação. Uma sequência de acontecimentos fundamentou os conceitos de proteção radiológica, que são utilizados até hoje. Uma revisão publicada por Archer, faz um breve relato dos fatos comuns ao trabalho [4,6,7].

A princípio, foram realizadas experiências para estudar os danos causados pela radiação e que levaram à conscientização de que seria necessário o uso de métodos de proteção. Após estudos detalhados, Rollins, em 1902, propôs a utilização de óculos absorvedores, encapsulamento dos tubos de raios X com chumbo e limitação do campo de radiação à região de interesse clínico. Entre 1913 e 1922, criaram-se os primeiros guias de proteção radiológica, mas somente entre 1922 e 1928 surgiram as primeiras recomendações oficiais de radioproteção para trabalhadores. Nessa mesma época, surgiram as primeiras tentativas de quantificação de espessuras necessárias para proteger operadores e público, e o conceito de tolerância à dose. Na determinação desses limites de dose tolerável, foram adotados níveis de referência, espessuras de blindagem, distâncias dos tubos de raios X à barreira, introduzido-se pela primeira vez a idéia de carga de trabalho. O período seguinte foi marcado pela fundação da ICRP em 1928; que passou a definir os limites e as principais diretrizes de radioproteção que vêm sendo seguidas pela maioria dos países. Alguns anos depois, o Comitê do *Nacional Bureau of Standards* (NBS) dos Estados Unidos que, mais tarde, em 1969, formaria o *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) iniciou a publicação de relatórios com a descrição de algumas recomendações especificas para a construção de salas, detalhando aspectos de construção de portas, formas de materiais protetores, levando em conta a energia da radiação utilizada[4].

1.2 Princípios Gerais da Radioproteção

Diversas áreas da ciência têm seu desenvolvimento vinculado, em maior ou menor grau, à utilização da radiação ionizante. Contudo, a radiação só tem a trazer benefícios à humanidade quando aplicada de maneira consciente por profissionais qualificados e principalmente, respeitando as recomendações da forma racional de sua utilização [4,8].

As recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), publicação 26 [9] e publicação 60 [10] servem de base para as normas de Proteção Radiológica em vigência no Brasil. A síntese principal dos conceitos de Radioproteção constam no ICRP 26, cujos 3 princípios básicos são:

(a) Justificativa de uma prática: 'Nenhuma prática que envolva exposição à radiação deve ser adotada a menos que produza um benefício líquido positivo ao indivíduo exposto ou à sociedade';

(b) Otimização: Segue a filosofia ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*), segundo a qual 'todas as doses devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente executável, com fatores econômicos e sociais sendo levados em consideração'; e

(c) Limitação de Dose: 'o equivalente de dose para indivíduos não excederá os limites recomendados pela Comissão (ICRP) para circunstâncias apropriadas'.

No Brasil, o órgão responsável pela regulamentação de normas concernentes à proteção radiológica é Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). A norma geral atualmente vigente é a CNEN-NN 3.01 "Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica"[11], de janeiro de 2005, que atende quase que integralmente com as recomendações da ICRP. A tabela 1 apresenta os valores anuais admissíveis para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e para indivíduos do público estabelecidos pela CNEN-NN 3.01.

Tabela 1 - Limites de dose anuais máximos admissíveis segundo o documento CNEN-NN-3.01 "Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica" publicado em janeiro de 2005

Grandeza	Órgão	IOE	Público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	20 mSv[a]	1 mSv[b]
Dose Equivalente	Cristalino	150 mSv	15 mSv
	Pele	500 mSv	50 mSv
	Mão e Pé	500 mSv	-

Fonte: CNEN, 2005.[11]

[a] Média ponderada em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.
[b] Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

Os princípios gerais da radioproteção, tais como os limites estabelecidos pelas normas vigentes, permitem entender a importância de serem mantidas práticas de limitação de dose individual de maneira justificável e otimizada.

1.3 Grandezas e Unidades

Muitas tentativas foram feitas para quantificar os efeitos das radiações ionizantes. Com o tempo, foram sendo introduzidas as grandezas e unidades da radioproteção. Compete à Comissão Internacional de Unidades e Medidas (ICRU) e à Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) tanto a tarefa de organizar e padronizar as grandezas usadas para caracterização da radioatividade e dos campos de radiação, quanto a descrição de sua interação com a matéria e quantificação dos seus efeitos. A primeira publicação da ICRU define grandezas básicas e operacionais e a segunda é responsável pelas grandezas limitantes de radioproteção[6,12].

Com isso, foi desenvolvido ao longo dos anos um conjunto de grandezas e relações entre grandezas de proteção radiológica com o intuito de monitorar a radiação externa. Nesta seção estarão detalhadas as definições e as unidades de cada uma dessas grandezas.

1.3.1 Exposição (*X*)

A exposição é a grandeza definida como sendo a quantidade total de cargas elétricas *dQ* por unidade de massa *dm*, esta grandeza foi introduzida no ICRU Report n° 33, como sendo:

$$X = \frac{dQ}{dm} \qquad (1)$$

em que *dQ* é a quantidade total de cargas de um único sinal (positivas ou negativas) produzidas no ar quando todos os elétrons liberados pelos fótons em um elemento de volume de ar, cuja massa é *dm*, são completamente parados no ar[6].

A unidade da grandeza da exposição no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o C/kg.

1.3.2 KERMA

O KERMA (*Kinetic Energy Released in Matter*) é definido como sendo a soma das energias cinéticas iniciais (dE_{tr}) de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material com massa *dm*. Essa unidade também está definida no ICRU 33, como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \qquad (2)$$

O KERMA tem dimensões de energia por unidade de massa e se exprime em gray (Gy), sendo 1 Gy = 1 J/kg[6,12].

1.3.3 Dose Absorvida (*D*)

A Dose Absorvida é a quantidade de energia depositada (*dE*) pela radiação ionizante em qualquer meio, por unidade de massa do material absorvedor[12]. É expressa pela equação:

$$D = \frac{dE}{dm} \qquad (3)$$

Essa grandeza, diferentemente das anteriores, foi criada no ICRU 51.

Nas unidades do SI, a grandeza dose absorvida é expressa em Gy.

1.3.4 Dose Equivalente (H)

Uma outra grandeza definida pelo ICRU 51, leva em consideração o tipo de radiação incidente para se obter a dose. O termo que expressa a diferenciação de acordo com o tipo de radiação usada é o fator qualidade (Q)[13]. Matematicamente a dose equivalente é representada por:

$$H = D.Q \qquad (4)$$

em que D é a Dose Absorvida.

A unidade da grandeza dose equivalente é o sievert (*Sv*),.tal que:

1 Sv = 1 J/kg

1.3.5 Dose Equivalente Efetiva (H_E)

Essa é uma grandeza utilizada para se avaliar o dano que um determinado tipo de radiação faz a diferentes tecidos biológicos. Está baseada no princípio de que, para certo nível de dose, os riscos sejam os mesmos se o corpo for irradiado uniformemente ou se a radiação for localizada em determinado órgão[13].

A grandeza pode ser calculada por:

$$H_E = \sum_i w_i \times H \qquad (5)$$

sendo w_i um fator de ponderação para cada órgão.

Assim como a dose equivalente, a grandeza dose equivalente efetiva é medida em Sv.

1.4 Parâmetros para Cálculo de blindagem

1.4.1 Áreas Controladas e Não Controladas

Cada área adjacente a uma fonte de radiação pode ser classificada, de acordo com a CNEN NN 3.01, como área livre, supervisionada ou controlada, assim definidas [11]:

Área livre - qualquer área que não seja classificada como área controlada ou área supervisionada.

Área supervisionada - área para a qual as condições de exposição ocupacional são mantidas sob supervisão, mesmo que medidas de proteção e segurança específicas não sejam normalmente necessárias.

Área controlada - área sujeita a regras especiais de proteção e segurança com a finalidade de controlar as exposições normais, prevenir a disseminação de contaminação radioativa e prevenir ou limitar a amplitude das exposições potenciais.

A classificação de cada área ajuda a estabelecer as regras de controle de acesso, bem como os limites de dose em cada uma delas.

1.4.2 Carga de Trabalho (W)

A Carga de Trabalho para equipamentos de Radioterapia é a dose absorvida integral a uma profundidade de dose máxima, a um metro da fonte [1]. Para aceleradores lineares ou para fontes gama geralmente se calcula a carga de trabalho em termos de kerma do feixe útil de radiação por semana, a uma distância de 1 metro da fonte. Embora várias publicações tragam valores padronizados para W, esse parâmetro depende dos métodos de trabalho de cada serviço e deve ser determinado individualmente para cada local e máquina[14].

Habitualmente, a Carga de Trabalho é estimada a partir do número médio de pacientes tratados por semana, e a dose absorvida que cada paciente recebe. Tratamentos em aceleradores modernos envolvem o uso de feixes de raios-X de alta e baixa energia, além de feixes de elétrons de várias energias. Para determinar a espessura da barreira para radiações primárias e secundárias pode ser necessário considerar a carga de trabalho de cada energia.

A unidade que expressa esse parâmetro é Gy. ano^{-1} ou $Gy.sem^{-1}$.

O NCRP 49, recomenda o uso de W = 1000 Gy/semana para aceleradores de até 10 MV, e o NCRP 51 recomenda W = 500 Gy/semana para aceleradores lineares de alta energia. Esses valores são recomendados para uso se o valor de W não puder ser determinado através de conhecimentos diretos do uso do acelerador. Uma pesquisa feita por Kleck e Elsalim (1994) determinou que aceleradores operantes para 6 MV têm uma carga de trabalho inferior a 350 Gy/semana e que as cargas de trabalho para aceleradores lineares de dupla energia são menores

que 250 Gy/semana. Em uma pesquisa mais recente, Mechalakos (2004), obteve valores de 450 e 400 Gy/semana, para aceleradores simples de 6 MV de energia, e máquinas de dupla energia – 6 e 15 MV – respectivamente. Porém, para uma carga de trabalho mais precisa, pode-se estimar o número médio de pacientes, baseando-se em fatores como, números de tratamentos realizados por máquinas instaladas, fatores históricos e demográficos [1].

Através de uma pesquisa minuciosa do perfil dos tratamentos realizados em serviços de radioterapia já existentes, é possível coletar dados que permitam saber fielmente os valores de carga de trabalho e fatores de uso para várias angulações do gantry, diferentes energias e tamanhos de campo.

1.4.3 Fator Uso (U)

O fator uso é um parâmetro adimensional, que considera a fração da carga de trabalho em direção a uma barreira primária particular. Esse fator depende exclusivamente das técnicas utilizadas em determinado serviço[1].

O NCRP-151 traz alguns valores a serem adotados para fator uso, que estão representados na tabela 2.

Tabela 2 - Fatores Uso para acelerador de alta energia (raio X modo duplo) distribuídos por intervalos de ângulos do gantry de 90° e 45°

Intervalos de ângulos (°)	U(%)
Intervalos de 90°	
0	31,0
90	21,3
180	26,3
270	21.3
Intervalos de 45°	
0	25,6
45	5,8
90	15,9
135	4,0
180	23,0
225	4,0
270	15,9
315	5,8

Fonte: NCRP, 2005 [1].

1.4.4 Fator Ocupacional (T)

O fator de ocupação (T) pondera a quantidade de radiação que alcança uma determinada área em função da fração média do tempo que um indivíduo a possa ocupar. O fator ocupação, contudo, não é a fração do tempo em que a área em questão é ocupada por qualquer pessoa, mas sim a fração do tempo que o indivíduo que permanece mais naquela região, realmente estará lá[1,4].

Para casos que não possam ser individualizados, o NCRP-151 sugere os fatores ocupacionais expressos abaixo[1]:

- Áreas de ocupação plena como área de controle do equipamento, posto de enfermagem, sala de planejamento, área de recepção: T=1
- Salas de tratamento adjacentes, salas de exame: T = 1/2

- Corredores, banheiro de funcionários: T=1/5
- Porta da sala do equipamento: T = 1/8
- Banheiros públicos, salas de espera sem recepção: T = 1/20
- Áreas externas, estacionamentos sem manobrista, elevadores sem ascensoristas: T=1/40.

1.5 Barreiras de Proteção

Na prática radioterápica, a radiação a ser considerada pode ser dividida em radiação primária e radiação secundária (Figura 1).

A radiação primária, também chamada de feixe útil, é a radiação emitida diretamente pelo aparelho, e que é utilizada para a terapia do paciente. As barreiras primárias são, portanto, a parede, o teto e o chão ou outras estruturas que interceptam o feixe primário. Essa radiação é limitada em sua direção pela posição da máquina na sala e pelo campo máximo de radiação.

A radiação secundária consiste na radiação espalhada que é produzida pela interação com os pacientes ou outros objetos, e pela a radiação de fuga, aquela que atravessa a proteção da fonte. As barreiras secundárias são quaisquer estruturas que interceptam a radiação secundária.

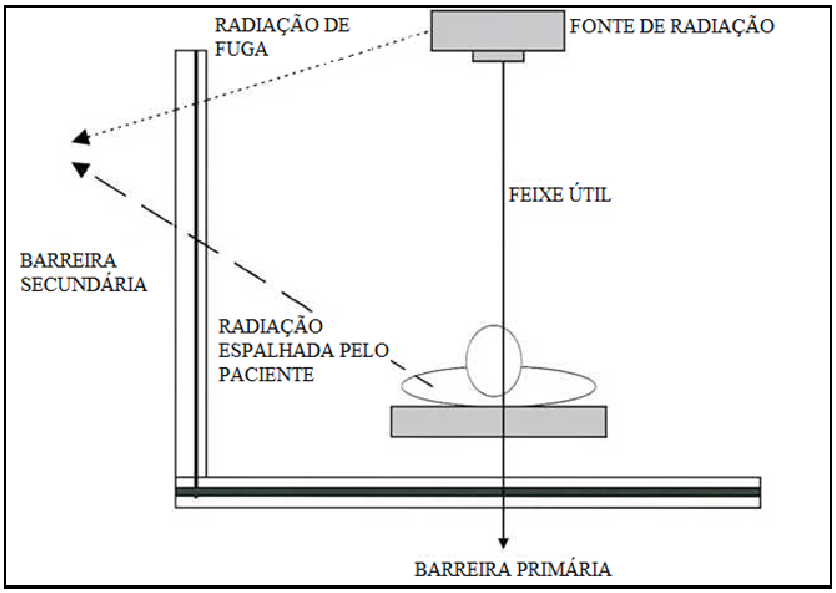


Figura 1 - Esquema do feixe de radiação primária atravessando o paciente e atingindo a barreira primária, radiação espalhada pelo paciente e radiação de fuga atingindo a barreira secundária[1].

A proteção dos indivíduos às radiações primária e secundária segue um ou mais dos seguintes métodos:

(a) Maximização da distância à fonte de radiação;

(b) Limitação do tempo de exposição;

(c) Blindagem da fonte de radiação.

Para o presente trabalho, o método de interesse é o terceiro, blindagem da fonte de radiação. A eficiência dessa blindagem depende dentre outros fatores, do material a ser utilizado e do tipo de radiação emitida pela fonte.

1.6 Materiais para Blindagem

Barreiras de proteção primárias para instalações de megavoltagem têm normalmente espessura de várias dezenas de centímetros de concreto ou uma espessura equivalente de outro material atenuador. Porém, para garantir uma construção economicamente viável, alguns cuidados devem ser tomados, como a localização da sala e a orientação do feixe de radiação. Características do material da blindagem também devem ser levadas em consideração.

Diversos materiais podem ser utilizados em blindagem e os cálculos de blindagem devem ser realizados considerando as propriedades específicas de cada um deles. A espessura do material deve ser suficiente para que atenue a intensidade da radiação aos limites de dose previstos nas regulamentações. O concreto tem sido amplamente utilizado para blindagem de salas de radioterapia, pois possui a vantagem do custo baixo e da facilidade de construção. No entanto, as paredes se tornam bastantes espessas devido ao número atômico e densidade relativamente baixos[1,14].

Para a construção de barreiras primárias deve-se considerar também possíveis futuras mudanças de técnicas, já que este fato pode ocasionar um significante crescimento dos fatores de uso e da carga de trabalho [1].

1.6.1 Concreto Comum

Como dito anteriormente o concreto tem muitas vantagens e é o material mais comumente utilizado. Ele pode ser conformado em muitas configurações e oferece uma boa blindagem para raios X. O concreto é relativamente barato e o gasto com a construção em si é bem mais que a metade do custo, de forma que muitas vezes é mais barato utilizar mais concreto do que construir formas mais elaboradas. A densidade geralmente considerada para o concreto comum é de 2,35 g/cm^3 [1].

1.6.2 Concreto de alta densidade

Concreto de alta densidade é normalmente usado para a construção de salas de tratamento que utilizam radiação. Qualquer concreto com densidade superior a 2,35 g/cm^3 entra nesta classe.

Para aumentar a densidade do concreto são adicionados alguns agregados com altas densidades para aumentar a atenuação de fótons. Alguns desses são minérios de ferro e minerais como hematita e ilmenita, minério de bário como barita, ou materiais ferrosos. A densidade pode alcançar até 5,2 g/cm^3 para minérios de ferro, 4,4 g/cm^3 para minérios de bário, e até 7 g/cm^3 para materiais ferrosos. Porém as principais desvantagens de sua utilização são o alto custo e as dificuldades de seu manuseamento[1].

Também pode ser usado aço de baixo teor de carbono, que devido a sua alta resistência são utilizados como componentes estruturais, placas de aço podem complementar paredes de concreto e servir de preenchimento de recessos em paredes[1].

Na tabela 1.3 estão relacionadas as características dos principais materiais utilizados em blindagem.

Tabela 3 - Propriedades físicas de materiais mais utilizados para blindagem de radiação de megavolagem.

Material	Densidade (g/cm3)	Número Atômico	Custo Relativo
Concreto comum	2,3 - 2,4	11,0	1,0
Concreto denso	3,0 - 4,8	26,0	5,8
Aço de baixo C*	7,9	26,0	3,0
Chumbo	11,4	82,0	22,0

Fonte: INCA, 2000[13].

*C = Carbono

1.7 Métodos de Cálculo

1.7.1 Conceitos Básicos

O método de cálculo para blindagem tem se baseado em uma simples equação empírica desenvolvida por Mutscheller (1925; 1926) refinada posteriormente pelo NCRP (1976;1977).

O conceito básico está ilustrado na figura 1.2, onde o indivíduo localizado em O está protegido de uma fonte de radiação S que está a uma distância d.

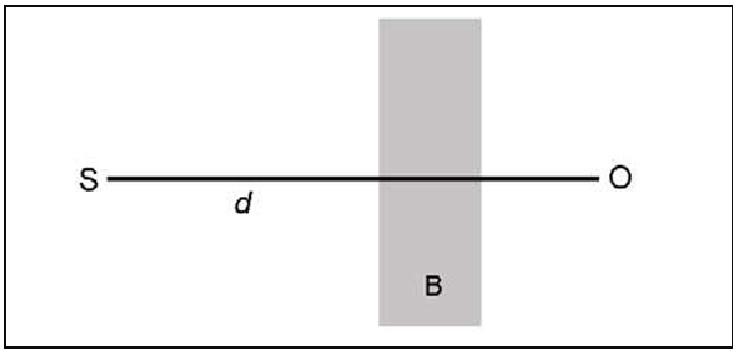


Figura 2 - Esquema básico de blindagem de um indivíduo localizado em O, protegido da fonte S a uma distância d por uma barreira B[1].

O nível de proteção é dado pelo limite de dose (P), que depende da classificação da ocupação ser feita por indivíduos ocupacionalmente expostos em uma área controlada ou por membros do público em uma área não controlada. Se a fonte de radiação produz um nível superior a P em O, então a barreira B é usada para atenuar o nível de radiação e P não ser excedido[1].

1.7.2 Barreira Primária

A radiação transmitida por uma barreira primária é dada pela relação [1]:

$$B_{prim} = \frac{P(d_{pri})^2}{WUT} \quad (6)$$

B_{prim} = fator de transmissão

P = limite de dose derivado semanal das regiões externas (Sv.semana^{-1})

d = distância do alvo ou fonte ao ponto de proteção (metros)

W = Carga de Trabalho (Gy.sem^{-1})

U = Fator Uso

T = Fator Ocupacional

A espessura da barreira pode ser determinada usando a cama decirredutora (CDR), ou seja a espessura necessária para atenuar o feixe 1/10, neste caso, o número de CDR é dado por :

$$n = -log\ (B_{pri}) \quad (7)$$

A espessura da barreira ($t_{barreira}$) é dada por [1]:

$$t_{barreira} = CDR_1 + (n-1)CDR_e \quad (8)$$

A primeira camada decirredutora (CDR_1) e a de equilíbrio (CDR_e) do material desejado são usadas para considerar as mudanças do espectro da radiação que penetra a barreira. Os valores para de CDR para o concreto, que utilizaremos nesse trabalho são para fótons de 6 MV, 37 cm e 33 cm, CDR_1 e CDR_e, respectivamente; para fótons de 15 MV, temos 44 cm e 41 cm.

Então, quando a espessura da barreira ($t_{barreira}$) é maior que a primeira CDR, o fator de transmissão total (B) é dado pela equação 1.2 [1].

$$B = (10^{-1})^{10^{-\left[\frac{(t-CDR_1)}{CDR_s}\right]}} = 10^{-\left\{1+\left[\frac{(t-CDR_1)}{CDR_s}\right]\right\}} \quad (9)$$

1.7.3 Barreira Secundária

O cálculo de barreira secundária é feito em duas fases, a primeira calculando a espessura de blindagem necessária para proteger determinada região de interesse contra a radiação espalhada pelo paciente ou por outras superfícies espalhadoras e a outra considerando a espessura da barreira necessária para atenuar a radiação de fuga[1].

Para o cálculo de barreira secundária referente à radiação espalhada, adota-se a equação 1.3, descrita no NCRP 151[1].

$$B_{ps} = \frac{P}{\alpha WT} d_{esp}^{\ 2} d_{sec}^{\ 2} \frac{400}{F} \quad (10)$$

onde:

P = limite de dose derivado semanal das regiões externas ($Sv.semana^{-1}$)

W = Carga de Trabalho ($Gy.sem^{-1}$)

T = Fator Ocupacional

d_{esp}= distância do alvo à superfície espalhadora (metros).

d_{sec}= distância do objeto espalhador ao ponto de interesse (metros).

α = fração de espalhamento ou fração da dose de feixe primário que espalha a um ângulo particular, ou seja, a razão entre a intensidade da radiação espalhada a 1 metro do objeto espalhador e a da radiação primária a 1 metro do alvo

F = área do campo de radiação (cm^2).

O valor 400 assume uma fração de espalhamento normalizada para um tamanho de campo igual a 20 cm x 20 cm.

Note-se que o Fator Uso para a radiação espalhada é igual a 1. Estritamente falando, U é uma função do ângulo do *gantry*. Entretanto, se o cálculo for realizado com o menor ângulo de espalhamento e o fator uso de 1 for também utilizado, a espessura da barreira estará superestimada devido a fração de espalhamento ser alta para o menor ângulo[1].

O fator de transmissão para a radiação de fuga (B_f) é dado pela equação 1.4[1].

$$B_f = \frac{P d_f^2}{10^{-5} W T} \qquad (11)$$

Onde:

P = limite de dose derivado semanal das regiões externas ($Sv.semana^{-1}$)

W= Carga de Trabalho ($Gy.sem^{-1}$)

T = Fator Ocupacional

d_f = distância do alvo até o ponto de interesse (metros)

2 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo o levantamento e a utilização de dados do Serviço de Radioterapia da Real e Benemérita Associação Portuguesa de Beneficência, para estabelecer novos parâmetros para cálculo de blindagem de salas que comportam equipamentos de megavoltagem, além de observar se os dados de carga de trabalho e fator uso são compatíveis aos recomendados pelo NCRP -151.

2.1 Objetivos Específicos

- Análise dos valores de Carga de Trabalho, obtidos pelos dados dos tratamentos realizados no Theratron 780 e no Clinac 2100C;
- Análise dos valores de Fator Uso, obtidos pelos dados dos tratamentos realizados no Theratron 780 e no Clinac 2100C;
- Avaliação da espessura de blindagem para a sala do Theratron 780 e do Clinac 2100C, com os parâmetros obtidos na rotina;
- Confrontação dos dados obtidos no trabalho com os valores estabelecidos pela NCRP-151.

3 MATERIAIS E METODOLOGIA

3.1 Coleta de dados

Como o propósito deste estudo é avaliar a blindagem para as salas de tratamento, além de obter um perfil dos casos tratados em aparelhos de teleterapia, em particular, Acelerador Linear e Bomba de Cobalto, os principais parâmetros a serem considerados são a área a ser blindada, a carga de trabalho, os fatores uso e ocupação, a distância do ponto de cálculo ao isocentro e o tamanho de campo máximo para a irradiação.

Para isso, primeiramente, foram analisadas fichas de todos os pacientes tratados nos aparelhos Theratron 780 e Varian Clinac 2100C do Serviço de Radioterapia da Real e Benemérita Associação Portuguesa de Beneficiência (RBAPB), no período de 2 de fevereiro a 13 de março de 2009.

Os dados de 327 pacientes foram analisados, dos quais 163 foram tratados no aparelho de Telecobaltoterapia e 164 no Acelerador Linear.

Para ambos os aparelhos, os dados dos pacientes foram agrupados semanalmente e organizados. Através desses dados semanais pôde-se obter médias que serão utilizadas para a avaliação das barreiras.

3.2 Theratron 780

Para o Theratron 780 foram levantados os seguintes dados semanais:

a) Número de pacientes atendidos

b) Número de alvos tratados por paciente

c) Número de frações de tratamento

d) Dose (cGy)

e) Quantidade de campos tratados para cada paciente

f) Características dos campos: angulação do gantry (graus), tamanho do campo (cm x cm) e tempo de tratamento (min).

Abaixo o leiaute da sala em que se encontra esse equipamento.

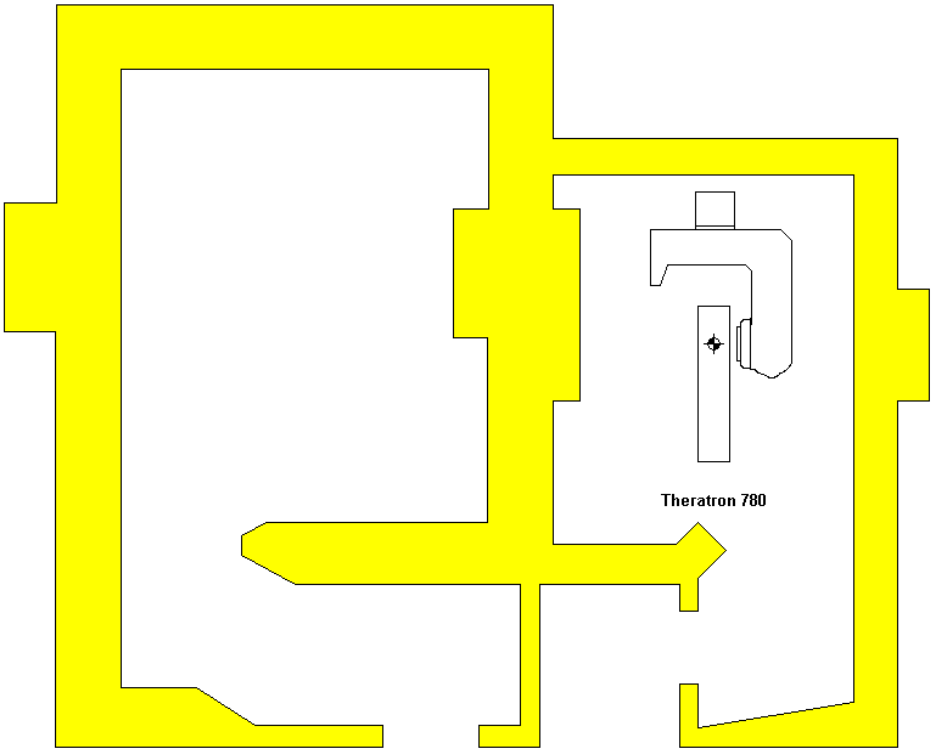


Figura 3 - Leiaute da sala do Theratron 780, no serviço de Radioterapia da Real e Benemérita Associação Portuguesa de Beneficência

3.3 Clinac 2100C

Para o acelerador linear foram coletados os seguintes dados:

a) Número de pacientes atendidos

b) Número de alvos tratados por paciente

c) Número de frações de tratamento

d) Dose (cGy)

e) Quantidade de campos tratados para cada paciente

f) Características dos campos: angulação do gantry (graus), tamanho do campo (cm x cm) e unidades monitoras.

g) Energias, que foram subdivididas em três grupos – fótons de 6MV, fótons de 15 MV e elétrons.

Abaixo o leiaute da sala em que se encontra esse equipamento.

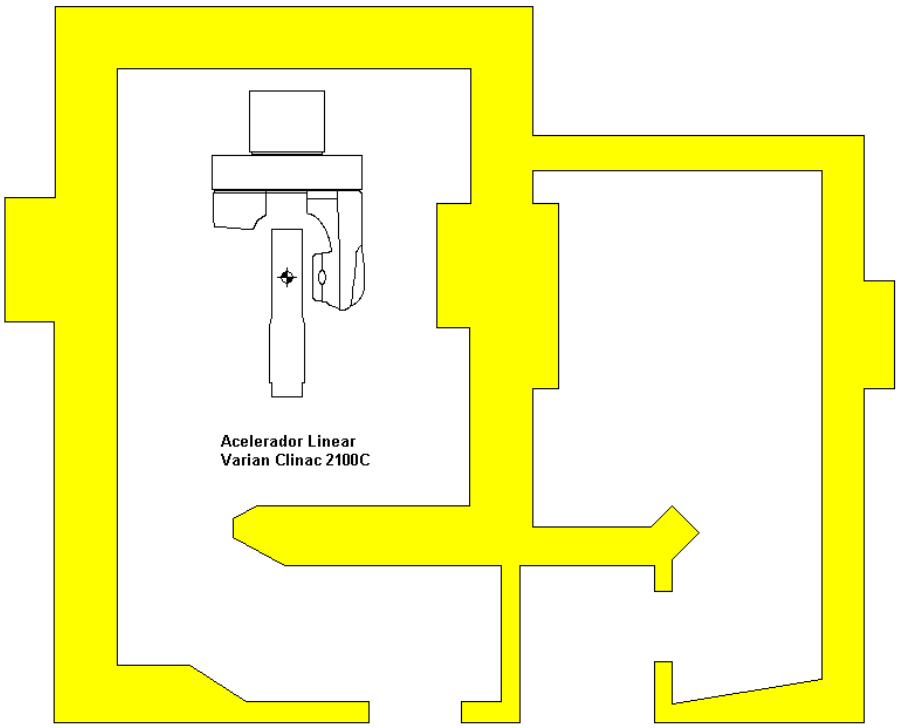


Figura 4 - Leiaute da sala do Clinac 2100C, no serviço de Radioterapia da Real e Benemérita Associação Portuguesa de Beneficência

3.4 Fator de Transmissão

No cálculo de blindagem, primeiramente determina-se o fator de Transmissão B e calcula-se a espessura da blindagem para atender aos limites de dose, utilizando o valor da CDR.

3.5 Carga de Trabalho

A carga de trabalho foi calculada somando-se a dose diária administrada a cada alvo dos pacientes tratados. Foram obtidos valores diários e semanais.

3.6 Fator Uso

O fator uso foi calculado de duas formas diferentes, ambas utilizando para o cálculo a Distância Foco Isocentro (DFI) de cada máquina, para o Acelerador Linear 100 cm e para a Bomba de Cobalto 80 cm. Primeiramente utilizou-se o tamanho de campo com a maior abertura do colimador, 40cm x 40 cm para o Clinac 2100C e 30 cm x 30 cm para o Theratron 780. Para a segunda forma foi tomado o maior campo realmente usado no período de estudo, iguais a 26 cm x 26 cm no acelerador linear e 25 cm x 25 cm na bomba de cobalto.

Sabendo-se as distâncias do isocentro ao chão, parede direita, parede esquerda e teto, pode-se determinar o ângulo do gantry para o qual o centro do campo atinge cada um dos vértices da sala.

Considerando-se os ângulos de abertura máximo encontrado, separou-se as projeções do campo em oito setores: Chão, Oblíquo Inferior Direito, Parede Direita, Oblíquo Superior Direito, Teto, Oblíquo Superior Esquerdo, Parede Esquerda e Oblíquo Inferior Esquerdo.

O processo encontra-se na figura 5.

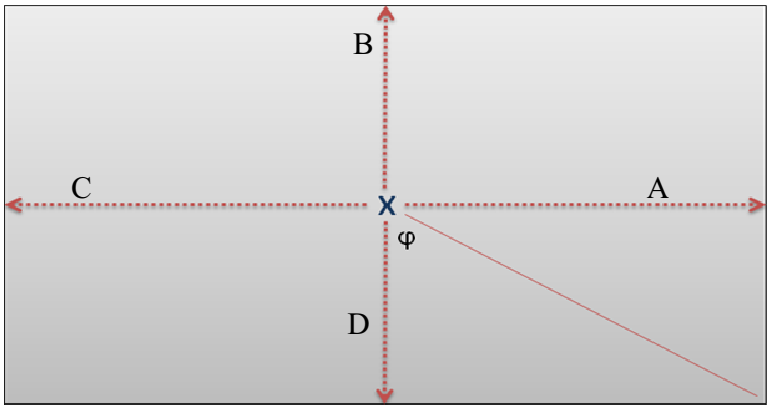


Figura 5 - Esquema representativo do ângulo do eixo do campo em relação ao vértice inferior esquerdo. (A) Distância isocentro-parede direita; (B)Distância Isocentro-teto; (C) Distância Isocentro-parede Esquerda; (D)Distância Isocentro-chão e (φ) ângulo do gantry ao atingir o vértice da sala.

Com as faixas de ângulo em cada setor é possível obter a fração em que o feixe útil de radiação se posiciona em cada direção.

3.7 Fator Ocupacional

O fator ocupacional não influencia na avaliação dos parâmetros usados para nossa análise e será considerado constante para qualquer caso.

4 RESULTADOS

A carga de trabalho correntemente aceita no Brasil é de 1000 Gy/sem, independentemente do tipo de equipamento, técnicas de tratamento ou energias disponíveis. Esse valor concorda com o NCRP quando o equipamento é de até 10 MV, porém é o dobro daquele recomendado para máquinas de energia maior; para as quais a recomendação é usar 500 Gy/sem. Então serão utilizados esses valores de Carga de Trabalho, para determinar a sua relação com os valores de cargas de trabalho reais, obtidas pelo presente estudo.

Para o fator uso, obtiveram-se dois tipos de resultados, um para o maior campo permitido pelo aparelho e o outro para o maior campo utilizado na rotina do serviço de radioterapia. A partir desses dados, outro fator uso foi determinado, considerando os campos diretos e suas respectivas projeções oblíquas. Por exemplo, para o chão foram consideradas as projeções oblíquas inferiores, somadas à incidência direta. Este fator uso é mais conservador, já que as projeções oblíquas são consideradas duas vezes, uma para o chão e outra para a parede.

A figura 6 ilustra um exemplo de projeção oblíqua inferior direita.

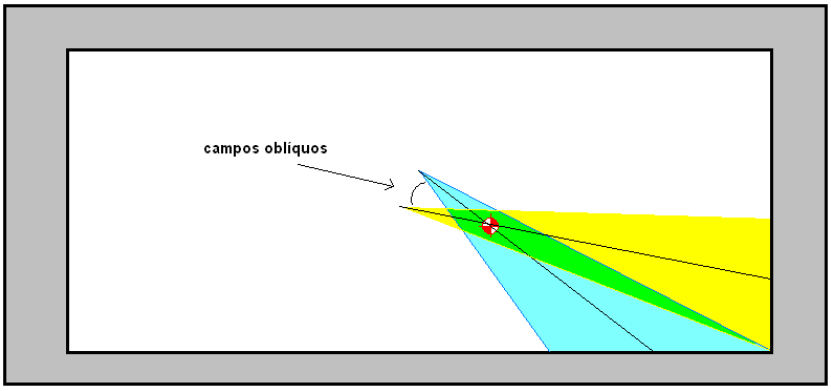


Figura 6: Esquema de um campo oblíquo, oblíquo inferior direito, cuja carga de trabalho é somada tanto na carga de trabalho da parede como na do chão.

Foram consideradas então oito diferentes projeções para obtenção do fator uso sendo elas:

- Chão;
- Projeção oblíqua inferior direita (OBID);
- Parede Direita (PD);
- Projeção oblíqua superior direita (OBSD);
- Teto;
- Projeção oblíqua superior esquerda (OBSE);
- Parede esquerda (PE);
- Projeção oblíqua inferior esquerda (OBIE).

4.1 Theratron 780

Para o aparelho Theratron 780, foram coletados dados gerais diários de cada paciente tratado na rotina do Serviço. Através desses dados diários, obteve-se uma média diária para cada semana de pesquisa. Com essas médias, obtivemos uma média geral para todo o período de estudo. Valores médios diários de número de pacientes, dose, número de campos realizados e número de alvos são apresentados na tabela 4.

Tabela 4 - Médias diárias agrupadas semanalmente das principais características coletadas para o aparelho de cobaltoterapia

	SEMANA						Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6		
Pacientes	65,0	75,0	73,0	62,5	69,4	62,0	***68,1***	***7,4***
Dose (Gy)	153,40	176,68	174,08	150,95	163,84	143,24	***160,95***	***48,15***
Campos	206,75	231,80	226,60	199,00	223,80	200,00	***215,50***	***22,08***
Alvos	72,50	84,40	80,60	72,25	80,60	68,20	***76,71***	***8,34***
Dose/Alvo (Gy)	2,12	2,09	2,16	2,09	2,03	2,10	***2,10***	***0,05***
Dose/Pacientes (Gy)	2,36	2,36	2,39	2,43	2,36	2,31	***2,36***	***0,07***
Alvos/Pacientes	1,12	1,13	1,10	1,16	1,16	1,10	***1,13***	***0,03***
Campos/Pacientes	3,19	3,09	3,10	3,18	3,23	3,22	***3,17***	***0,09***
Dose/Campo (Gy)	0,74	0,76	0,77	0,76	0,73	0,72	***0,75***	***0,03***
Campos/Alvo	2,86	2,75	2,81	2,74	2,78	2,93	***2,81***	***0,10***

O maior campo permitido pelo aparelho de cobaltoterapia é de 30 cm x 30 cm e maior campo utilizado na rotina foi de 25 cm x 25 cm, com estes valores e com as dimensões da sala, pode-se obter a faixa de ângulo para cada projeção. As dimensões utilizadas para o cálculo foram as listadas abaixo.

- Distância Isocentro – Chão: 1,15 m
- Distância Isocentro – Parede Direita: 2,40 m
- Distância Isocentro – Teto: 1,90 m
- Distância Isocentro – Parede Esquerda: 1,90 m

Obteve-se então as faixas de ângulos para cada projeção, conforme a tabela 5.

Tabela 5 - Faixa de ângulos (^{0}) do gantry do Theratron 780 para cada barreira primária

	ÂNGULO DO GANTRY(^{0})	
	Campo máximo do aparelho	**Campo máximo da rotina**
Chão	313 a 54	311 a 56
OBID	55 a 76	57 a 74
PD	77 a 117	75 a 119
OBSD	118 a 139	120 a 137
Teto	140 a 214	138 a 216
OBSE	215 a 236	217 a 234
PE	237 a 290	235 a 292
OBIE	291 a 312	293 a 310

Desta forma, foi separado o tempo de tratamento de cada paciente, seguindo estas angulações e então determinada a fração do feixe que apontava para cada direção.

As tabelas 6 e 7 representam os fatores obtidos adotando o maior campo permitido pelo aparelho, porém a tabela 7 considera para o chão, o teto e as paredes, as projeções oblíquas correspondentes, aumentando-se assim a margem de segurança.

Tabela 6 - Médias semanais do fator uso (%) para o equipamento de cobaltoterapia obtido a partir do maior campo permitido pelo aparelho, 30 cm x 30 cm

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão	3,3	8,4	12,6	0,2	0,8	**25,4**
OBID	0,0	0,0	5,1	1,2	0,0	**6,4**
PD	0,5	5,9	5,4	0,4	0,0	**12,2**
OBSD	0,0	0,0	6,1	3,1	0,0	**9,2**
Teto	2,1	4,4	11,6	0,2	0,8	**19,1**
OBSE	0,0	0,0	3,3	0,8	0,0	**4,1**
PE	0,5	5,9	7,4	0,1	0,0	**13,8**
OBIE	0,0	0,0	6,8	3,1	0,0	**9,9**
Total	6,3	24,7	58,2	9,2	1,7	**100,0**

Tabela 7 - Médias semanais do fator uso (%) para o equipamento de cobaltoterapia obtido a partir do maior campo permitido pelo aparelho, 30 cm x 30 cm, somando as projeções obliquas às projeções diretas

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão + OBID +OBIE	3,3	8,4	24,5	4,6	0,8	**41,6**
PD + OBID + OBSD	0,5	5,9	16,7	4,7	0,0	**27,8**
Teto + OBSD + OBSE	2,1	4,4	20,9	4,1	0,8	**32,4**
PE + OBSE + OBIE	0,5	5,9	17,4	4,0	0,0	**27,7**
Total	6,3	24,7	79,5	17,4	1,7	**129,5**

As tabelas 8 e 9 apresentam os fatores obtidos adotando o maior campo utilizado na rotina, e a tabela 4.6 considera projeções oblíquas para chão, teto e paredes.

Tabela 8 - Médias semanais do fator uso (%) para o equipamento de cobaltoterapia obtido a partir do maior campo realizado pelo aparelho do período, 25 cm x 25 cm

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão	3,3	8,4	13,4	0,4	0,8	**26,3**
OBID	0,0	0,0	4,8	1,0	0,0	**5,8**
PD	0,5	5,9	5,4	0,9	0,0	**12,7**
OBSD	0,0	0,0	6,1	2,6	0,0	**8,7**
Teto	2,1	4,4	11,6	0,2	0,8	**19,1**
OBSE	0,0	0,0	1,8	0,7	0,0	**2,6**
PE	0,5	5,9	8,8	0,1	0,0	**15,3**
OBIE	0,0	0,0	6,4	3,1	0,0	**9,5**
Total	6,3	24,7	58,2	9,2	1,7	**100,0**

Tabela 9 - Médias semanais do fator uso (%) para o equipamento de cobaltoterapia obtido a partir do maior campo realizado pelo aparelho do período, 25 cm x 25 cm, considerando as projeções obliquas para as projeções diretas

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão + OBID +OBIE	3,3	8,4	24,5	4,6	0,8	**41,6**
PD + OBID + OBSD	0,5	5,9	16,3	4,5	0,0	**27,2**
Teto + OBSD + OBSE	2,1	4,4	19,5	3,6	0,8	**30,4**
PE + OBSE + OBIE	0,5	5,9	17,1	4,0	0,0	**27,4**
Total	6,3	24,7	77,3	16,7	1,7	**126,6**

4.2 Clinac 2100C

Os dados obtidos para o Clinac 2100C são apresentados da mesma forma que para o equipamento de cobaltoterapia, porém estão separados por energias, para fótons de 6MV e 15 MV e para elétrons, nesse caso agrupadando todas as energias permitidas pelo aparelho.

O maior campo permitido pelo acelerador linear é de 40 cm x 40 cm e o maior campo utilizado na rotina foi de 26 cm x 26 cm, com estes valores e com as dimensões da sala, pode-se obter a faixa de ângulo para cada projeção. As dimensões utilizadas para o cálculo foram as listadas abaixo.

- Distância Isocentro – Chão: 1,30 m
- Distância Isocentro – Parede Direita: 2,75 m
- Distância Isocentro – Teto: 1,75 m
- Distância Isocentro – Parede Esquerda: 2,75 m

Obteve-se então as faixas de ângulos para cada projeção, conforme a tabela 10.

Tabela 10 - Faixa de ângulos (^{0}) do gantry do Clinac 2100C para cada barreira primária

	ÂNGULO DO GANTRY (º)	
	Campo máximo do aparelho	**Campo máximo da rotina**
Chão	307 a 54	304 a 57
OBID	55 a 76	58 a 73
PD	77 a 111	74 a 114
OBSD	112 a 133	115 a 130
Teto	134 a 227	131 a 230
OBSE	228 a 249	231 a 246
PE	250 a 284	247 a 287
OBIE	285 a 306	288 a 303

4.2.1 Fótons - 6 MV

A tabela 11 apresenta uma média diária para cada semana de análise, dos parâmetros como números de pacientes, dose, campos, alvo. Ao final, uma média diária de todas as semanas.

Tabela 11 - Dados semanais das principais características coletadas para o acelerador linear Clinac 2100C para fótons de 6 MV

	SEMANA						Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6		
Pacientes	32,6	35,2	37,8	31,0	35,0	30,8	***33,7***	***4,3***
Dose (Gy)	116,7	120,1	126,1	106,6	129,3	117,6	***119,1***	***12,6***
Campos	127,6	129,2	129,6	112,5	132,0	111,4	***123,5***	***13,7***
Alvos	56,0	53,2	60,8	48,8	58,7	51,2	***54,7***	***6,6***
Dose/Alvo (Gy)	2,1	2,3	2,1	2,2	2,2	2,3	***2,2***	***0,1***
Dose/Paciente (Gy)	3,6	3,4	3,3	3,4	3,7	3,8	***3,5***	***0,2***
Alvos/Pacientes	1,7	1,5	1,6	1,6	1,7	1,7	***1,6***	***0,1***
Campos/Pacientes	3,9	3,7	3,4	3,6	3,8	3,6	***3,7***	***0,2***
Dose/Campo (Gy)	0,9	0,9	1,0	0,9	1,0	1,1	***1,0***	***0,1***
Campos/Alvo	2,3	2,4	2,1	2,3	2,2	2,2	***2,3***	***0,1***

As tabelas 12 e 13 representam os fatores obtidos adotando o maior campo permitido pelo aparelho, porém a tabela 13 considera para o chão, o teto e as paredes, as projeções oblíquas correspondentes, aumentando-se assim a margem de segurança.

Tabela 12 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador linear, obtido a partir do maior campo permitido pelo aparelho, 40 cm x 40 cm, para fótons de 6 MV

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão	8,4	30,7	3,7	5,0	0,3	**48,2**
OBID	0,4	0,0	4,4	1,8	0,0	**6,6**
PD	1,9	4,8	1,8	0,7	0,0	**9,2**
OBSD	1,3	1,4	2,2	2,5	0,0	**7,4**
Teto	0,0	3,7	0,2	1,7	0,3	**5,9**
OBSE	0,9	1,2	4,3	2,8	0,0	**9,3**
PE	1,9	3,7	1,9	0,8	0,0	**8,3**
OBIE	0,8	0,3	2,8	1,3	0,0	**5,1**
Total	15,6	45,8	21,4	16,6	0,7	**100,0**

Tabela 13 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador, obtido a partir do maior campo permitido pelo aparelho, 40 cm x 40 cm, considerando as projeções obliquas para as projeções diretas, para fótons de 6 MV

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão + OBID +OBIE	9,6	31,0	10,9	8,1	0,3	**59,9**
PD + OBID + OBSD	3,6	6,2	8,4	5,0	0,0	**23,2**
Teto + OBSD + OBSE	2,2	6,3	6,7	7,0	0,3	**22,6**
PE + OBSE + OBIE	3,6	5,2	9,0	4,9	0,0	**22,7**
Total	19,0	48,7	35,1	24,9	0,7	**128,4**

As tabelas 14 e 15 apresentam os fatores obtidos adotando o maior campo utilizado na rotina, e a tabela 4.11 considera projeções oblíquas para chão, teto e paredes.

Tabela 14 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador linear obtido a partir do maior campo realizado pelo aparelho do período, 26 cm x 26 cm, para fótons de 6 MV

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão	9,2	31,0	6,0	6,9	0,3	**53,5**
OBID	0,0	0,0	2,1	1,1	0,0	**3,3**
PD	1,9	4,8	1,8	0,7	0,0	**9,2**
OBSD	0,9	0,8	1,9	0,6	0,0	**4,2**
Teto	0,4	4,3	1,2	4,1	0,3	**10,4**
OBSE	0,9	1,2	3,5	2,3	0,0	**8,0**
PE	1,9	3,7	1,9	0,8	0,0	**8,3**
OBIE	0,4	0,0	2,8	0,0	0,0	**3,2**
Total	15,6	45,8	21,4	16,6	0,7	**100,0**

Tabela 15 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador linear obtido a partir do maior campo realizado pelo aparelho do período, 26cm x 26 cm, considerando as projeções obliquas para as projeções diretas, para fótons de 6 MV

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão + OBID +OBIE	9,6	31,0	10,9	8,1	0,3	**59,9**
PD + OBID + OBSD	2,8	5,5	5,9	2,4	0,0	**16,6**
Teto + OBSD + OBSE	2,2	6,3	6,7	7,0	0,3	**22,6**
PE + OBSE + OBIE	3,2	4,9	8,2	3,1	0,0	**19,5**
Total	17,8	47,8	31,7	20,6	0,7	**118,6**

4.2. 2 Fótons - 15 MV

As mesmas tabelas feitas para o feixe de 6 MV aparecem a seguir para o feixe de 15 MV.

Tabela 16 - Dados semanais das principais características coletadas para o acelerador linear Clinac 2100C, para fótons de 15 MV

	SEMANA						Média	Desvio Padrão
	1	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**		
Pacientes	8,6	6,2	7,0	5,5	3,7	6,2	***6,4***	***2,0***
Dose (Gy)	16,7	11,3	13,2	11,2	7,3	12,4	***12,4***	***4,0***
Campos	28,8	20,4	24,0	19,5	14,7	24,8	***22,7***	***6,8***
Alvos	11,0	7,2	7,8	6,3	3,7	6,2	***7,3***	***2,7***
Dose/Alvo (Gy)	1,5	1,6	1,7	1,8	2,0	2,0	***1,7***	***0,3***
Dose/Paciente (Gy)	1,9	1,8	1,9	2,0	2,0	2,0	***1,9***	***0,1***
Alvos/Pacientes	1,3	1,2	1,1	1,1	1,0	1,0	***1,1***	***0,1***
Campos/Pacientes	3,3	3,3	3,4	3,6	4,0	4,0	***3,6***	***0,4***
Dose/Campo (Gy)	0,6	0,6	0,5	0,6	0,5	0,5	***0,5***	***0,0***
Campos/Alvo	2,6	2,8	3,1	3,3	4,0	4,0	***3,3***	***0,6***

Tabela 17 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador linear, obtido a partir do maior campo permitido pelo aparelho, 40 cm x 40 cm, para fótons de 15 MV

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão	2,0	5,0	19,4	4,2	0,0	**30,6**
OBID	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
PD	0,0	1,6	15,6	2,6	0,0	**19,8**
OBSD	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
Teto	2,0	5,0	19,0	4,1	0,0	**30,1**
OBSE	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
PE	0,0	2,1	15,1	2,3	0,0	**19,5**
OBIE	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
Total	4,0	13,6	69,2	13,2	0,0	**100,0**

Tabela 18 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador linear obtido a partir do maior campo realizado pelo aparelho do período, 26 cm x 26 cm, para fótons de 15 MV

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão	2,0	5,0	19,4	4,2	0,0	**30,6**
OBID	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
PD	0,0	1,6	15,6	2,6	0,0	**19,8**
OBSD	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
Teto	2,0	5,0	19,0	4,1	0,0	**30,1**
OBSE	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
PE	0,0	2,1	15,1	2,3	0,0	**19,5**
OBIE	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
Total	4,0	13,6	69,2	13,2	0,0	**100,0**

Como não foram encontrados feixes de radiação de 15 MV nas direções oblíquas, não apresentou-se as tabelas contendo os fatores uso oblíquos somados ao direto, sendo que só serão utilizados para comparações os valores das tabelas 4.13 e 4.14.

4.2.3 Elétrons

Como para os fótons, as tabelas serão feitas para os elétrons.

Tabela 19 - Dados semanais das principais características coletadas para o acelerador linear Clinac 2100C, para elétrons

	SEMANA						Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6		
Pacientes	24,6	24,6	28,2	21,0	28,0	25,0	***25,2***	***3,4***
Dose (Gy)	77,6	77,8	92,5	63,3	73,8	63,6	***75,3***	***12,3***
Campos	34,6	33,6	39,6	26,3	31,0	25,2	***32,0***	***6,0***
Alvos	39,0	32,8	38,8	26,3	30,3	25,4	***32,4***	***6,4***
Dose/Alvo (Gy)	2,0	2,4	2,4	2,4	2,4	2,5	***2,3***	***0,2***
Dose/Paciente (Gy)	3,1	3,2	3,4	3,0	2,6	2,5	***3,0***	***0,4***
Alvos/Pacientes	1,6	1,3	1,4	1,3	1,1	1,0	***1,3***	***0,2***
Campos/Pacientes	1,4	1,4	1,4	1,3	1,1	1,0	***1,3***	***0,2***
Dose/Campo (Gy)	2,2	2,3	2,3	2,4	2,4	2,5	***2,4***	***0,1***
Campos/Alvo	0,9	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	***1,0***	***0,1***

Tabela 20 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador linear, obtido a partir do maior campo permitido pelo aparelho, 40 cm x 40 cm, para elétrons

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão	3,5	8,6	4,8	52,8	21,0	**90,7**
OBID	0,2	1,9	0,0	0,0	1,5	**3,6**
PD	0,0	0,2	0,8	0,0	0,0	**1,0**
OBSD	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
Teto	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
OBSE	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
PE	0,0	1,6	0,2	0,0	0,0	**1,8**
OBIE	2,4	0,5	0,0	0,0	0,0	**2,9**
Total	6,2	12,8	5,8	52,8	22,5	**100,0**

Tabela 21 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador, obtido a partir do maior campo permitido pelo aparelho, 40 cm x 40 cm, considerando as projeções obliquas para as projeções diretas, para elétrons

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão + OBID +OBIE	6,2	11,0	4,8	52,8	22,5	**97,3**
PD + OBID + OBSD	0,2	2,1	0,8	0,0	1,5	**4,6**
Teto + OBSD + OBSE	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
PE + OBSE + OBIE	2,4	2,1	0,2	0,0	0,0	**4,7**
Total	8,8	15,2	5,8	52,8	23,9	**106,5**

Tabela 22 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador linear obtido a partir do maior campo realizado pelo aparelho do período, 26 cm x 26 cm, para elétrons

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão	3,5	8,6	4,8	52,8	21,0	**90,7**
OBID	0,0	1,9	0,0	0,0	1,5	**3,4**
PD	0,2	0,2	0,8	0,0	0,0	**1,2**
OBSD	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
Teto	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
OBSE	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
PE	0,0	2,1	0,2	0,0	0,0	**2,3**
OBIE	2,4	0,0	0,0	0,0	0,0	**2,4**
Total	6,2	12,8	5,8	52,8	22,5	**100,0**

Tabela 23 - Médias semanais do fator uso (%) para o acelerador linear obtido a partir do maior campo realizado pelo aparelho do período, 26cm x 26 cm, considerando as projeções obliquas para as projeções diretas, para elétrons

FATOR USO (%)						
Barreiras Primárias	**Intervalos de Tamanho de campo (cm)**					**Total**
	5 a 10	***10 a 15***	***15 a 20***	***20 a 25***	***25 a 30***	
Chão + OBID +OBIE	6,0	10,5	4,8	52,8	22,5	**96,5**
PD + OBID + OBSD	0,2	2,1	0,8	0,0	1,5	**4,6**
Teto + OBSD + OBSE	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	**0,0**
PE + OBSE + OBIE	2,4	2,1	0,2	0,0	0,0	**4,7**
Total	8,6	14,7	5,8	52,8	23,9	**105,8**

5 DISCUSSÃO

Para estabelecer novos parâmetros para cálculo de blindagem, nesta seção serão discutidos os dados mais relevantes das tabelas apresentadas nos resultados, levando em consideração para fins de comparação tabelas contendo dados do aparelho de cobaltoterapia Theratron-780 e do acelerador linear Clinac 2100C.

Para o Theratron 780, a média diária de carga de trabalho foi de 160,95 Gy e o valor máximo de dose média obtida na semana 2, 176,68 Gy. Esses valores totalizam uma carga de trabalho de 805 Gy/sem para a média e 883 Gy/sem para a maior carga de trabalho.

Tomando o valor máximo da carga de trabalho real, pode-se notar que ele é aproximadamente 12% menor que a recomendada que é igual a 1000 Gy/sem.

Já para o Acelerador temos a carga de trabalho dividida em três partes, para fótons de 6MV, fótons de 15 MV e elétrons.

Para fótons de 6 MV, obtivemos uma média diária de carga de trabalho de 119,1 Gy, e um valor máximo de dose diária de 129,3 Gy; para fótons de 15 MV, 12,4 Gy e 16,7 Gy e para elétrons 75,3 Gy e 92,5 Gy. Esses valores totalizaram uma carga de trabalho semanal de 595,5 Gy para a média e 646,5 Gy para a maior carga de trabalho, para fótons de 6 MV; 62,0 Gy e 83,5 Gy para fótons de 15 MV e 376,5 Gy e 462,5 Gy para elétrons.

A carga total de trabalho para o acelerador considerando os valores da média foi de 1034,0 Gy/semana, e tomando os valores máximos foi de 1192,5 Gy/semana. No entanto, para fins de cálculo da barreira primária de proteção, somente a carga de trabalho dos feixes de fótons deve ser considerada, reduzindo-se os valores respectivamente a 657,5 e 730,0 Gy/sem.

Sendo assim, a carga de trabalho do acelerador está pelo menos 27% abaixo do valor adotado considerando a carga de trabalho devido ao valor máximo, mas em média é 34% menor.

Se compararmos as características de atendimento para cada apaarelho, teremos a tabela 24.

Tabela 24 - Carga de trabalho (W) para o Clinac 2100C e para o Theratron 780

	Clinac 2100 C					Theratron 780
	Fótons			Elétrons	TOTAL	
	6 MV	15 MV	Total			
$W_{máxima}$(Gy/semana)	646,5	83,5	730,0	462,5	***1192,5***	***883,4***
$W_{média}$(Gy/semana)	595,5	62,0	657,5	376,5	***1034,0***	***804,8***

Primeiramente pode-se notar que a carga de trabalho empregada para cálculos de barreiras, devida à fótons, é maior para o aparelho de cobaltoterapia em cerca de 18%, tanto para valores de carga de trabalho máxima, quanto média. Essa carga de trabalho é maior porque cerca de 38% dos pacientes tratados no acelerador usam feixes de elétrons, que não contribuem para o aumento da carga de trabalho do acelerador.

Um dado que pode ser evidenciado na tabela X, é que o feixe de 6MV corresponde a cerca de 90% da carga de trabalho de fótons do acelerador. Essa relação tem um impacto enorme no cálculo da barreira primária de proteção, pois a CDR_1 do feixe de 15MV é igual a 44 cm, contra 37 cm para o feixe de 6 MV. Para o CDR_e os valores são de 41 cm e 33 cm, respectivamente. O NCRP indica uma proporção que varia entre 40% e 70% para os aceleradores com dupla energia de fótons.

Tabela 25 - Características gerais dos tratamentos realizados no aparelho de cobaltoterapia e acelerador linear.

	Clinac 2100 C			Theratron 780
	Fótons		Elétrons	
	6 MV	15 MV		
Pacientes	33,7	6,4	25,2	68,1
Alvos/Pacientes	1,6	1,1	1,3	1,1
Campos/alvo	2,3	3,3	1,0	2,8
Campos/pacientes	3,7	3,6	1,3	3,2
Dose/alvo (Gy)	2,2	1,7	2,3	2,1
Dose/campo (Gy)	1,0	0,5	2,4	0,8
Dose/paciente (Gy)	3,5	1,9	3,0	2,4

Note-se que temos uma média diária de pacientes, semelhante para os dois aparelhos, porém para cada tipo de feixe tem-se um perfil. O número de alvos por paciente é maior para o feixe de fótons de 6 MV, porém o número de campos por alvo é muito superior para feixes de 15 MV. Isso se deve ao uso predominante de tratamento conformacional pélvico para energia alta, que exige maior número de campos, contra esquemas de tratamento mais simples para cabeça e pescoço predominante para energia baixa. Em relação à dose por alvo, tem-se uma esperada semelhança nos valores obtidos para fótons de 6 MV e para o feixe do cobalto, pois trata-se de valor clínico de prescrição de dose relacionado aos efeitos biológicos da radiação. Uma característica interessante é a dose por campo para o elétron, este valor é alto devido à utilização de poucos alvos, para cada tratamento, uma relação média de 1 alvo para 1 campo.

Nas tabelas 26 e 27 , tem-se um resumo dos fatores uso medidos segundo os critérios já apresentados.

Tabela 26 - Fatores uso para os maiores campos permitidos pelos aparelhos, considerando as projeções oblíquas somadas com suas respectivas projeções diretas

FATOR USO (%)				
	Clinac 2100 C			**Theratron 780**
	Fótons			
	6 MV	**15 MV**	**Total**	
Chão	59,9	30,6	57,1	41,6
PD	23,2	19,8	22,9	27,8
Teto	22,6	30,1	23,3	32,4
PE	22,7	19,5	22,4	27,7
TOTAL	128,4	100,0	125,7	129,5

Tabela 27 - Fatores uso para os maiores campos utilizados na rotina dos aparelhos, considerando as projeções oblíquas somadas com suas respectivas projeções diretas

FATOR USO (%)				
	Clinac 2100 C			Theratron 780
	Fótons			
	6 MV	15 MV	Total	
Chão	59,9	30,6	57,1	41,6
PD	16,6	19,8	16,9	27,2
Teto	22,6	30,1	23,3	30,4
PE	19,5	19,5	19,5	27,4
TOTAL	118,6	100,0	116,8	126,6

Como foi feita a soma dos campos oblíquos tanto nas paredes como chão ou teto, a soma dos fatores de uso é maior que 100%. Para o cobalto, essa soma é 129,5 % contra 125,7 % para o acelerador linear. Admitindo-se apenas o tamanho de campo realmente usado, diminuindo a incidência do feixe em dois segmentos de proteção simultaneamente, esses valores passam a ser de 126,6 e 116,8. Através dos valores de fatores de uso oblíquos, demonstrados nos resultados, pode-se notar o maior uso de campos oblíquos no Theratron 780, devido a preferência em tratar os campos tangencias de mama nesse equipamento.

Vê-se no entanto, que para o acelerador os fatores estão ligeiramente abaixo dos recomendado pelo NCRP, que para as paredes e teto é igual a 25%, já no Theratron estes fatores estão um pouco superiores aos propostos pelo NCRP.

As tabelas seguintes mostram os fatores uso considerando os campos máximos e os maiores campos usados de fato. Desta vez, os campos oblíquos estão separados das demais incidências. Note-se que os fatores uso para as paredes do acelerador caem para cerca de 10%, menos da metade do valor recomendado e que os fatores para o cobalto também caem para menos de 15%.

Tabela 28 - Fatores uso para os maiores campos permitidos pelos aparelhos

FATOR USO (%)				
	Clinac 2100 C			Theratron 780
	Fótons			
	6 MV	15 MV	Total	
Chão	48,2	30,6	46,5	25,4
OBID	6,6	0,0	6,0	6,4
PD	9,2	19,8	10,2	12,2
OBSD	7,4	0,0	6,7	9,2
Teto	5,9	30,1	8,2	19,1
OBSE	9,3	0	8,4	4,1
PE	8,3	19,5	9,4	13,8
OBIE	5,1	0,0	4,6	9,9

Tabela 29 - Fatores uso para os maiores campos utilizados na rotina dos aparelhos

FATOR USO (%)				
	Clinac 2100 C			Theratron 780
	Fótons			
	6 MV	15 MV	Total	
Chão	53,5	30,6	51,3	26,3
OBID	3,3	0,0	3,0	5,8
PD	9,2	19,8	10,2	12,7
OBSD	4,2	0,0	3,8	8,7
Teto	10,4	30,1	12,3	19,1
OBSE	8	0	7,2	2,6
PE	8,3	19,5	9,4	15,3
OBIE	3,2	0,0	2,9	9,5

Resta saber agora, qual o impacto de todos esses fatores no cálculo da espessura das paredes de barreira primária de proteção.

Para fazer-se essa comparação, tomou-se a estimativa apresentada pelo NCRP comparada com as medidas reais obtidas. A seguir, apresenta-se o cálculo de barreira de proteção para as apredes do acelerador linear.

Os valores estimados são recomendados pelo NCRP ou pela forma vigente de se calcular essas espessuras no Brasil, considerando então o valores mais altos, para efeitos de conservação. Para a carga de trabalho tem-se 1000 Gy/semana em energia máxima e um fator uso de 25 %.

Os valores encontrados, conforme as tabelas acima foram aproximadamente:

Para 6 MV:

W=600 Gy/semana

$U_{paredes}$= 10%

Para fótons de 15 MV:

W= 60 Gy/semana

$U_{paredes}$=20%

A incidência de radiação na direção da parede, estimada pelo NCRP é de 250 Gy/sem com energia equivalente a 15 MV.

Já para o caso real, o feixe incidente terá 60 Gy/sem para 6 MV e 12 Gy/sem para 15 MV.

Em geral as barreiras empregadas no Brasil, tem uma espessura de aproximadamente 5 CDR.

Como os valores de CDRs para 15 MV são 44 e 41 cm, temos uma espessura de 208 cm, isto significa que 5 CDRs reduzem a dose de 250 Gy/semana para 0,0025 Gy/semana, desconsiderando - se os demais fatores utilizados para cálculo.

Para chegar-se ao mesmo valor de dose, 0,0025 Gy/semana, partindo dos valores reais de fator de uso e carga de trabalho considerou-se uma espessura inicial de 44 cm e as doses reduzidas a 1,2 e 3,7 Gy/sem, aplicando-se os valores de CDR_1. Detalhadamente, adicionando

uma primeira CDR, 44 cm de concreto, tem-se 12 Gy/semana, para 15 MV, reduzido a 1,2 Gy/semana. Para 6 MV, temos a primeira CDR, 37 cm, reduzindo a dose à 6 Gy/semana. Os 7 cm de diferença das duas CDRs, atenua o feixe de 6 MV com a CDR de equilíbrio, ou seja, 33 cm. Substituindo os valores na equação de atenuação obtemos a s equação 12:

$$0{,}0025 = 1{,}2.e^{\left(\frac{-\ln(1v).espessura}{41}\right)} + 3{,}7.e^{\left(\frac{-\ln(1v).espessura}{22}\right)} \qquad (12)$$

A espessura encontrada nestas condições é de 119 cm. Adicionando os primeiros 44 cm, obtemos a espessura total de 163 cm.

É interessante notar que o fator uso para campos maiores que 20 cm de largura é menor que 20% e que para campos maiores que 25 cm esse fator cai a menos de 2%.

O NCRP recomenda o uso do maior campo possível, em sua diagonal, ou seja, 56 cm para o acelerador linear e 43 cm para o cobalto.

O tamanho máximo do campo influencia na extensão total da barreira primária, embora não mude a sua espessura

Para o acelerador linear, considerando a barreira primária a 4 metros de distância, a projeção desse campo será de 224 cm pela a recomendação do NCRP. Em contrapartida, o tamanho calculado pelo maior tamanho de campo realmente usado cai para 100 cm.

Para o cobalto, esses números são de 213 cm pelo NCRP e 125 cm pelo valor real.

6 CONCLUSÃO

O NCRP-151 é um documento eminentemente baseado em técnicas e padrões dos países mais desenvolvidos.

Com os valores hoje em uso no Brasil os cálculos levam a uma espessura de barreira muito além da necessária. Esse fato é comprovado pelos relatórios mensais de controle dos monitores individuais de leitura indireta usados pelos operadores dos equipamentos de radioterapia, cujos valores raramente registram leitura maior que a sensibilidade mínima do detector [15].

Pelos números apresentados neste estudo, nota-se que as recomendações do NCRP estão distantes da realidade brasileira.

Sem perda de segurança, que evidentemente está acima de qualquer argumentação técnica, é perfeitamente aceitável:

1) diminuir o fator uso das paredes de 25% para 15%

2) considerar a proporção de carga de trabalho para aceleradores de dupla energia em 50% para cada valor de energia de fótons

3) manter a carga de trabalho semanal em 1000 Gy/sem

4) o tamanho de campo para o cálculo da extensão da barreira primária pode ser limitado ao campo de 30 cm para o acelerador e 25 cm para o cobalto, desde que seja calculada a taxa de dose na vizinhança nos casos em que seja usado um campo maior.

Em todo caso, fazendo uso dos parâmetros recomendados pelo NCRP-151, temos a garantia de cumprir com todos os requisitos de radioproteção, embora a um custo maior que o necessário.

7 REFERÊNCIAS

[1] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. ***Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV***. NCRP Publications, Bethesda, MD, 1976 (NCRP Report 49).

[2] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. ***Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma- Ray Radiotherapy Facilities.*** NCRP Publications, Bethesda, MD, 2005 (NCRP Report 151).

[3] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. ***Radiation Protection Design Guidelines for 0,1-100 MeV Particle Accelerator Facilities.*** NCRP Publications, Bethesda, MD, 1979 (NCRP Report 51).

[4] COSTA,P.R. ***Modelo para determinação de estruturas de barreiras protetores em salas para radiologia diagnóstica***. São Paulo: IPEN, 1999. 143 p. Tese Doutorado. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.

[5] CROCKER,H.R. ***A Case of Dermatitis from Roentgen Rays***. British Medical Journal, v.2,p.8-9,1897.

[6] SANTOS, G,R. ***Instrumentação em Radioterapia.*** Botucatu:UNESP,2006. 98 p. Monografia para obtenção de título de Bacharel em Física Médica. Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Botucatu, 2006.

[7] ARCHER, B.R. ***History of Shielding of Diagnostic X-ray Facilities***. Health Physics, v.69, n.5, p. 750-758, 1995.

[8] ALMEIDA Jr, A.T. ***Caracterização da barita e vidro cristal como atenuadores na blindagem das radiações X e gama.*** Recife: UFPE, 2005. 53 p. Tese Mestrado. Centro de Tecnologias e Geociências, Universidade Federal de Pernanbuco, Recife, 2005.

[9] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. R***ecommendations of the International Commission on Radiological Protection.*** Pergamon Press, Oxford, 1977 (ICRP Publication 26).

[10] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. R***ecommendations of the International Commission on Radiological Protection.*** Pergamon Press, New York, 1990 (ICRP Publication 60).

[11] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. ***Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica***. Rio de Janeiro, 2005 (CNEN-NN-3.01).

[12] CASTRO, R,C. ***Cálculo de Dose Equivalente em Órgãos de Pacientes devido à Fotonêutrons gerados em Aceleradores Clínicos.*** Rio de Janeiro: UFRJ, 2005. 77 p. Tese de Mestrado. Faculdade de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005.

[13] Noções Básicas de Proteção Radiológica, São Paulo: IPEN, 2002.

[14] Blindagem em Radioterapia: técnicas e normas, Rio de Janeiro: INCA, 2000.

[15] TEC-RAD, Tecnologia em Radioproteção Ltda. Comunicação pessoal, 2009.