

DORIVAL MENEGAZ NANDI

**ESTUDO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA
PARA ACELERADORES LINEARES UTILIZADOS
EM RADIOTERAPIA – UMA CONTRIBUIÇÃO PARA
A GESTÃO DE TECNOLOGIA MÉDICO-
HOSPITALAR**

**FLORIANÓPOLIS
2004**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ESTUDO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA
PARA ACELERADORES LINEARES UTILIZADOS
EM RADIOTERAPIA – UMA CONTRIBUIÇÃO PARA
A GESTÃO DE TECNOLOGIA MÉDICO-
HOSPITALAR**

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para a
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

DORIVAL MENEGAZ NANDI

Florianópolis, Maio de 2004.

ESTUDO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA PARA ACELERADORES LINEARES UTILIZADOS EM RADIOTERAPIA – UMA CONTRIBUIÇÃO PARA A GESTÃO DE TECNOLOGIA MÉDICO-HOSPITALAR

DORIVAL MENEGAZ NANDI

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.
Orientador

Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D.
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.
Presidente

Prof. Fernando Mendes de Azevedo, Dr.

Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D.

Prof. Walter Celso de Lima, Dr.

À

Irene, minha mãe,
(in memoriam).

Filipe, Juliana, Thiago, Gabriela
e Sarita,
minha família.

Agradecimentos

IEB,
... oportunidade

Renato Garcia,
... orientação

Nicanor,
... física médica

Serviços de Radioterapia do Estado de Santa Catarina,
Dr. Ernani Lange S. Thiago
Dr. Ivanir Luiz Perin
Dr. Omar Sullivan Ruzza
Dr. Renato Ruzza Doneda
Dr. Ricardo Polli

Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina,
...apoio

Elisabete, Fabiano, Flávio, Laurete, Rita, Rosane, Waléria, Wollinger
... amigos do NTC

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

ESTUDO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA PARA ACELERADORES LINEARES UTILIZADOS EM RADIOTERAPIA – UMA CONTRIBUIÇÃO PARA A GESTÃO DE TECNOLOGIA MÉDICO-HOSPITALAR

Dorival Menegaz Nandi

Maio de 2003

Orientador: Professor Renato Garcia Ojeda, EE, Dr.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Palavras-chaves: engenharia clínica, radioterapia, aceleradores lineares, programa de funcionalidade e segurança, gerenciamento de tecnologia médico-hospitalar.

Número de páginas: 123

RESUMO: O crescimento da Engenharia Clínica, das estruturas de saúde e sua complexidade, levou os profissionais da área realizar estudos para desenvolver e implementar programas de gerenciamento das tecnologias de saúde. Assim, Engenheiros Clínicos integrando equipes do sistema de saúde tem contribuído para viabilizar tecnologias que ofereçam maior confiabilidade, segurança, funcionalidade e disponibilidade. A área de radioterapia, com o aumento da incidência de casos novos de câncer e das tecnologias de radioterapia, somados ao contingenciamento dos recursos financeiros para saúde, alto custo e complexidade dos equipamentos, motivam estudos para o seu adequado gerenciamento. O presente trabalho, em sua revisão bibliográfica, aborda os conceitos fundamentais da física das radiações, os principais tratamentos e as tecnologias aplicadas no tratamento radioterápico, em particular o acelerador linear. Identifica e reúne a legislação vigente relativa à aplicação das radiações ionizantes, os requisitos para instalações e funcionamento de um serviço de radioterapia, os profissionais envolvidos e os equipamentos de medida utilizados no monitoramento das radiações produzidas. Apresenta ainda, o resultado do levantamento realizado no Estado de Santa Catarina, identificando as tecnologias utilizadas no tratamento radioterápico, distribuição dos serviços no Estado, tempo de uso dessas tecnologias e o número de atendimentos a pacientes. Fundamentado nessa realidade e no estudo realizado, apresenta uma proposta de programa de controle de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares constituindo-se numa contribuição para o sistema de saúde e para a Engenharia Clínica na Gestão de Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH).

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

STUDY OF FUNCTIONALITY AND SAFETY FOR LINEAR ACCELERATORS IN RADIOTHERAPY – A CONTRIBUTION FOR MEDICAL TECHNOLOGY MANAGEMENT

Dorival Menegaz Nandi

May 2004

Advisor: Renato Garcia Ojeda, EE, Dr.

Area of Concentration: Biomedical Engineering

Keywords: clinical engineering, radiotherapy, linear accelerators, safety program, medical technology management.

Number of Pages: 123

ABSTRACT: The development of the Clinical Engineering area, associated to the increase of healthcare facilities and its complexity, led the Clinical Engineer to research, develop and implement management programs to medical technologies. Hence, Clinical Engineers belonging to healthcare teams have been making contributions to offer more reliability, security, functionality and accessibility to new technologies. The population growth, incidence of new cancer cases and radiotherapy technologies, associated to a limited healthcare budget, high costs and complexity of these technologies, motivated this study in the radiotherapy field. This work, in its literature review, presents the fundamental concepts of radiation physics, major treatments and applied technologies in radiotherapy, particularly, linear accelerators. This research aims to identify and study concerning legislations of ionizing radiation application, radiotherapy facilities, requirements regarding structure and organization, involved professionals and measurement equipments used to radiation monitoring. This work was carried out in the radiotherapy centers of the Santa Catarina State – Brazil. The results show a survey of the radiotherapy used technologies, the geographical facilities distribution, time of use and patient attendance totals. Based on the actual situation of the radiotherapy services in Santa Catarina State and the present study, a safety and functionality control management program is proposed to linear accelerators becoming a contribution to the healthcare and clinical engineering dealing with the medical technology management.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE QUADROS	xiv
LISTA DE TABELAS	xv
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xvi
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 A Radioterapia no Brasil.....	1
1.2 Proposta de Trabalho.....	3
1.2.1 Objetivos	4
1.2.2 Justificativa.....	4
1.2.3 Metodologia.....	6
1.3 Estrutura do Trabalho.....	7
2 FÍSICA DA RADIOTERAPIA - FUNDAMENTOS	8
2.1 A Descoberta das Radiações	8
2.2 Aplicações das Radiações	9
2.3 Formas de Energia Radiante.....	10
2.4 Origem das Radiações	10
2.5 Radioatividade.....	11
2.5.1 Atividade de uma amostra (A).....	11
2.5.2 Meia - Vida do Radioisótopo (T).....	12
2.5.3 Vida - Média do Radioisótopo (τ).....	12
2.6 Características da energia radiante.....	12
2.7 Radiação ionizante e não-ionizante	14
2.8 Interações com a matéria	15
2.8.1 Interações dos fótons com a matéria	16
2.8.2 Interações dos elétrons com a matéria	20
2.8.3 Interações dos nêutrons com a matéria	21
2.9 Grandezas e Unidades.....	21
2.9.1 Exposição (roentgen)	21
2.9.2 Dose Absorvida (rad, gray).....	22
2.9.3 Equivalente de Dose (rem, sievert)	22
2.10 Kerma.....	23
2.11 LET.....	24
2.12 Região de “Build-up” e região de equilíbrio eletrônico	25

2.13	Efeito Biológico.....	26
2.14	Cartas de Isodose	28
2.15	Radioproteção – Blindagens	29
2.15.1	Blindagens para nêutrons.....	29
2.15.2	Blindagem para partículas carregadas	29
2.15.3	Blindagem para fótons	30
2.15.4	Camada Semirredutora (HVL) e Camada Decirredutora (TVL).....	30
3	TECNOLOGIAS PARA TRATAMENTO RADIOTERÁPICO	32
3.1	O Câncer	32
3.2	Tratamentos com Radioterapia	34
3.3	Processo Radioterápico	36
3.4	Tratamento com braquiterapia	37
3.5	Aparelhos e Fontes utilizados em braquiterapia	39
3.6	Tratamento com teleterapia.....	41
3.7	Equipamentos de Teleterapia.....	41
3.7.1	Aparelhos de RX	41
3.7.2	Aparelhos de Telecobalto.....	43
3.7.3	Aceleradores Lineares	44
3.7.4	Aceleradores Lineares com Feixe de Intensidade Modulada (IMRT)	47
3.8	Equipamentos para Medidas de Radiação.....	48
3.8.1	Dosímetro Termoluminescente	49
3.8.2	Detectores a gás	49
3.8.3	Contador Geiger-Müller	50
3.8.4	Câmara de Ionização Padrão.....	51
3.8.5	Câmara de Ionização Dedal	52
3.8.6	Eletrômetro	52
3.8.7	Câmara Capacitiva	53
3.8.8	Câmara Tipo Farmer	54
3.8.9	Câmara de Placas Paralelas	54
3.9	Radiometria e Dosimetria	55
4	ACELERADORES LINEARES PARA RADIOTERAPIA	56
4.1	Princípio de Funcionamento - Diagrama de Blocos	56
4.2	Componentes de um Acelerador Linear Utilizado em Radioterapia.....	59
4.2.1	Sistema de Vácuo	60
4.2.2	Sistema de Resfriamento	60
4.2.3	Klystron	60

4.2.4	Magnetron	61
4.2.5	Estrutura Aceleradora	63
4.2.6	Canhão eletrônico	64
4.2.7	Pré Agrupador	64
4.2.8	Agrupador	66
4.2.9	Estrutura Aceleradora de Ondas Progressivas	66
4.2.10	Estrutura aceleradora de ondas estacionárias	67
4.2.11	Cabeçote de Tratamento	68
4.2.12	Magneto	69
4.2.13	Alvo	69
4.2.14	Colimadores Primários	70
4.2.15	Filtro Aplanador	70
4.2.16	Lâminas Espalhadoras de elétrons	71
4.2.17	Câmara Monitora	71
4.2.18	Colimadores Secundários	72
4.2.19	Sistema Óptico	73
4.2.20	Acessórios	73
4.3	Dispositivos de segurança	74
4.3.1	Proteção na sala de tratamento	74
4.3.2	Proteção contra erro do operador	75
4.3.3	Proteção contra radiações parasitas	75
4.3.4	Proteção contra irradiação na borda do volume de tratamento	76
4.3.5	Dispositivos de Segurança nos aceleradores lineares	76
4.4	Normas	77
4.4.1	Normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN)	77
4.4.2	Portarias do Ministério da Saúde	77
4.4.3	Recomendações do National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP-EUA)	78
4.4.4	Documentos de Orientação	79
4.4.5	Protocolos de Dosimetria (TRS – Technical Report Series)	79
4.4.6	Normas NBR IEC	79
5	ESTRUTURA DOS SERVIÇOS DE RADIOTERAPIA - LEVANTAMENTO REALIZADO EM SANTA CATARINA	81
5.1	Estrutura dos Serviços de Radioterapia	81
5.1.1	Estrutura de Pessoal	81
5.1.2	Estrutura Física	83
5.1.3	Equipamentos	84

5.2 Licenciamento para instalação de um serviço de Radioterapia	85
5.3 Funcionalidade e Segurança do Acelerador Linear	86
5.3.1 Aceitação.....	87
5.3.2 Comissionamento.....	87
5.3.3 Garantia da Qualidade	87
5.4 Responsabilidades	89
5.5 SERVIÇOS DE RADIOTERAPIA EM SANTA CATARINA.....	89
5.5.1 Metodologia da Pesquisa	89
5.5.2 Apresentação e Análise da Pesquisa.....	90
5.6 A Engenharia Clínica na Radioterapia	95
6 PROPOSTA DE PROGRAMA DE CONTROLE DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA NOS SERVIÇOS DE RADIOTERAPIA – ACELERADORES LINEARES	98
6.1 Etapa I - Identificação e registro.....	99
6.1.1 Identificação do Serviço	99
6.1.2 Identificação do Equipamento – Acelerador Linear.....	99
6.1.3 Identificação dos Equipamentos de Radiometria e Dosimetria.....	100
6.1.4 Identificação da Estrutura.....	100
6.2 ETAPA II – Identificação dos testes ou verificações	102
6.3 ETAPA III – Aplicação dos Testes ou Verificações e Registro dos Resultados...	104
6.4 Auditoria da CNEN	105
6.5 Verificação dos Serviços em Santa Catarina	106
6.6 Proposta de Implantação do Programa de Controle para AL.....	107
7 CONCLUSÕES.....	109
7.1 Sugestões para outros trabalhos.....	112
ANEXOS	113
ANEXO 1 - Valores de HVL e TVL	114
ANEXO 2 – Características dos Aceleradores Lineares	115
ANEXO 3 - Serviço de Radioterapia - Planta	116
ANEXO 4 – Formulários da Pesquisa	117
ANEXO 5 – Infra-estrutura para o Acelerador Linear	120
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	121

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Classificação das radiações ionizantes.....	10
Figura 2.2 – Curva de decaimento de um radioisótopo e seus principais parâmetros (TAUHATA, 2001).....	12
Figura 2.3 – Átomo, Camadas e Emissão do Fóton.....	14
Figura 2.4 – Comportamento dos fótons ao atravessar um material atenuador (A) (GALIANO, 2001) e curva de atenuação (B) (adaptado de TAUHATA, 2001).....	16
Figura 2.5 – Efeito Fotoelétrico - Fóton incidente e fotoelétron emergente (SOARES, 2003).....	17
Figura 2.6 – Fóton e elétron do espalhamento Compton, (adaptado de SOARES, 2003).....	18
Figura 2.7 – Espalhamento Rayleigh - fóton de baixa energia interagindo com elétron preso fortemente ao átomo, (adaptado de SOARES, 2003).....	18
Figura 2.8 – Espalhamento Thomson - fóton de baixa energia interagindo com elétrons mais livres do átomo (adaptado de SOARES, 2003).	19
Figura 2.9 – Produção de Pares - Fótons de alta energia transformam-se em duas partículas pela interação com o campo elétrico do núcleo do átomo (SOARES, 2003).....	19
Figura 2.10 - Formas de interação dos elétrons com a matéria. (A) Colisão elástica; (B) Colisão inelástica; (C) Freamento ou <i>Bremsstrahlung</i> (adaptado de GALIANO, 2001).....	21
Figura 2.11 - Região de <i>build up</i> e região de equilíbrio eletrônico (BIRAL, 2002). 25	25
Figura 2.12 - Estrutura do DNA. Normal (A); Quebra simples (B); Dupla quebra (C) (adaptado de BIRAL, 2002)	27
Figura 2.13 – Cartas de isodose para energia de 6 MV, distância foco superfície de 100 cm e campo de irradiação 5x5 cm em (A) e 10 x 10 cm em (B) (SCAFF, 1997).	28
Figura 2.14 – Atenuação da radiação (adaptado de TAUHATA, 2001).....	29
Figura 3.1 – Etapas do processo radioterápico (adaptado de GALIANO, 2001)...	37
Figura 3.2 – Aplicadores para tratamento ginecológico.	38
Figura 3.3 – Formato de fontes utilizadas em braquiterapia: tubo (A), agulha (B) e fios (C, D, E) (adaptado de SCAFF, 1997).....	40
Figura 3.4 – Tratamento com braquiterapia de alta taxa de dose (adaptado de SCAFF, 1997) (A), e foto do aparelho de HDR com monitoração por câmara de ionização (B).....	40

Figura 3.5 – Equipamento de raios-X para uso em radioterapia; no detalhe a bomba e o reservatório de óleo para refrigeração.	42
Figura 3.6 – Aparelho de telecobalto. Diagrama do cabeçote (INCA, 2000b) (A); foto do equipamento (B).....	43
Figura 3.7 – Esquema do acelerador linear com mesa de tratamento (A) e indicações dos movimentos possíveis com esquema de um simulador (B).	45
Figura 3.8 - Regiões de operação de um detector a gás (adaptado de TAUHATA, 2001).	50
Figura 3.9 – Esquema e foto do Contador Geiger-Müller (SCAFF, 1997;TAUHATA, 2001).	51
Figura 3.10 - Esquema de uma câmara de ionização (BOMFORD, 1993).	51
Figura 3.11. Esquema da câmara de ionização tipo dedal (SCAFF, 1997).....	52
Figura 3.12 – Esquema elétrico do eletrômetro tipo integrador (A) e tipo rate-meter (B) (SCAFF, 1997).....	53
Figura 3.13 – Esquema de uma câmara capacitiva (SCAFF, 1997).	54
Figura 3.14 – Esquema da câmara de ionização tipo Farmer (A) e Eletrômetro com câmara tipo Farmer (SCAFF, 1997).....	54
Figura 4.1 - Princípio do acelerador linear.	57
Figura 4.2 - Diagrama de Blocos do Acelerador Linear (adaptado de KARZMARK, 1981).....	57
Figura 4.3 – Componentes do acelerador linear para uso em radioterapia (SCAFF, 1997).....	59
Figura 4.4 – Secção transversal de uma válvula klystron de duas cavidades (KARZMARK, 1981).....	61
Figura 4.5 – Seção em Corte da válvula magnetron. Longitudinal em (A); Transversal em (B), (adaptado de KARZMARK, 1981; GALIANO, 2001).....	62
Figura 4.6 – Estrutura aceleradora e produção dos elétrons (DI PRINZIO, 1984).....	63
Figura 4.7 – Esquema da fonte de elétrons por aquecimento direto.	64
Figura 4.8 - Processo de agrupamento dos elétrons (adaptado de BOMFORD, 1993).....	65
Figura 4.9 – Anéis de cobre e montagem do tubo acelerador (KARZMARK, 1981).....	66
Figura 4.10 - Campo elétrico na estrutura aceleradora de onda progressiva (adaptado de KARZMARK, 1981; DI PRINZIO, 1984).....	67

Figura 4.11 – Comportamento das microondas na estrutura aceleradora de onda estacionária (adaptado de KARZMARK, 1981; DI PRINZIO, 1984).....	68
Figura 4.12 - Detalhes do cabeçote do acelerador linear (SCAFF, 1997).....	68
Figura 4.13 – Deflexão do feixe de elétrons pelo magneto e focalização no alvo. Em (A) deflexão de 90°, em (B) deflexão de 270° (DI PRINZIO, 1984).....	69
Figura 4.14 – Detalhes da produção de feixe de fótons (A) e feixe de elétrons (B) (adaptado de KARZMARK, 1981).	70
Figura 4.15 – Efeito do filtro aplanador sobre o feixe de fótons (GALIANO, 2001).....	71
Figura 4.16 – Disposição das câmaras de Ionização para monitoração do feixe de radiação no acelerador linear (GALIANO, 2001).	72
Figura 4.17 – Colimadores secundários (SCAFF, 1997).....	72
Figura 4.18 - Colimador multi-lâminas (A), lâminas do colimador em detalhe (B) (adaptado de SCAFF, 1997).....	73
Figura 4.19 – Bandeja para fixação dos blocos delimitadores de área (a), (SCAFF, 1997) e blocos de chumbo para delimitação da área irradiada (b).	74
Figura 5.1 - Distribuição dos serviços de Radioterapia no Estado de Santa Catarina.	91
Figura 5.2 - Atendimento de pacientes/ano nas mesorregiões de Santa Catarina.	91
Figura 5.3 - Pacientes atendidos/ano por equipamento ou conjunto de fontes radioativas.....	92
Figura 5.4 - Década de aquisição dos equipamentos ou fontes de radioterapia... ..	92
Figura 5.5 – (A) Sistema de planejamento, (B) Simulador de tratamento de radioterapia em Santa Catarina.	93
Figura 6.1 - Etapas do programa de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares.....	99
Figura 6.2 – Verificações diárias nos serviços com acelerador linear.	106
Figura 6.3 – Verificações mensais nos serviços com acelerador linear.	107
Figura 6.4 – Verificações anuais nos serviços com acelerador linear.	107
Figura 6.5 – Proposta de implantação do programa de controle para aceleradores lineares.....	108

LISTA DE QUADROS

Quadro 1.1 – Fatos históricos da radioterapia no Brasil (PINTO, 2000; GUIZZARDI, 2000; FENELON, 2003).....	1
Quadro 2.1 – Fatos históricos da descoberta das radiações ionizantes.	8
Quadro 2.2 – Mecanismo de interação da energia com a matéria e seus efeitos, compilado de (SCAFF, 1997).	15
Quadro 3.1 – Tumores malignos mais comuns em homens e mulheres de acordo com a ordem de frequência (SABBI, 2000).....	33
Quadro 3.2 - Resumo das principais técnicas radioterápicas e tratamentos (Fonte: LCCC - Setor de Física Médica, 2003).	35
Quadro 3.3 – Modelos e fabricantes de raios-X para radioterapia (INCA, 2000b).....	43
Quadro 3.4 – Modelos e fabricantes de Telecobalto (INCA, 2000b).	44
Quadro 5.1 – Listagem do equipamento mínimo recomendado para implementação de um programa de controle da qualidade em equipamentos de teleterapia (INCA, 2000a).	88
Quadro 5.2 - Serviços de radioterapia no Estado de Santa Catarina.....	90
Quadro 5.3 - Número de profissionais para um serviço de Radioterapia (PINTO, 2000).....	94
Quadro 6.1 – Relação de verificações diárias.....	102
Quadro 6.2 - Relação de verificações mensais.....	103
Quadro 6.3 - Relação de verificações anuais.....	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Características da energia conforme a frequência e comprimento de onda, (adaptado de GALIANO, 2001).....	13
Tabela 2.2 – Efeito predominante no tecido de acordo com a energia (BIRAL, 2002).....	20
Tabela 2.3 - Fator de qualidade para os diferentes tipos de radiação (fonte: ICRP 26 (1977) e norma NE 3.01 CNEN).....	23
Tabela 2.4 - LET de alguns tipos de energia (BIRAL, 2002)	24
Tabela 2.5 - Profundidade da região de <i>build-up</i> (adaptado de BIRAL, 2002).....	26
Tabela 3.1 – Fontes de radiação utilizadas em braquiterapia (adaptado do CBR,1995).....	39
Tabela 3.2 – Formato das fontes de radiação para braquiterapia (compilado de SCAFF, 1997).....	39
Tabela 3.3 – Características dos equipamentos de raios-X em radioterapia (compilado de SCAFF, 1997).....	42
Tabela 3.4 – Capacidade de penetração dos feixes de diferentes energias a 10 cm de profundidade (adaptado do INCA, 2000b).....	45
Tabela 3.5 - Parâmetros básicos de alguns aceleradores lineares de uso em radioterapia (adaptado de MACISZEWSKI, 2003).....	46
Tabela 5.1 – Listagem e custo dos equipamentos de radioterapia para um serviço de menor complexidade (Fonte: Setor de Física Médica da LCCC).....	84
Tabela 5.2 – Listagem e custo dos equipamentos de radioterapia para um serviço de maior complexidade (Fonte: Setor de Física Médica da LCCC).....	84
Tabela 5.3 – Relação e custo dos equipamentos de radiometria e dosimetria para um serviço de radioterapia (Fonte: Departamento de Física Médica da LCCC).....	85
Tabela 5.4 - Tecnologias disponíveis em Santa Catarina	91
Tabela 5.5 - Equipamentos de radiometria / dosimetria	93
Tabela 5.6 - Profissionais de radioterapia em Santa Catarina	94
Tabela 5.7 - Estimativa de casos novos de neoplasias malignas para o Estado de Santa Catarina (INCA, 2004).	95
Tabela 5.8 - População de Santa Catarina (Fonte: IBGE, Censo 2000).	95
Tabela 6.1 – Relação de parâmetros verificados bianualmente pela CNEN (INCA, 2000a).....	105

LISTA DE ABREVIATURAS

ABFM	–Associação Brasileira de Física Médica
AIEA	–Agência Internacional de Energia Atômica
AL	–Acelerador linear
CJDSMTR	–Conjunto para dosimetria
CNEN	–Comissão Nacional de Energia Nuclear
CORAD	–Coordenação de Instalações Radioativas
DFI	–Distância Fonte-Isocentro
DFS	–Distância Fonte-Superfície (SSD)
DIRAC	– <i>Directory of Radiotherapy Centres</i> – Centro de Registros de Radioterapia
EMH	–Equipamento Médico-Hospitalar
FAP	–Fundação Antônio Prudente
GQ	–Garantia da Qualidade
gTMH	–Gerenciamento de Tecnologia Médico-Hospitalar
GTMH	–Gestão de Tecnologia Médico-Hospitalar
HDR	– <i>High dose rate</i> – Alta taxa de dose
HVL	– <i>Half Value Layer</i> – Camada semirredutora
ICRP	– <i>International Commission on Radiological Protection</i> – Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	– <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> – Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação
IEC	–International Electrotechnical Commission – Comissão Internacional de Eletrotécnica
INCA	–Instituto Nacional de Câncer
IRD	–Instituto de Radioproteção e Dosimetria
LCCC	–Liga Catarinense de Combate ao Câncer
LDR	– <i>Low dose rate</i> – Baixa taxa de dose
MS	–Ministério da Saúde
NCRP	– <i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> – Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medidas - EUA
PDD %DD	ou – <i>Percentual Depth Dose</i> – Percentual de Dose em Profundidade
RF	–Radiofrequência

RFAS	–Relatório Final de Análise de Segurança
RPAS	–Relatório Preliminar de Análise de Segurança
SCRA	–Solicitação de Concessão de Registros e Autorizações
SI	–Sistema Internacional de Unidades
SSD	– <i>Source Skin Distance</i> – Distância Fonte Pele
TBI	– <i>Total Body Irradiation</i> – Irradiação de Corpo Inteiro
TG	– <i>Task Group</i> – Grupo de Trabalho
TLD	– <i>Thermoluminescent Dosimeter</i> – Dosímetro Termoluminescente
TMR	– <i>Tissue Maximum Ratio</i> – Razão máxima tecido ar
TPR	– <i>Tissue Phantom Ratio</i> – Razão tecido fantoma
TRS	– <i>Technical Report Series</i> – Série Relatórios Técnicos
TVL	– <i>Tenth Value Layer</i> – Camada decirredutora
UM	–Unidade Monitor

1 INTRODUÇÃO

Conhecido desde o início da história da medicina, o câncer é responsável por 13 a 15% dos óbitos no Brasil. Mesmo com as campanhas de prevenção para combater essa doença, um alto percentual da população é atingida todos os anos e cerca de uma em cada cinco pessoas desenvolverá algum tipo de câncer durante a sua vida. Por outro lado, 75% dos casos são controláveis e se descoberto precocemente podem ser curados (SABBI, 2000).

De modo geral, o tratamento do câncer, atualmente, é realizado por meio de cirurgia, radioterapia, quimioterapia, hormonioterapia e imunoterapia. Essas formas de tratamento, definidas pela equipe médica após criteriosa avaliação, podem ser aplicadas de forma isolada ou combinada. Contudo, a Engenharia Genética está proporcionando novas possibilidades como a correção nos genes como forma de diminuir ou eliminar a predisposição ao câncer.

Desde o início dos tratamentos de câncer com radioterapia, relatados por Jonhson e Merrill em 1900 (EISENBERG, 1992), as técnicas e os equipamentos empregados passaram por grande evolução. As atuais tecnologias aplicadas no tratamento radioterápico são sofisticadas e de alto custo.

1.1 A Radioterapia no Brasil

Muitos fatos marcaram a evolução da radioterapia no país, na busca da cura do câncer. Por meio de uma linha do tempo, o Quadro 1.1 relaciona os principais acontecimentos que construíram a história da radioterapia no Brasil, permitindo compreender a evolução das tecnologias aplicadas e dos centros de tratamento de câncer com radioterapia.

Quadro 1.1 – Fatos históricos da radioterapia no Brasil (PINTO, 2000; GUIZZARDI, 2000; FENELON, 2003).

DATA	FATO
1920	Instituto do Câncer Dr. Arnaldo, a primeira instituição brasileira destinada ao estudo e tratamento do câncer, criada por Dr. Arnaldo Augusto Vieira de Carvalho, diretor da Faculdade de Medicina da Santa Casa de São Paulo.
1923	Em Belo Horizonte, o Instituto do Radium inicia suas atividades como centro destinado ao estudo dos raios-X e do elemento rádio na busca da cura do câncer.
1926	Marie Curie e sua filha Irène (prêmio Nobel de Química) estiveram no Brasil (Rio de Janeiro e Belo Horizonte). Em Belo Horizonte visitaram o Instituto do Radium. Em 1950 o Instituto passou a denominar-se Hospital Borges da Costa.
1936	Foi oficializada em São Paulo a Associação Paulista de Combate ao Câncer (APCC) que, mais tarde, 1946, iniciou o atendimento efetivo por meio do Hospital Santa Cruz.
1938	Foi fundado o Centro de Cancerologia, no Hospital Estácio de Sá, no Rio de Janeiro que contava com um aparelho de radioterapia e um de radiodiagnóstico.
1941	Criado o Serviço Nacional de Câncer que passou a funcionar no mesmo local do Centro de Cancerologia, no Rio de Janeiro.

... continuação do Quadro 1.1.

1944	Criado no Rio de Janeiro o Instituto do Câncer e em 1946 é transferido, junto com o Serviço Nacional de Câncer, para o Hospital Gafrée e Guinle.
1953	O Hospital Antônio Cândido de Camargo (Hospital A. C. Camargo), São Paulo, iniciou as atividades de radioterapia com dois equipamentos convencionais (Maximar-250 da GE), um equipamento de radioterapia superficial (Maximar-100 da GE) e um conjunto de tubos e agulhas de rádio-226.
1956	Foi instalado no A. C. Camargo, um aparelho de radioterapia convencional (Stabilipan - Siemens) e um RX superficial de contato (Schoul-Siemens).
1957	O Instituto do Câncer passou a contar com quatro aparelhos de roentgenterapia profunda, dois de roentgenterapia superficial e duas unidades de cobalto (Theratron 60), além de rádio na forma de tubos e agulhas e equipamentos de dosimetria e uma oficina de radiomoldagem. No Hospital A. C. Camargo, foi instalada a primeira unidade de cobalto (Gammatron I da Siemens). Naquela época também era utilizada uma bomba com 05 gramas de rádio-226, que operava entre 05 e 10 cm de distância foco-pele, para tratamento de lesões superficiais e semiprofundas.
1961	O Instituto do Câncer passou a denominar-se Instituto Nacional do Câncer (INCA), uma das instituições de referência no país.
1968	Foi instalado, no Hospital A C Camargo a unidade de teleterapia de céσιο-137 e a segunda bomba de cobalto, denominação para o equipamento de Cobaltoterapia (Gammatron II).
1970	Início dos tratamentos radioterápicos em Santa Catarina com implementação do Serviço de Radioterapia do Hospital de Caridade.
1972	Em São Paulo, no Hospital Alemão Oswaldo Cruz foi instalado o primeiro acelerador linear para fótons e elétrons, para fins médicos do país, no Hospital Sírio-Libanês e, em seguida, no Hospital A C Camargo, foi instalado um outro acelerador linear (Clinac 4 – Varian).
1973	Associação Paulista de Combate ao Câncer (APCC) transformou-se na Fundação Antônio Prudente (FAP).
1974	O INCA adquiriu novos aparelhos: acelerador linear de alta energia com feixe de elétrons (Saturne 20), duas unidades de cobalto-60 (Eldorado 78 – estática e Theratron 780 – cinética) e um simulador de radioterapia.
1976	No Hospital A C Camargo, os tubos de rádio foram substituídos por tubos e agulhas de céσιο-137. O Serviço de Radioterapia da FAP foi reequipado com a aquisição de uma Unidade de Cobalto-60 (Gammatron S – Siemens) e um aparelho de raios X (Stabilipan II - Siemens).
1977	Instalação do primeiro acelerador linear em Santa Catarina no Serviço de Radioterapia do Hospital de Caridade.
1986	A FAP adquiriu e disponibilizou um equipamento para planejamento computadorizado (Theraplan) e um simulador para planejamento (Therazin).
1992	O Hospital A. C. Camargo adquiriu a braquiterapia de Alta Taxa de Dose - HDR que utiliza fonte de irídio-192.
1998	Entrou em funcionamento, no INCA, o segundo Acelerador Linear (600C – Varian). O Serviço de radioterapia possuía também isótopos radioativos para tratamento com baixa taxa de dose como sementes de ouro-198 e placas de cobalto-60.
2000	O INCA passou a contar com três simuladores para tratamento, um tomógrafo computadorizado, dois aceleradores lineares, um acelerador linear com feixes de fótons de baixa energia, duas unidades de cobalto, dois aparelhos de braquiterapia de baixa taxa de dose e um aparelho de braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de irídio-192.

Segundo o relatório de radioterapia da ABFM (Associação Brasileira de Física Médica), em 2001, o Brasil possuía cerca de 140 instalações de radioterapia.

As tecnologias utilizadas no Brasil estão sendo alteradas, seguindo uma tendência mundial, com a substituição dos equipamentos de telecobaltoterapia por

aceleradores lineares, fontes de braquiterapia convencional (Cs^{137}) de baixa taxa de dose por equipamentos de alta taxa de dose (Ir^{192}) e com o aumento dos implantes de fontes (I^{125}). Em 1999 e 2000 os serviços de radioterapia operaram com 2.942 fontes radioativas de braquiterapia (sementes, tubos e agulhas), 110 equipamentos de Co^{60} e 78 aceleradores lineares (TAUHATA, 2001).

Atualmente, os três centros de radioterapia mais importantes, como centro de estudos e treinamento de pessoal (médicos radioterapeutas, físicos médicos e técnicos em radioterapia), são: o Hospital A. C. Camargo e o Hospital Israelita Albert Einstein, em São Paulo e o Instituto Nacional do Câncer – INCA no Rio de Janeiro. Este último com três unidades hospitalares.

O Estado de Santa Catarina, que já possuía cinco serviços, a partir de 2002 vem recebendo o incremento de três novos serviços de radioterapia que farão uso das novas e complexas tecnologias.

1.2 Proposta de Trabalho

A inserção de tecnologias aplicadas à saúde para melhorar e agilizar o atendimento originou também, atividades mais complexas quais sejam: especificação, compra, recebimento e instalação de equipamentos, treinamento, manutenção e substituição de tecnologias, caracterizando as atividades de gTMH - gerenciamento de tecnologia médico-hospitalar. A Engenharia Clínica que, no Brasil, desempenhou atividades restritas à manutenção corretiva, nas instituições de saúde, durante um longo período, passou a desempenhar essas atividades mais complexas (BESKOW, 2001).

Levantamentos e estudos das tecnologias em saúde têm sido realizados por profissionais da engenharia clínica identificando a realidade brasileira para propor soluções de gerenciamento. O crescimento dessas atividades, gerando grande volume de informações, conduziu a ações mais amplas de gerenciamento caracterizando a Gestão de Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH) (GLOWACKI, 2003).

Com o propósito de identificar as estruturas utilizadas no tratamento radioterápico e as condições de funcionalidade e segurança das tecnologias aplicadas, este trabalho busca por meio de um estudo bibliográfico e um levantamento no Estado Santa Catarina, contribuir com uma proposta de controle de funcionalidade e segurança destas tecnologias, com foco no acelerador linear. Visa-se, dessa forma, contribuir com a melhoria da qualidade dos serviços prestados na área, disponibilizando informações e propondo programas de gerenciamento para estruturas de engenharia clínica na gestão da tecnologia médico-hospitalar (GTMH).

1.2.1 Objetivos

Com base nas considerações acima, este trabalho está delineado pelos objetivos:

a) Gerais

- Realizar um estudo de funcionalidade e segurança das tecnologias aplicadas à radioterapia, visando propor programas para seu gerenciamento, de modo a contribuir com a melhoria dos serviços de saúde;
- Contribuir com os serviços de Engenharia Clínica para o gerenciamento das tecnologias utilizadas em radioterapia.

b) Específicos

- Identificar e relacionar as normas técnicas aplicáveis;
- Realizar levantamento nos serviços de radioterapia do Estado de Santa Catarina;
- Identificar as atividades de controle e fiscalização exercidas pelos Órgãos responsáveis;
- Elaborar uma proposta de programa para controle de funcionalidade e segurança dos aceleradores lineares utilizados em radioterapia.

1.2.2 Justificativa

A pesquisa aplicada, especialmente na área de tecnologia em saúde, é ainda bastante incipiente no Brasil devido à escassez de investimentos. Um razoável percentual de equipamentos médicos encontra-se fora de operação devido ao gerenciamento inadequado dessa tecnologia que abrange desde uma compra mal dimensionada até a ausência de um programa eficiente de manutenção.

É, portanto, evidente a necessidade de controlar e gerenciar de forma adequada essas tecnologias proporcionando melhorias da qualidade para suporte à vidas. A Engenharia Clínica, ainda em desenvolvimento no Brasil, vem realizando trabalhos de pesquisa e gerenciamento na área da saúde, elevando a qualidade dos serviços e possibilitando disponibilizar com qualidade essas tecnologias durante o maior tempo possível.

Em Santa Catarina, o trabalho realizado pela Engenharia Clínica do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC vem adquirindo, cada vez mais, a adesão das instituições de saúde pela credibilidade que adquire na formação de profissionais e pela sua atuação nas unidades de saúde. Este fato comprova que o correto gerenciamento resulta em melhoria no funcionamento dos equipamentos, economia em manutenção, possibilidade de ampliação dos serviços e conseqüente melhoria da qualidade do

atendimento à população.

A partir da década de 40, com a publicação de vários resultados de observações clínicas, relacionando o efeito das radiações sobre os tecidos e com os progressos da física e da engenharia nuclear, desenvolveram-se materiais radioativos e, especialmente, equipamentos cada vez mais complexos para a emissão de radiações de forma controlada. Os aceleradores lineares, equipamentos de alta complexidade, constituem atualmente a tecnologia mais avançada para aplicação em radioterapia. Por meio dessa tecnologia é possível irradiar tecidos ou órgãos neoplásicos com precisão (tanto na localização quanto na intensidade do feixe) de forma que os tecidos sadios em sua volta possam ser preservados. O aumento do número de casos de câncer previstos para os próximos anos e a política de ampliação do atendimento à população e dos serviços, no país e especialmente no Estado de Santa Catarina, justificam atenção especial das instituições de pesquisa e gestão para as tecnologias de uso radioterápico.

Segundo o relatório do Instituto Nacional do Câncer (INCA, 2001), o número estimado de casos novos de câncer/ano para os próximos vinte anos deve passar de: 305.330 casos no ano 2001, para 572.490 no ano 2020.

De acordo com documento do Instituto Nacional de Câncer (Estimativa de Incidência e Mortalidade por Câncer no Brasil, 1998 e do Programa de Controle e Avaliação em Oncologia, 1994 - 1997), 60% dos pacientes com câncer farão tratamento com radioterapia; logo, o número de pacientes que fará tratamento com radioterapia está projetado com a seguinte estimativa: de 183.198 casos em 2001 para 343.494 em 2020.

A portaria 3535/GM/MS, no final do seu anexo II, recomenda a implantação de um equipamento de radioterapia para cada 500 casos novos anuais. Assim sendo, é desejável um razoável número de novas máquinas, ou seja: de 366 no ano 2001 para 686 em 2020. Considerando os atuais serviços de radioterapia no Brasil, aproximadamente 140, segundo o Relatório Radioterapia – 2000, da Associação Brasileira de Física Médica (ABFM), têm-se atualmente 1,2 máquinas/milhão de habitantes. Ressalte-se ainda que nos EUA este número atinge 12 máquinas/milhão de habitantes (DIRAC 2000 – IAEA).

Os dados apresentados nos relatórios citados mostram a preocupação com uma política governamental de melhoria da oferta e da qualidade dos serviços de radioterapia. Com a expedição da portaria 3535/GM/MS percebe-se a necessidade de identificar e desenvolver estudos que possam resultar em material referencial para melhor aplicação e gerenciamento das tecnologias aplicadas nessa área.

É importante destacar a instalação de três novos serviços de radioterapia no Estado de Santa Catarina, somados aos cinco anteriormente existentes. Esse fato comprova a implementação de uma política com a implantação e distribuição de serviços

de alta complexidade nas macrorregiões com conseqüente descentralização, a fim de tornar mais acessível e eficiente o atendimento à população.

Finalmente, a dificuldade de encontrar e acessar informações na área de radioterapia relacionadas às normas de segurança, funcionalidade e gerenciamento dos equipamentos de radioterapia, motivou também este trabalho que pretende constituir-se em uma contribuição para melhoria dos serviços de radioterapia.

1.2.3 Metodologia

Este trabalho iniciou com um levantamento do material bibliográfico, legislação, consultas na rede Internet, nos sites de instituições referência como Instituto Nacional do Câncer, Hospital A. C. Camargo e Ministério da Saúde.

A participação em cursos de capacitação realizados na UNICAMP (Universidade de Campinas), no IRD (Instituto de Radioproteção e Dosimetria), a implementação da disciplina de radioterapia para técnicos em radiologia, do CEFET/SC (Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina) e a participação nos Congressos Brasileiros de Física Médica em 2001 e 2003, contribuíram para compreensão dos principais conceitos da física da radioterapia e suas tecnologias.

As visitas às instituições referência na área tais como o IPEN/USP (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) em São Paulo, o IRD/CNEN (Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear) no Rio de Janeiro, e os serviços de radiologia, medicina nuclear e radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein em São Paulo, proporcionaram subsídios para elaboração deste trabalho.

O acompanhamento da construção do serviço de radioterapia do Complexo Hospitalar Vilson Kleinubing (Florianópolis) e a visita ao serviço de radioterapia em construção, do Hospital São José (Criciúma), contribuíram para melhor compreensão da realidade atual na radioterapia de Santa Catarina.

O levantamento realizado em todos os serviços de radioterapia do Estado de Santa Catarina possibilitou identificar as tecnologias de radioterapia e seu uso no tratamento oncológico. Os dados coletados in loco permitiram conhecer as instalações e os profissionais envolvidos facilitando o acesso às informações desejadas.

A análise dos documentos reunidos na pesquisa e as informações obtidas a partir do levantamento possibilitaram a formulação da proposta de um programa controle de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares utilizados em radioterapia, destacando a contribuição que a Engenharia Clínica pode oferecer aos serviços de radioterapia. Posteriormente retornou-se aos serviços que utilizam aceleradores lineares para identificar os controles realizados, de acordo com a proposta.

1.3 Estrutura do Trabalho

Este trabalho, situado na subárea de engenharia clínica, está estruturado em sete capítulos, incluindo este capítulo de apresentação.

O Capítulo 2 aborda tópicos da física das radiações, como fundamento para a compreensão da aplicação das radiações ionizantes e das tecnologias envolvidas no tratamento radioterápico.

O Capítulo 3 relaciona os principais tratamentos radioterápicos com as tecnologias aplicadas e descreve o princípio de funcionamento dos equipamentos e fontes de radiação utilizadas, bem como os equipamentos de medidas de radiação para atender aos princípios de radioproteção para pacientes e trabalhadores da área.

O Capítulo 4 descreve o equipamento foco deste trabalho, o acelerador linear, seu funcionamento, principais características e fabricantes. Esse capítulo aborda também a legislação, normas e orientações que regem o uso das radiações ionizantes no tratamento radioterápico.

O Capítulo 5 descreve a estrutura física e de pessoal de um serviço de radioterapia e os equipamentos mínimos necessários; descreve os trâmites para implementação de um serviço de radioterapia e relata o levantamento realizado nos serviços de radioterapia do Estado de Santa Catarina, identificando a distribuição geográfica dos serviços, as tecnologias em uso e equipes de trabalho. Esse capítulo aborda, ainda, a contribuição da Engenharia Clínica para radioterapia.

O Capítulo 6 apresenta uma proposta de programa de controle de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares de radioterapia como contribuição da Engenharia Clínica à melhoria dos serviços de saúde.

O Capítulo 7 finaliza o estudo, apresentando as conclusões e sugestões para outros trabalhos na área de radioterapia.

2 FÍSICA DA RADIOTERAPIA - FUNDAMENTOS

2.1 A Descoberta das Radiações

A descoberta e aplicações das radiações ionizantes foram marcadas por fatos relevantes ao longo do tempo os quais desafiaram a comunidade científica a investigá-los. As pesquisas e descobertas feitas levaram aos conhecimentos científicos e tecnologias atuais. O Quadro 2.1 lista os principais fatos históricos resultantes desta descoberta.

Quadro 2.1 – Fatos históricos da descoberta das radiações ionizantes.

Época	Fato
1895	Wilhelm Konrad Roentgen descobre a existência e a produção da radiação X quando, na Universidade de Wüzburg, Alemanha, ao repetir o experimento de outro cientista, Philipp Lenard, observou que raios catódicos, escapando por uma estreita janela de alumínio, de um tubo com vácuo, produziam uma luminescência em sais fluorescentes e um escurecimento em chapas fotográficas (EISENBERG, 1992).
1896/jan.	Roentgen realizou a primeira radiografia em público na Sociedade de Física Médica de Wüzburg (EISENBERG, 1992).
1896/mar	O cientista francês Becquerel constata a atividade radioativa dos sais de Urânio (EISENBERG, 1992).
1896/abr.	Um relatório médico apresentado no “Medical Record” descreve um caso no qual um carcinoma gástrico teve uma surpreendente resposta quando irradiado com raios-X (EISENBERG, 1992).
1898	O casal Curie (Pierre e Marie Curie) anunciou, na Academia de Ciências de Paris, a descoberta do rádio. Naquela mesma época, Madame Curie demonstrava que as radiações, descobertas por Becquerel poderiam ser medidas usando técnicas baseadas no efeito da ionização (origem do eletrômetro de Curie) (EISENBERG, 1992).
1900	Wallace Johnson e Walter Merrill publicaram um artigo descrevendo os resultados positivos obtidos em câncer de pele pela aplicação de raios-X (EISENBERG, 1992).
1920	Iniciaram-se os estudos relativos à aplicação dos raios-X na inspeção de materiais dando origem à radiologia industrial (OKUNO, 1982).
1934	Irene e Frédéric Joliot Curie descobrem a radioatividade em elementos artificiais e acontece um impulso nas aplicações médicas com a obtenção de isótopos radioativos (EISENBERG, 1992).
1940 (final da década)	Surgiu a idéia de usar a tensão alternada para acelerar partículas carregadas originando, mais tarde, o acelerador de partículas (KARZMARK, 1981).
1950 (meados da década)	Construído um LINAC (<i>Linear Accelerator</i>) com a finalidade de tratar tumores profundos, pelo Stanford Microwave Laboratory, sendo instalado no Stanford Hospital, localizado em São Francisco – EUA (KARZMARK, 1981).
1972	Sir Godfrey Newbold Hounsfield inventou a tomografia computadorizada (EISENBERG, 1992).

2.2 Aplicações das Radiações

A partir da descoberta dos raios-X, médicos trabalharam intensivamente na identificação de fraturas de ossos valendo-se da nova descoberta. A descoberta dos radioisótopos¹, por volta de 1932, tornou possível a sua utilização como marcadores ou traçadores para localização e identificação de doenças no organismo humano (medicina nuclear). Esses radioisótopos são utilizados como fontes de energia ocasionando quebras de moléculas e destruição dos tecidos cancerosos na radioterapia (EISENBERG, 1992 e OKUNO, 1982).

Na indústria, de forma geral e com auxílio das radiografias (utilizando raios-X) ou gamagrafias (utilizando radiação gama), é possível analisar desde folhas vegetais finas até aços de 25 cm de espessura, identificando descontinuidades ou heterogeneidades nos materiais, utilizando a metodologia dos ensaios não destrutivos. Adicionando pequenas quantidades de um radioisótopo ao fluxo líquido ou gasoso, é possível a verificação de vazamentos. Na indústria de alimentos, é possível aumentar o tempo de consumo de alimentos perecíveis e, na agricultura, a criação de novas variedades e melhoria da produção de alimentos (OKUNO, 1982).

Na indústria médica, especificamente, a radiação é utilizada na esterilização de materiais hospitalares. Na medicina, a radiação tem sua mais importante aplicação denominada genericamente de radiologia, que compreende a radioterapia, a radiologia diagnóstica e a medicina nuclear.

Na radioterapia, a radiação ionizante destrói os tecidos neoplásicos. Para isso, utilizam-se radiações dos elementos radioativos (Césio-137, Cobalto-60, Irídio-192, e Estrôncio-90) e radiações produzidas por equipamentos de raios-X e aceleradores de partículas, como os aceleradores lineares. Utiliza-se fundamentalmente duas técnicas de aplicação das radiações, denominadas teleterapia e braquiterapia. Na teleterapia, a aplicação da radiação ionizante nos tecidos neoplásicos é feita por uma fonte radioativa situada distante do paciente, normalmente de 80 a 100 cm. Nessa técnica são utilizados equipamentos como o Telecobalto-60, equipamentos de raios-X com energias até 300 kV e aceleradores de partículas com energias até 25 MeV. Na braquiterapia, os tecidos neoplásicos são expostos à radiação ionizante utilizando-se uma ou mais fontes de radiação em contato com o tecido ou muito próximo dele. A braquiterapia utiliza fontes de Césio-137, Estrôncio-90, Irídio-192 e outras (OKUNO, 1992; SCAFF, 1997).

¹ Átomos, ou núclídeos instáveis que emitem radiação e são denominados radioisótopos ou radionúclídeos, por ex: césio, rádio, cobalto.

2.3 Formas de Energia Radiante

Segundo Albert Einstein, “A matéria é energia em estado de condensação e a energia é a matéria em estado radiante”. Ao se utilizar o termo radiação, faz-se referência a uma forma de transporte de energia, a qual ocorre fundamentalmente de dois modos: com transporte de matéria - radiação corpuscular, ou sem o transporte de matéria – radiação eletromagnética (OKUNO, 1982).

2.4 Origem das Radiações

Com base nos modelos atômicos estabelecidos, quando um átomo está em equilíbrio seu núcleo e seus elétrons estão em orbitais estacionários. Com incidência de energia, esse equilíbrio é perdido, levando o átomo a um estado de desequilíbrio (excitado). A tendência em voltar à condição de equilíbrio provoca a liberação de energia radiante.

A radiação pode ser produzida por processos de ajustes de estabilização do núcleo dos átomos, das suas camadas eletrônicas, ou mesmo pela interação das radiações com partículas do átomo, com o núcleo ou com o próprio átomo. Assim, pela estabilização ou ajuste do núcleo do átomo, acontece a produção da radiação alfa, beta ou gama; pela estabilização ou ajuste na eletrosfera ou ainda a interação de partículas com o campo eletromagnético do núcleo ou dos elétrons, acontece a produção da radiação eletromagnética (raios-X, luz, infravermelho).

De acordo com características tais como, a intensidade da energia, a presença ou não de partículas e os tipos de interações, a energia recebe diferentes denominações e pode ser classificada conforme o esquema da figura 2.1.

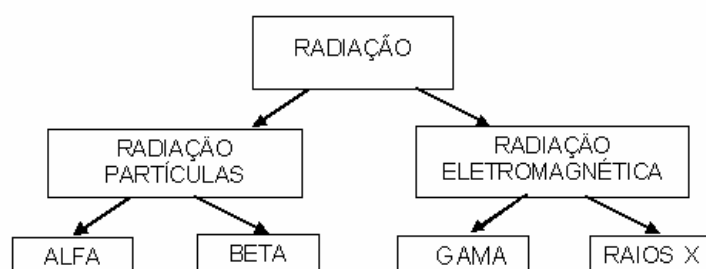


Figura 2.1 - Classificação das radiações ionizantes.

A radiação alfa, ou partícula alfa, é resultante do processo de estabilização de um núcleo. No processo de conversão do Urânio em Tório, por exemplo, processo denominado decaimento, tem-se a emissão de radiação alfa.

A radiação beta, ou partícula beta, é outra forma de estabilização do núcleo do átomo. Acontece quando há um excesso de nêutrons em relação aos prótons, com a

emissão de uma partícula negativa (elétron, ou simplesmente partícula beta) pela conversão de nêutrons em prótons. A radiação beta também pode acontecer quando o processo de estabilização dá-se devido ao excesso de prótons em relação aos nêutrons, com a emissão de uma partícula positiva (pósitron) pela conversão de prótons em nêutrons.

A radiação gama é produzida quando o núcleo, após ter emitido radiação alfa ou beta, libera o excesso de energia sob a forma de radiação eletromagnética (origem nuclear). Os raios-X são produzidos na eletrosfera do átomo pelo freamento de partículas carregadas (origem eletrônica) no campo eletromagnético do núcleo do átomo ou dos elétrons (TAUHATA, 2001).

2.5 Radioatividade

Elementos instáveis realizam transformações para se estabilizarem. Os processos de ajustes na busca da estabilidade podem liberar energia na forma de partículas alfa (radiação alfa), partículas beta (radiação beta) ou radiação eletromagnética (radiação gama). Em cada emissão de radiação, o átomo transforma-se ou transmuta-se em um elemento químico com novas propriedades químicas e físicas. Esse processo de transformação e ajuste é denominado decaimento radioativo. As transformações não ocorrem simultaneamente, mas de modo aleatório, contudo numa grande quantidade de átomos, a probabilidade do número de transformações é uma constante, denominada constante de decaimento (TAUHATA, 2001).

2.5.1 Atividade de uma amostra (A)

A atividade de uma amostra radioativa é avaliada pela taxa de transformações que ocorrem com os átomos de uma substância radioativa, conforme a relação:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda \cdot t} \quad (2.1)$$

onde A_0 é o número de átomos instáveis na amostra num determinado instante inicial, λ a probabilidade de decaimento por átomo por segundo e t o tempo considerado.

As unidades são:

1 Bq (Bequerel), no Sistema Internacional que corresponde a uma desintegração por segundo ou 1 Ci (Curie) = $3,7 \times 10^{10}$ Bq, correspondente ao número de transformações em 1 grama de Rádio²²⁶.

2.5.2 Meia - Vida do Radioisótopo (T)

O intervalo de tempo, contado a partir de um determinado instante, para que a atividade de um elemento radioativo (radioisótopo) seja reduzida à metade é denominado meia-vida ($T_{1/2}$). A relação entre a meia vida e a constante de decaimento é:

$$T_{1/2} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (2.2)$$

2.5.3 Vida - Média do Radioisótopo (τ)

A vida - média é uma outra forma de avaliar a atividade dos radionuclídeos. É o tempo necessário para que a atividade decresça de um fator $1/e$, sendo “e” a base do logaritmo neperiano.

$$\tau = \frac{1}{\lambda} \quad (2.3)$$

A figura 2.2 mostra a curva de decaimento de um elemento radioativo e relaciona “meia – vida” e “vida – média”.

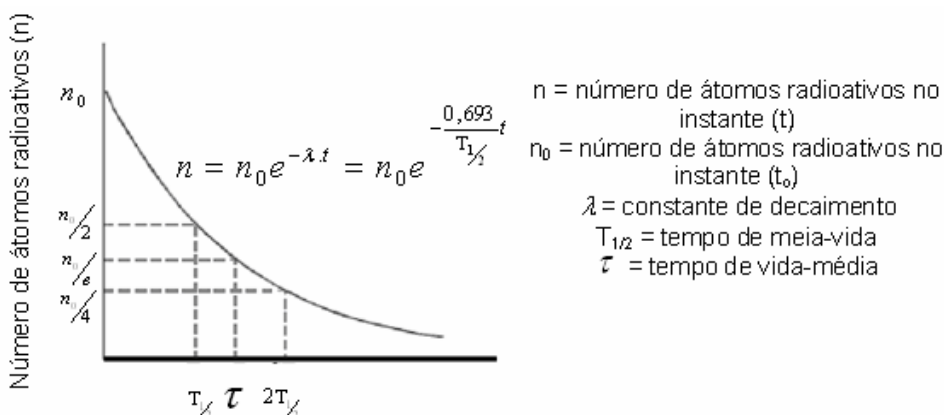


Figura 2.2 – Curva de decaimento de um radioisótopo e seus principais parâmetros (TAUHATA, 2001).

2.6 Características da energia radiante

Partículas como elétrons, prótons, nêutrons e alfas possuem massa e, com uma velocidade V , apresentam uma energia (E) definida pela relação:

$$E = \frac{1}{2} m V^2 \quad (2.4)$$

onde: m é a soma das massas das partículas e V a velocidade da partícula.

A tabela 2.1 mostra as diferentes aplicações da energia radiante, de acordo com o comprimento de onda ou frequência.

Tabela 2.1 - Características da energia conforme a frequência e comprimento de onda, (adaptado de GALIANO, 2001).

Frequência (Hz)	Comprimento de onda	Energia do fóton	Propriedades
1,0 x 10 ⁵ a 3,0 x 10 ¹⁰	3 km a 1 cm	413 peV a 124 µeV	Ondas de rádio. Desde as ondas longas até as ondas ultra-curtas de radar. São produzidas através de oscilações elétricas e detectadas por equipamentos eletrônicos (antenas). Passam através de isolantes e são refletidas por condutores elétricos.
3,0 x 10 ¹² a 3,0 x 10 ¹⁴	100 µm a 1 µm	12,4 meV a 11,24 eV	Radiação infravermelha. São produzidas pelas vibrações moleculares e por excitações dos elétrons das camadas mais externas dos átomos. São detectadas com dispositivos de calor e filmes. A maior parte dos sólidos é opaca a essa radiação.
4,3 x 10 ¹⁴ a 7,5 x 10 ¹⁴	700 nm a 400 nm	1,77 eV a 3,1 eV	Luz visível desde o vermelho até o violeta. Produzida pelos elétrons das camadas mais externas dos átomos. Gerada por lâmpadas e descargas elétricas em tubos de gás. Detectada por filmes, células fotoelétricas e pelo olho.
7,5 x 10 ¹⁴ a 3,0 x 10 ¹⁶	400 nm a 10 nm	3,1 eV a 124 eV	Luz ultravioleta. Produzida pelos elétrons mais externos da eletrosfera. Detectada por filmes, contadores Geiger e câmaras de ionização. Produzem eritema na pele, mata microorganismos e é um agente na produção de vitamina D.
3,0 x 10 ¹⁶ a 3,0 x 10 ¹⁸	10 nm a 100 pm	124 eV a 12,4 keV	Raios-X moles. Produzidos por elétrons internos do átomo. Detectados por filmes, contadores Geiger e câmaras de ionização. Não utilizados na radiologia pelo fraco poder de penetração.
3,0 x 10 ¹⁸ a 3,0 x 10 ¹⁹	100 pm a 10 pm	12,4 keV a 124 keV	Raios-X de diagnóstico e terapia superficial.
3,0 x 10 ¹⁹ a 3,0 x 10 ²⁰	10 pm a 1 pm	124 keV a 1,24 MeV	Raios-X de terapia profunda e Raios-gama de processos radioativos.
3,0 x 10 ²¹	100 fm	112,4 MeV	Radiação de aceleradores lineares ou betatrons pequenos,
3,0 x 10 ²²	10 fm	124 MeV	Radiação de acelerador linear de grande porte (utilizado para estudos).
3,0 x 10 ²³	1 fm	1,24 GeV	Radiação produzida por síncrotrons de prótons ou grandes aceleradores lineares ou pelo sol (raios cósmicos)

A radiação eletromagnética caracteriza-se por oscilações elétricas e magnéticas. O transporte de energia acontece numa mesma velocidade, para o vácuo diferindo apenas no comprimento de onda para as diferentes energias cuja quantificação está fundamentada na teoria dos quanta de Max Planck em 1901. Ele denominou de fótons os pacotes ou quanta de energia. A energia (E) de um fóton é proporcional à frequência da radiação.

$$E = h \cdot \nu \quad (2.5)$$

onde: h é a constante de Planck ($6,63 \times 10^{-34}$ J . s ou $4,14 \times 10^{-15}$ eV) e ν a frequência da radiação.

Independentemente da sua natureza, as ondas caracterizam-se pelo seu comprimento e pela sua frequência. Do mesmo modo, o movimento de uma partícula caracteriza-se pela sua energia cinética e quantidade de movimento. Assim, quando faz-se referência à radiação eletromagnética, utilizam-se ambos os conjuntos de magnitudes (OKUNO, 1982).

2.7 Radiação ionizante e não-ionizante

A base do presente estudo é o Modelo atômico criado por Rutherford-Bohr (sistema planetário) em que o átomo é formado por uma região central ou núcleo na qual estão os prótons, nêutrons e outras sub-partículas e uma região em torno do núcleo onde giram os elétrons (eletrosfera). Os elétrons, que possuem carga elétrica negativa, gravitam em órbitas bem definidas por níveis de energia, em torno do núcleo, denominadas camadas (K, L, M, N...). Os elétrons mais próximos do núcleo (K, L) estão mais fortemente ligados a este e tendem a ocupar as camadas mais próximas. Se, por algum motivo, os elétrons passam do seu nível fundamental para camadas mais afastadas, considera-se que o átomo encontra-se em estado excitado. Nessa situação, os átomos não são estáveis e apresentam uma tendência de voltar a seu estado fundamental. Isso equivale dizer que os elétrons tendem a cair para as camadas mais próximas do núcleo. Esse processo pode gerar a emissão de fótons de energia igual à diferença entre as camadas do salto, figura 2.3.

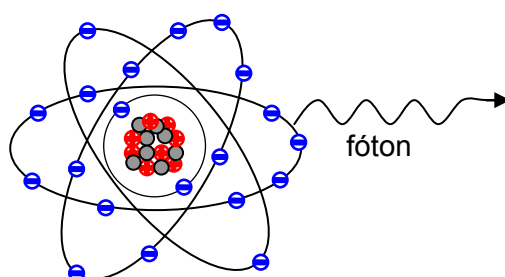


Figura 2.3 – Átomo, Camadas e Emissão do Fóton.

Pelo fato de existirem muitas camadas, os fótons emitidos podem ser de diferentes energias. Fornecendo energia suficiente ao elétron, ele poderá escapar do núcleo deixando o átomo carregado positivamente. Esse processo é conhecido como ionização.

Quando a interação das ondas eletromagnéticas de alta energia desencadeia ionizações de partículas da matéria, é denominada radiação ionizante. Os fótons

associados a essa radiação transferirão parte de sua energia para os elétrons que serão postos em movimento. Esses elétrons, por sua vez, irão transferir sua energia aos átomos e moléculas no seu caminho, o que provocará novas ionizações. Assim, os efeitos biológicos associados a essa radiação serão de maior ou menor intensidade, dependendo do tipo de tecido ou organismo exposto a esse tipo de energia.

As ionizações poderão ser provocadas por ondas eletromagnéticas e também por partículas. Os elétrons produzidos artificialmente (como na teleterapia), partículas alfa, partículas beta, partículas subatômicas como prótons, nêutrons, píons e múons também podem ser radiações ionizantes.

As radiações podem ser classificadas como diretamente ou indiretamente ionizantes. Quando a transferência de energia para a matéria é realizada por partículas que possuem carga elétrica tais como partículas alfa, beta e elétrons e interagem com muitos átomos, é dita diretamente ionizante. Radiações indiretamente ionizantes são as que não possuem carga tais como nêutrons e radiação eletromagnética (raios-X e gama). Interagem individualmente transferindo sua energia para os elétrons que irão provocar novas ionizações. De modo inverso, quando radiações eletromagnéticas tal como a luz visível, não conseguem provocar ionizações, são denominadas de radiações não-ionizantes (BIRAL, 2002).

2.8 Interações com a matéria

Quando a radiação incide num material, produzem-se diferentes resultados que dependem do tipo de radiação (fótons, elétrons, nêutrons, etc.), da intensidade da radiação, do tipo de material e do seu estado (densidade e estado físico).

Se a energia da radiação é suficientemente elevada, produzirá ionização no material, isto é, arrancará elétrons dos átomos, que por sua vez, seguirão ionizando outros átomos. A radiação incidente é denominada radiação primária e os elétrons arrancados, radiação secundária. Grande parte da radiação ionizante (ionização, excitação e dissociação de moléculas) deve-se à radiação secundária. As possibilidades de interação dos fótons com a matéria e seus efeitos estão sintetizados no Quadro 2.2.

Quadro 2.2 – Mecanismo de interação da energia com a matéria e seus efeitos, compilado de (SCAFF, 1997).

Possibilidades de interação	Efeitos da interação
a) Interações com elétrons dos átomos	Absorção total
b) Interação com núcleos	Espalhamento elástico (coerente)
c) Interação com o campo coulombiano dos núcleos ou dos elétrons	Espalhamento inelástico (incoerente)
d) Não haver interação	Transmissão sem nada acontecer

Em a e c existe absorção de energia; em b e c há espalhamento e em a, b e c há uma contribuição para atenuação da energia incidente.

2.8.1 Interações dos fótons com a matéria

Os fótons, ao atravessar a matéria, interagem tanto com elétrons quanto com os núcleos atômicos havendo uma dispersão e atenuação, Figura 2.4 (A). Os fótons incidentes serão atenuados segundo uma exponencial figura 2.4 (B). Essa atenuação depende da energia do fóton e do tipo de material a ser, por ele, atravessado, dentre eles: peso atômico, densidade eletrônica e densidade do material.

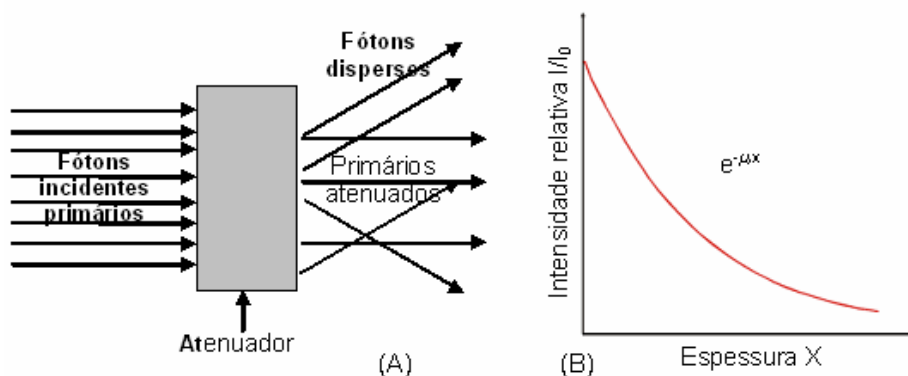


Figura 2.4 – Comportamento dos fótons ao atravessar um material atenuador (A) (GALIANO, 2001) e curva de atenuação (B) (adaptado de TAUHATA, 2001).

Dependendo do material e da energia os fótons incidentes tenderão a produzir efeitos diversos, raios-X ou raios- γ , os quais possuem propriedades ora de onda, ora de partícula. As ondas eletromagnéticas interagem com estruturas que são semelhantes, em tamanho, ao seu comprimento de onda. Para os raios-X, cujo comprimento de onda está entre 10^{-9} e 10^{-11} metros, esses valores correspondem a energias entre 1 keV e 100 keV, de acordo com a equação 2.5. Os processos de interação mais comuns, de acordo com o interesse deste trabalho são cinco (SCAFF, 1997), conforme segue:

a) Efeito fotoelétrico

Quando o resultado da interação do fóton é a liberação de um elétron fortemente ligado ao núcleo do átomo, com a conseqüente ionização desse átomo, diz-se que houve um efeito fotoelétrico, Figura 2.5. Nesse processo o fóton incidente desaparece, um íon é formado e o elétron livre é colocado em movimento com a energia do fóton menos a sua energia de ligação com o átomo definido pela relação:

$$E_c = h\nu - B_e \quad (2.6)$$

onde h é a constante de Planck, f é a freqüência da radiação e B_e a energia de ligação do elétron.

Assim, para átomos com baixo número atômico, a energia de ligação dos elétrons da camada K é baixa e o fotoelétron liberado tem energia aproximadamente

igual a do fóton incidente. O Carbono é um exemplo, cuja energia é de, aproximadamente 0,284 keV. Para os átomos com alto número atômico, como o Bário, a energia de ligação para os elétrons da camada K é de 37,4 keV e do fotoelétron é proporcionalmente menor.

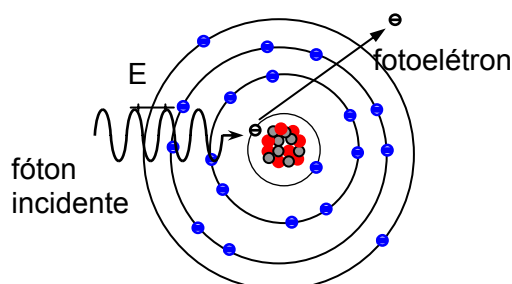


Figura 2.5 – Efeito Fotoelétrico - Fóton incidente e fotoelétron emergente (SOARES, 2003).

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é maior para baixas energias e para elementos químicos com elevado número atômico (Z). Esse efeito aumenta com o aumento da densidade do meio e do número atômico dos elementos constituintes do meio em $(Z)^4$ e, diminui com o aumento da energia do fóton (BIRAL, 2002 e TAUHATA, 2001).

b) Efeito Compton

O efeito Compton ocorre quando um fóton interage com um elétron periférico do átomo. O fóton e o elétron são espalhados e o elétron recebe parte da energia do fóton incidente tendo o fóton resultante menor energia do que ele, Figura 2.6. Esse fóton resultante poderá seguir e provocar outras interações semelhantes. A probabilidade de interação por espalhamento Compton é inversamente proporcional à energia do fóton ($1/E$). Fótons de maior energia, entretanto, têm maior probabilidade de transferir toda sua energia para o elétron atingido.

A principal característica do espalhamento Compton está na relação entre os ângulos do espalhamento do fóton e do elétron. O ângulo do fóton espalhado poderá ser de até 180° enquanto o elétron poderá ter aproximadamente a mesma direção do fóton incidente havendo, nesse caso, uma grande transferência de energia para o elétron. A equação abaixo descreve a energia dos fótons espalhados após a colisão:

$$hv' = \frac{hv}{\left\{ 1 + \left[\frac{hv}{m_0 c^2 (1 - \cos \theta)} \right] \right\}} \quad (2.7)$$

onde hv é a energia do fóton incidente, hv' a energia do fóton espalhado e $m_0 c^2$ a energia de repouso do elétron (SCAFF, 1997).

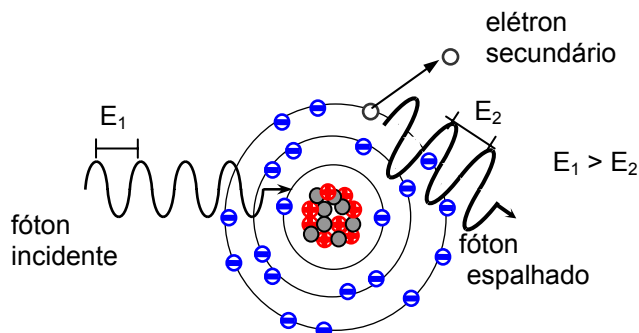


Figura 2.6 – Fóton e elétron do espalhamento Compton, (adaptado de SOARES, 2003).

c) Espalhamento Clássico, Espalhamento Rayleigh, Efeito Thomson

Apesar das diversas denominações, a interação por espalhamento, descrito por J. J. Thomson, acontece quando a interação de um fóton de baixa energia (inferior a 10 KeV) resulta na emissão da mesma energia, espalhamento coerente², isto é, sem perdas. No espalhamento clássico, o fóton incidente deixa o átomo excitado e este, por sua vez, libera esse excesso de energia sob a forma de fóton disperso, não havendo ionização do átomo.

Quando a interação ou choque acontece com átomo por inteiro, e nesse caso o comprimento de onda é igual ou algumas vezes maior que o tamanho do átomo, o espalhamento clássico é denominado espalhamento Rayleigh, Figura 2.7.

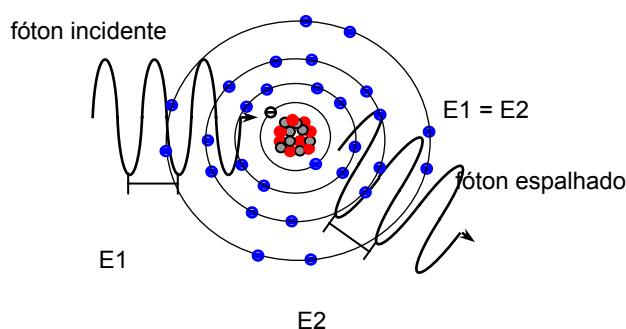


Figura 2.7 – Espalhamento Rayleigh - fóton de baixa energia interagindo com elétron preso fortemente ao átomo, (adaptado de SOARES, 2003).

No espalhamento Thomson, a interação acontece com elétrons mais livres das camadas externas do átomo e do meio absorvedor, Figura 2.8. Em todos, os fótons são

² Conceito também utilizados na óptica quando a luz não sofre atenuação ou seja, não sofre interferência.

espalhados em pequenos ângulos e com energia igual à do fóton incidente ou seja com a mesma frequência (SOARES, 2003).

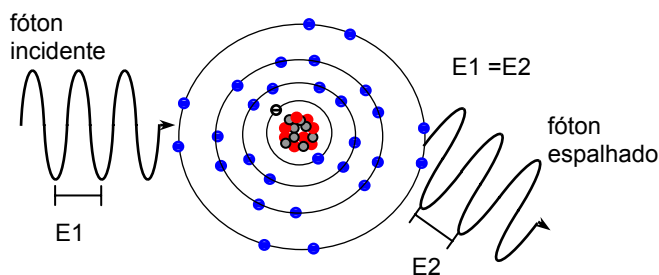


Figura 2.8 – Espalhamento Thomson - fóton de baixa energia interagindo com elétrons mais livres do átomo (adaptado de SOARES, 2003).

d) Produção de Pares

Os processos de produção de pares descrevem a interação da alta energia com a matéria sendo de particular interesse na radioterapia. Segundo (SCAFF, 1997), as perdas de energia pela interação com a matéria é o processo mais importante.

A produção de pares ocorre quando fótons com energia maior ou igual a 1,022 MeV passam próximos a núcleos de número atômico elevado. A radiação incidente interage com o núcleo transformando-se em duas partículas, o par elétron-pósitron, Figura 2.9.

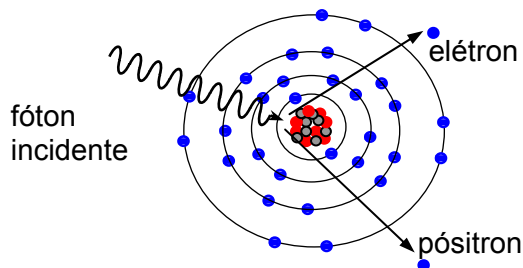


Figura 2.9 – Produção de Pares - Fótons de alta energia transformam-se em duas partículas pela interação com o campo elétrico do núcleo do átomo (SOARES, 2003).

De acordo com a teoria de Einstein, a energia equivalente à massa do elétron é 0,511 MeV. Como no processo são gerados 2 elétrons, a energia do fóton incidente é de, pelo menos, 1,022 MeV. A equação que descreve esse processo é:

$$\gamma = e^{-} + e^{+} + E_c \quad (2.8)$$

onde γ é a energia incidente, e^{-} e e^{+} são o par elétron – pósitron e E_c Energia Cinética transferida ao meio pelas partículas (TAUHATA, 2003).

O pósitron, após ser criado, perde sua energia no meio e finalmente, após interação com algum elétron desencadeia a aniquilação de ambos, originando radiação gama.

e) Fotodesintegração

Na fotodesintegração o fóton de altíssima energia (superior a 10 MeV) escapa da interação com os elétrons e é absorvido pelo núcleo que se desestabiliza e ejeta um nêutron, um próton ou uma partícula alfa, ou mesmo um grupo de partículas. Nesse caso haverá uma mudança do átomo que interagiu com essa alta energia pela mudança do seu número de prótons ou nêutrons (SOARES, 2003).

A tabela 2.2 relaciona os diferentes níveis de energia e o efeito predominante no tecido humano dos processos acima descritos.

Tabela 2.2 – Efeito predominante no tecido de acordo com a energia (BIRAL, 2002).

Faixa de energia dos fótons	Processo de atenuação predominante (em tecido humano)
Até 50 keV	Fotoelétrico
60 – 90 keV	Fotoelétrico + Compton
200 keV a 2 MeV	Compton
5 Mev a 10 MeV	Compton + Produção de par
Acima de 50 MeV	Produção de Par

2.8.2 Interações dos elétrons com a matéria

Os elétrons, pelo fato de possuírem massa e carga elétrica, interagem com maior intensidade, em relação aos fótons, por meio de interações coulombianas, com outros elétrons e com os núcleos dos átomos. Fundamentalmente essas interações podem ser:

- c) colisões elásticas em que há um desvio da trajetória do elétron incidente e uma pequena transferência de energia, Figura 2.10 (A).
- d) colisões inelásticas quando o elétron incidente cede parte ou toda sua energia para arrancar um outro elétron da camada provocando uma ionização. Tanto o elétron incidente quanto elétron deslocado poderão seguir ionizando e excitando outros átomos, figura 2.10 (B). Pode ocorrer que esta interação não seja suficiente para produzir uma ionização, porém apenas uma excitação. Neste caso o átomo voltará ao estado anterior.
- e) colisão radiativa acontece quando o elétron passa muito perto de outro elétron da camada ou do núcleo havendo uma grande perda de energia cinética que é emitida sob a forma de energia eletromagnética (fótons). Essa é denominada radiação de freamento ou *Bremsstrahlung*, Figura 2.10 (C) (GALIANO, 2001).

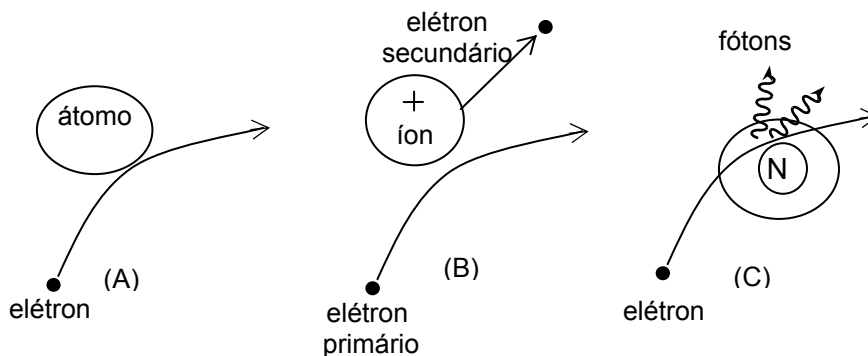


Figura 2.10 - Formas de interação dos elétrons com a matéria. (A) Colisão elástica; (B) Colisão inelástica; (C) Freamento ou *Bremsstrahlung* (adaptado de GALIANO, 2001).

2.8.3 Interações dos nêutrons com a matéria

Os nêutrons possuem massa muito maior do que os elétrons, aproximadamente 1840 vezes maior e não possuem carga elétrica. Por esse fato, percorrem grandes distâncias antes de interagir possuindo, portanto, semelhante aos fótons, grande poder de penetração. Eles têm a propriedade de interagir fortemente com os prótons e nêutrons do núcleo. Isso torna as substâncias irradiadas com nêutrons também radioativas, pela desestabilização do núcleo (GALIANO, 2001).

2.9 Grandezas e Unidades

As radiações produzidas em um serviço de radioterapia devem atender às normas da CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear). As medidas são realizadas de forma indireta, ou seja, avalia-se o efeito causado pela radiação, como por exemplo, a ionização do ar. As principais grandezas que quantificam a energia entregue ao tecido neoplásico (energia desejada) e a energia indesejada, que deverá ser bloqueada, estão descritas a seguir.

2.9.1 Exposição (roentgen)

Estabelecida após os primeiros encontros da ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) e a ICRP (*International Commission on Radiological Protection*), em 1928, a grandeza exposição, usualmente representada por X , é definida como a quantidade de radiação absorvida pelo ar. Realizar essa avaliação é medir a quantidade de cargas/íons (dq) produzidas em uma quantidade de massa (dm) de ar seco (na temperatura $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ e pressão de 1 atm) incidindo radiação X ou gama. A relação que define é:

$$X = \frac{dq}{dm} \quad (2.9)$$

A unidade no SI é : $\frac{C}{kg}$

Essa medida pode ser obtida com a coleta de cargas elétricas entre duas placas metálicas sob uma diferença de potencial (capacitor). É uma grandeza integrada no tempo pelo fato de que o número de cargas elétricas produzidas depende do tempo de irradiação. A escolha do ar seco dá-se pela semelhança, na capacidade de ionização, com o tecido humano e em uma faixa de energia que vai de 10 keV a 10 MeV (BIRAL, 2002). A unidade de exposição utilizada, segundo o SI, é o roentgen (R) cuja definição é:

$$1 \text{ roentgen} = 2,58 \times 10^{-4} \frac{\text{coulomb}}{\text{qui log rama}} \quad (2.10)$$

2.9.2 Dose Absorvida (rad, gray)

A definição da grandeza *dose absorvida* veio da necessidade de quantificar não somente a energia depositada através dos efeitos produzidos pela interação dos raios X e gama com a matéria, mas também a energia depositada pelos feixes de elétrons de alta energia, partículas alfa e partículas beta, (BIRAL, 2002).

A relação que define dose absorvida é:

$$D = \frac{de}{dm} \quad (2.11)$$

onde *de* é a energia e *dm* a unidade massa considerada.

Estão associadas as seguintes unidades:

ergs/g ; no sistema CGS ou *Joule/kg* no sistema internacional.

Ainda é utilizada a unidade "rad" (*radiation absorbed dose*) onde:

$$1 \text{ rad} = 100 \frac{\text{erg}}{\text{g}}$$

No sistema internacional é utilizada a unidade Gray (Gy), onde:

$$1 \text{ Gy} = \frac{J}{kg} \text{ ou } 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad ou } 1 \text{ cGy} = 1 \text{ rad}$$

2.9.3 Equivalente de Dose (rem, sievert)

Segundo (TAUHATA, 2001), o termo *Dose Equivalente* utilizado na norma CNEN – 3.01 e na grande maioria dos vocabulários, é uma tradução equivocada da ICRP 26. O termo correto deve ser *Equivalente de Dose*.

Mesmo conhecendo a energia depositada na matéria por um feixe de radiação, verificou-se que isso era insuficiente para avaliar os efeitos biológicos, fator importante

para proteção radiológica, pois esses efeitos são dependentes também do tipo de radiação incidente. Assim, radiação beta, gama, X e alfa possuem pesos diferentes nesse processo. A grandeza *Equivalente de dose* H é definida:

$$H = D * Q \quad (2.12)$$

onde D é a dose absorvida, Q é um fator atribuído aos diferentes tipos de radiação (Q é igual a 1 para radiação beta, gama e X e igual a 20 para partículas alfa). Desse modo, a radiação alfa possui um traço de ionização muito mais denso devido a sua carga elétrica, maior inércia e velocidade mais baixa. Por exemplo, a deposição de uma mesma quantidade de energia realizada por partículas alfa e por elétrons resultará em uma dose equivalente maior para as partículas alfa.

A unidade para essa grandeza é o Sievert (Sv) que corresponde a 1 joule por quilograma (J/kg).

Inicialmente a grandeza *Equivalente de dose* foi associada à unidade rem (*roentgen equivalent man*) ou *equivalente roentgen no homem* quando a dose absorvida for em *rad*.

Assim temos: 1 Sv = 100 rem.

A tabela 2.3 lista os valores do fator de qualidade Q para os diferentes tipos de radiação. Esse fator é dependente da LET (*Linear Energy Transfer*) da radiação considerada descrita no item 2.11.

Tabela 2.3 - Fator de qualidade para os diferentes tipos de radiação (fonte: ICRP 26 (1977) e norma NE 3.01 CNEN)

Tipo de radiação	Q
Fótons (raios-X e raios gama) e elétrons	1
Prótons e partículas com uma (1) unidade de carga elétrica e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	5
Nêutrons de energia desconhecida	20
Partículas alfa e demais partículas com carga superior a uma unidade de carga elétrica	20

2.10 Kerma

O termo *kerma* (*kinetic energy released per unit mass – in medium*) é utilizado para definir a grandeza que quantifica a diferença entre o fluxo de energia incidente e emergente de uma determinada espessura irradiada. Essa grandeza é comumente utilizada para avaliar a energia cinética depositada ao longo de um feixe de fótons incidente num material. Se, porém, fosse considerado um feixe de fótons de alta energia, o processo aconteceria em duas etapas, pois os elétrons do meio iriam continuar a interação com as partículas do próprio meio. Essa grandeza avalia a primeira parte do processo. A relação que define o *kerma* (K) é:

$$K = \frac{d}{dm} E_{tr} \quad (2.13)$$

onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas, liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm e a unidade é $J.kg^{-1}$ ou Gray (Tauhata, 2001).

Kerma no ar é uma quantificação realizada através da avaliação das cargas elétricas produzidas em um volume de ar devido a uma dose absorvida. A unidade de medida dessa grandeza é o Gray (J/kg) Gy/s ou $Gy/(s/m^2)$ e as aferições tomadas a 1 metro da fonte de radiação. A câmara de ionização é o aparelho de medida utilizado para essa quantificação (BIRAL, 2002).

2.11 LET

O rastro da ionização produzida por uma partícula, ao penetrar em um meio, varia com a natureza da partícula. Essa característica é denominada LET, *linear energy transfer* ou transferência linear de energia, que pode ser interpretada como a perda de energia por unidade de comprimento linear num determinado meio. Essa grandeza está assim definida:

$$LET = \frac{E_{depositada}}{d_{percorrida}} \quad [keV/\mu m] \quad (2.14)$$

onde: $E_{depositada}$ é a energia absorvida pelo meio e $d_{percorrida}$ é a distância linear, na direção do feixe incidente em que essa absorção acontece.

Com essa grandeza é possível avaliar a energia absorvida pelo meio, por unidade linear de propagação ($keV/\mu m$ - quiloelétron-volt por micrometro). Para um determinado meio, a LET é diretamente proporcional ao quadrado da carga da partícula e inversamente proporcional à sua energia cinética. Assim, as partículas alfa com baixa velocidade apresentam a mais alta LET. Outras partículas como prótons, nêutrons e íons pesados apresentam alta LET. Elétrons, fótons-X ou gama são radiações de baixa LET (BUSHONG, 1997; SOARES, 2003). A Tabela 2.4 lista valores da LET para diferentes tipos de energia.

Tabela 2.4 - LET de alguns tipos de energia (BIRAL, 2002)

Energia	LET em água ($keV/\mu m$)
Fótons (com cerca de 100 keV)	3 – 6
Fótons (com cerca de 1 MeV)	0,2 – 0,5
Elétron (com cerca de 1 keV)	12,1
Elétron (com cerca de 10 keV)	2,27
Elétron (com cerca de 100 keV)	0,375
Elétron (com cerca de 1 MeV)	0,155
Elétron (acima de 10 MeV)	0,145
Partícula alfa (com cerca de 1 MeV)	250 (150)
Partícula alfa (com cerca de 5 MeV)	95 (50)

Nem toda energia de uma partícula alfa estará limitada ao traço de ionização. Para partículas alfa de 5 MeV, parte dessa energia, (20%), será transferida aos raios delta. Os raios delta são elétrons secundários com energia mais alta capazes de produzir um rastro de ionização próprio (BIRAL, 2002).

2.12 Região de *Build-up* e região de equilíbrio eletrônico

Quando fótons de alta energia penetram em um meio sofrem uma atenuação segundo uma exponencial de coeficiente negativo conforme a espessura e a distância da fonte. Da interação desses fótons com o meio resulta a produção de pares íons/elétrons de alta energia. Esses, por sua vez, interagem com outros átomos provocando excitações e ionizações. Assim que os fótons atravessam a superfície, a energia depositada é baixa devido a um pequeno número de interações. Esses íons/elétrons produzidos irão interagir somente depois de percorrer um determinado espaço e a energia total depositada torna-se maior pela ionização ao longo e principalmente no final da sua trajetória. À medida que os fótons penetram, porém, serão atenuados baixando o número de elétrons produzidos e também a energia depositada. A distância entre a interface do meio e a região de maior depósito de energia é denominada região de *build-up*. A região seguinte é denominada região de equilíbrio eletrônico, ou seja, a mesma energia depositada pelos fótons na produção de elétrons é também nela depositada pelos elétrons gerados nas regiões antecedentes. O fenômeno, ilustrado na Figura 2.11, mostra que a energia depositada no início da interface é zero, aumentando à medida que penetra no material até a região de equilíbrio eletrônico.

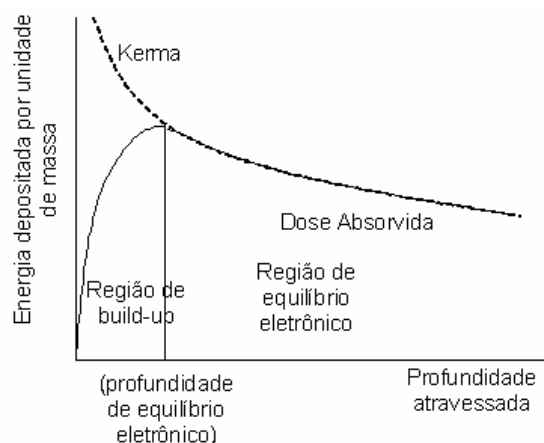


Figura 2.11 - Região de *build up* e região de equilíbrio eletrônico (BIRAL, 2002)

A aplicação desse conceito está nas medidas de alta energia. Se uma câmara de ionização for posicionada na região de *build up*, estará medindo uma falsa energia a que o meio estaria potencialmente sujeito. A Tabela 2.5 mostra a profundidade aproximada da região de equilíbrio eletrônico, em água ou tecido humano, para energias

de fótons típicas de aceleradores lineares. Utiliza-se a água devido ao coeficiente de atenuação, para essas energias, ser muito próximo do tecido humano.

Tabela 2.5 - Profundidade da região de *build-up* (adaptado de BIRAL, 2002).

Energia do feixe de fótons [MeV]	Valor típico da profundidade de equilíbrio eletrônico, em água ou tecido humano) [cm]
1	0,5
4	1
8	2
18	3

2.13 Efeito Biológico

A interação da radiação ionizante com os tecidos do organismo pode ocasionar elétrons e íons livres ou radicais produzidos pelo rompimento de ligações químicas. Como átomos e moléculas atingidos estão no interior das células, haveria, em última análise, uma alteração no metabolismo celular, com possibilidade de desestruturar ou alterar as funções celulares. É o efeito biológico.

Relacionar a radiação incidente com efeito produzido e identificar quando ela se torna prejudicial ao organismo é um desafio, para que se determine os limites nas normas de proteção radiológica.

“Um dosímetro natural que as pessoas têm disponível são os seus linfócitos, prontamente afetados por doses mínimas de radiação ionizante. Doses da ordem de 250 mSv ou mais podem ser detectadas. De fato, essas aberrações cromossômicas³ podem ser encontradas ainda presentes mesmo 40 anos após a ocorrência da radiação” (BIRAL, 2002).

Desde o início do século passado, cientistas estudam e observam os efeitos da radiação ionizante. Células que possuem alta taxa de reprodução são mais sensíveis a essa radiação ionizante. Quanto menos diferenciadas são as células nas suas funções, mais radiosensíveis elas são (inversamente proporcional ao grau de diferenciação). Também a quanto mais divisões uma célula estiver sujeita, para se tornar adulta, mais radiosensível ela é.

Células humanas tais como: espermatogônias, (estado anterior ao espermatozóide), hematopoiéticas (localizadas na medula óssea), células basais da epiderme, eritroblastos (que dão origem ao eritrócito ou hemácia), células neoplásicas (células de um tumor que perderam o controle da divisão celular) fazem parte das células

³ Alterações na estrutura do DNA da célula quando o mesmo se recompõe após uma quebra da cadeia, aqui devida à incidência da radiação ionizante.

mais radiosensíveis. Por serem as células neoplásicas mais radiosensíveis a aplicação da radiação é indicada, e tem por finalidade provocar a sua destruição.

Toda estrutura da célula é afetada pela radiação ionizante, porém o maior problema em relação ao seu funcionamento normal está em desestabilizar o sistema de informações, o DNA. Uma alteração nessa estrutura poderá determinar alteração na síntese de enzimas ou proteínas, resultando em alterações nas funções celulares. O DNA possui uma forte tendência de se recompor quando sua estrutura é afetada por qualquer distúrbio e, por isso, pode, ao se recompor, gerar códigos diferentes para a síntese das substâncias.

A cadeia de DNA está organizada numa dupla estrutura conforme esquematizado na figura 2.12(A). A radiação ionizante pode interagir com esta estrutura provocando basicamente dois tipos de desordem: uma quebra simples em que apenas um dos lados da cadeia é rompida (B) ou uma quebra dupla da cadeia provocando maior desordem na estrutura (C).

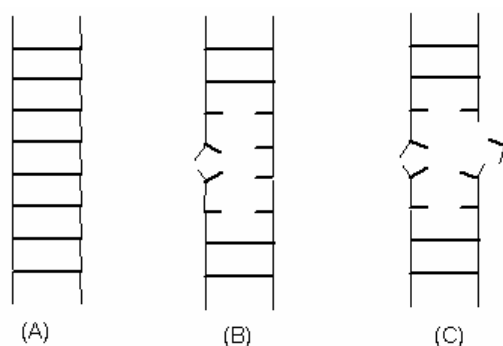


Figura 2.12 - Estrutura do DNA. Normal (A); Quebra simples (B); Dupla quebra (C)
(adaptado de BIRAL, 2002)

Fundamentalmente as alterações podem ser classificadas em: mutações pontuais, quando a desordem constitui-se em alterações nas seqüências das bases do DNA; aberrações estruturais, quando há quebra de cromossomos; aberrações numéricas, quando há alterações no número de cromossomos.

É importante destacar que a radiação ionizante, ao interagir com meios biológicos, causa efeitos físicos e químicos como a quebra de moléculas, gerando novas substâncias, ou radicais livres que irão alterar ou desequilibrar o meio celular. A interação da radiação com o DNA, contudo, é considerada potencialmente deletéria.

Dois efeitos estão associados às causas provocadas pela radiação ionizante: os efeitos determinísticos e os efeitos estocásticos. Classifica-se como efeito determinístico a exposição de um indivíduo a altas doses de radiação que levam o organismo ou um grande número de células à morte. Esta relação, praticamente imediata, de causa e efeito demora desde algumas horas até semanas entre a exposição e o aparecimento dos

sintomas. A radioterapia, cujo propósito é a morte de um grupo de células, denominadas neoplásicas, está associada ao efeito determinístico.

Para organismos ou células expostas a baixas doses de radiação ou a doses eventuais a relação causa e efeito é pouco definida. Nessa classe, encontram-se os efeitos estocásticos ou aleatórios. É bastante discutível o efeito causado pelas radiações nessas circunstâncias. Não se pode determinar com certeza a influência de pequenas doses de radiações ao longo do tempo num organismo, determinando o aparecimento de um câncer ou de uma alteração genética (VELASQUES, 1993; TAUHATA, 2002).

Os limiares de dose, considerados nas normas de proteção radiológica, estão associados aos efeitos determinísticos e não aos efeitos estocásticos (BIRAL, 2002).

2.14 Cartas de Isodose

Para determinar a dose no volume tumoral, utilizam-se cartas de isodose, que são mapas da distribuição de dose no paciente. Esses mapas são formados por linhas que identificam pontos de mesma dose denominados curvas de isodose. Essas curvas são obtidas experimentalmente com feixes que incidem perpendicularmente ao plano de irradiação do material cuja densidade deve ser 1 g/cm³, sendo esta a densidade aproximada do corpo humano (SCAFF, 1997). A figura 2.13 mostra duas cartas de isodose obtidas para a mesma energia de fótons de 6 MV a uma distância de 100 cm para dois campos, de 5 x 5 cm e 10 x 10 cm, respectivamente.

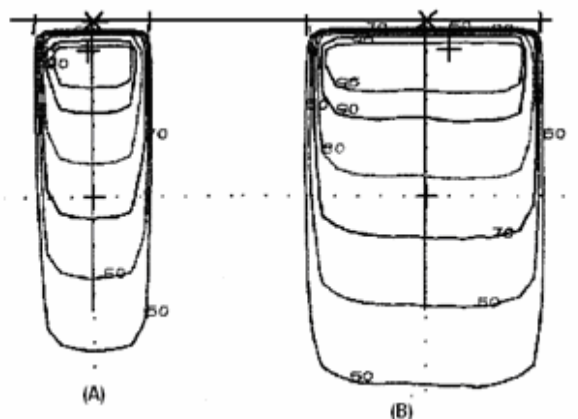


Figura 2.13 – Cartas de isodose para energia de 6 MV, distância foco superfície de 100 cm e campo de irradiação 5x5 cm em (A) e 10 x 10 cm em (B) (SCAFF, 1997).

A precisão da dose aplicada nos diferentes tecidos, com tolerância máxima de 5% (BERDAKY, 2001), é um dos objetivos mais importantes no tratamento radioterápico, seja nos tecidos neoplásicos ou sadios das circunvizinhanças. No tratamento radioterápico, é comum a aplicação de doses locais de aproximadamente 2 grays/dia.

Os valores assinalados em cada linha da Figura 2.13 mostram valores

percentuais em relação à dose máxima ou profundidade de equilíbrio eletrônico (SCAFF, 1997).

2.15 Radioproteção – Blindagens

O controle sobre as radiações depende de 3 fatores: tempo, distância e barreira. Para os que trabalham com fontes de radiação de alta energia, além dos colimadores, aventais, labirintos e outros protetores é necessária a utilização de uma barreira ou blindagem para preservar esses profissionais de exposições indesejadas que extrapolam as doses mínimas estabelecidas pelas normas CNEN.

As blindagens são selecionadas conforme o tipo de radiação. O dimensionamento das blindagens está condicionado ao coeficiente de atenuação linear total (μ) de cada material. Esse coeficiente é uma relação entre o feixe incidente (I_0) e o feixe emergente (I) descrito por:

$$I = I_0 e^{-\mu \cdot x} \quad (2.15)$$

onde μ é a probabilidade do feixe sofrer atenuação por espalhamento Compton, absorção fotoelétrica ou formação de pares, denominado coeficiente de atenuação total, e “ x ” a espessura da blindagem. A figura 2.14 ilustra uma curva de atenuação.

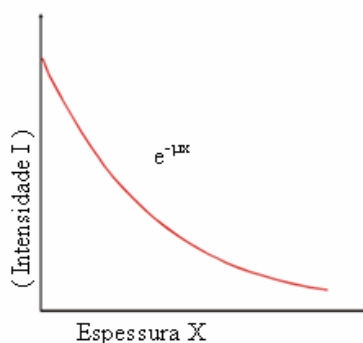


Figura 2.14 – Atenuação da radiação (adaptado de TAUHATA, 2001)

2.15.1 Blindagens para nêutrons

Aceleradores que produzem energias de radiação (fótons ou elétrons) acima de 10 MV produzem feixes contaminados com nêutrons. Assim, o plano de blindagem da sala deve prever barreiras para nêutrons. Os materiais com baixo número atômico são indicados para blindagem para nêutrons, evitando um espalhamento elástico, o qual poderia provocar o espalhamento de nêutrons em todas as direções. Os materiais mais utilizados são a água, a parafina, o grafite e o concreto (VIGNA FILHO, 2000).

2.15.2 Blindagem para partículas carregadas

As partículas carregadas (elétrons, beta), ao penetrarem no meio, dissipam

energia até sua velocidade estar em equilíbrio com as partículas do mesmo. A distância percorrida é denominada alcance da partícula.

O alcance de cada partícula está relacionado com o seu tamanho, sua energia e com o tipo de material. Para blindagens dessas partículas, utiliza-se material de baixo Z com consistência mecânica tais como: acrílico, teflon, alumínio, pvc, polietileno e concreto. O chumbo não deve ser utilizado para blindar elétrons devido à produção de radiação de freamento (*Bremsstrahlung*), o que agravaria mais a situação.

2.15.3 Blindagem para fótons

Os fótons, raios-X e gama, atravessam o material absorvedor e a redução dessa energia está relacionada com a espessura do absorvedor, natureza do material absorvedor e energia da radiação. A atenuação é uma exponencial aproximada definida pela equação 2.16.

$$I = I_0 e^{-\mu \cdot x} = I_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right) \rho \cdot x} \quad (2.16)$$

onde: μ é o coeficiente de atenuação total do material para a energia considerada; e μ/ρ é o coeficiente de atenuação total em massa; ρ é a densidade do material e x é a espessura da blindagem (TAUHATA, 2001).

Os principais materiais utilizados para blindagem de fótons são: chumbo, aço e concreto.

2.15.4 Camada Semirredutora (HVL) e Camada Decirredutora (TVL)

A radiação do feixe de fótons não sofre atenuação total pela blindagem. Daí o conceito de camada semirredutora – HVL (*Half Value Layer*) que corresponde à espessura do material capaz de atenuar a intensidade do feixe de radiação pela metade. A equação que relaciona o coeficiente de atenuação e a camada semirredutora HVL é:

$$\mu = \frac{0,693}{HVL} \quad (2.17)$$

O valor 0,693 é obtido da equação 2.16 fazendo $I = \frac{1}{2} I_0$.

A equação que descreve a atenuação é dada por:

$$I = I_0 e^{-\frac{0,693}{HVL} \cdot x} \quad (2.18)$$

De forma semelhante utiliza-se o conceito da camada decirredutora – TVL (*Tenth Value Layer*) que corresponde a espessura de material que atenua 10 vezes a radiação incidente (TAUHATA, 2001).

Os conceitos de camada semirredutora (HVL) e camada decirredutora (TVL) são muito utilizados no dimensionamento de barreiras de radioproteção. A energia utilizada, o

material utilizado, a atenuação desejada são fatores que influenciam na espessura da barreira de proteção. O Anexo 1 apresenta uma tabela de valores de HVL e TVL para três materiais em função da tensão de pico para um tubo de raios-X, como exemplo. Existem outras tabelas que apresentam os valores de HVL e TVL para radionuclídeos emissores de radiação gama (TAUHATA, 2001). O Anexo 1 apresenta os valores de HVL e TVL para chumbo, concreto e ferro em função da tensão de pico em um tubo de raios-X .

3 TECNOLOGIAS PARA TRATAMENTO RADIOTERÁPICO

A crescente inserção de tecnologias em procedimentos de saúde como inovação, ampliação ou substituição daquelas já existentes, originam a necessidade de ações de controle, manutenção, segurança e funcionalidade, caracterizando um problema de gestão de tecnologia médico-hospitalar (GTMH) (BESKOW, 2001). Transportando para a área da radioterapia, a aplicação de GTMH será possível com a sistematização do conhecimento, das necessidades da saúde e das disponibilidades tecnológicas. O estudo dos problemas da saúde a serem resolvidos, tratamentos radioterápicos e tecnologias aplicadas tem a finalidade de produzir o aporte necessário para futuras ações de GTMH nesta área.

3.1 O Câncer

Originário de uma palavra latina (*cancrum* = caranguejo), o câncer, cujo sinônimo em grego é *karkinos* (carcinoma, neoplasia ou tumor) é uma doença que atinge milhões de pessoas no mundo inteiro de acordo as estatísticas dos órgãos oficiais. No Brasil, ocorrem mais de 270.000 novos casos a cada ano, sendo que mais de 100.000 vão a óbito no mesmo período segundo estimativas para 1998 do Pro-Onco (Programa de Combate ao Câncer). No mundo, observa-se uma tendência no aumento do número de câncer. Um exemplo disso é o câncer de mama cresce 1,5% ao ano (SABBI, 2000). De acordo com estudos realizados, a mudança nos hábitos alimentares e sociais, a urbanização, a industrialização, o aumento da expectativa de vida, o aumento do uso de agrotóxicos e muitos outros fatores levam ao aumento da incidência do câncer na população humana.

Mesmo sendo encontrado em diversos animais, o câncer tem sua principal manifestação no ser humano, especialmente na forma maligna. Ocorre em qualquer idade, raça ou sexo, contudo é menos freqüente em crianças, aumentando a probabilidade de ocorrência com o aumento da idade. Pelo menos 65% dos tumores malignos ocorrem em pessoas com idade superior a 50 anos (SABBI, 2000).

Apesar dos avançados sistemas de pesquisa dos mecanismos celulares, as afirmações feitas por um especialista não esclarecem a exata origem e identificação da doença "câncer" como sendo única.

"O câncer é um grupo de doenças que ocorre quando as células se tornam anormais, dividindo-se e formando mais células, sem controle ou ordem. O câncer é o resultado de uma série de alterações nos genes que controlam o crescimento e o comportamento celular. A ocorrência e a falta de controle dessas alterações gênicas continuam sendo objeto de intensas pesquisas

médicas em todo o mundo. Alguns desses genes são hereditários e seus portadores podem ter predisposição ao câncer, enquanto outros tipos de câncer são considerados esporádicos” (Richard D. Klausner, MD, National Cancer Institute, 1998).

O corpo humano, originado a partir de uma célula-ovo que passa por divisões sucessivas até tornar-se adulto, possui nessa fase (adulta) células que se multiplicam constantemente para renovação (sanguíneas, interior do tubo digestivo, pele), células que se multiplicam raramente (fígado) e células que não se multiplicam (sistema nervoso). Há, portanto, um código “inteligente” guardado na célula (no DNA), determinando que a reprodução aconteça somente para determinados tipos de células quando for necessário, enquanto para outras esse comando inexistente. No momento em que essas células estiverem se reproduzindo e fatores denominados cancerígenos (radiações, substâncias químicas nocivas, tipos de vírus, excesso de radicais livres no organismo) estiverem presentes, poderão interferir na montagem do código de reprodução celular específica e predispor esta nova célula a reproduções descontroladas originando um tumor.

As células cujo código de multiplicação foi alterado podem começar a reproduzir-se com maior rapidez de forma descontrolada, não atingindo a forma especializada como chegam as células normais, originando um tumor. Pela rapidez com que se multiplicam, podem originar ramificações infiltrando-se em outros tecidos ou mesmo deslocando-se para outras partes do organismo. Além disso, passam a consumir grande parte dos nutrientes debilitando o restante do organismo podendo levar o indivíduo a óbito (SABBI, 2000). O Quadro 3.1 mostra uma relação dos tumores malignos mais comuns em homens e mulheres de acordo a ordem de freqüência.

Quadro 3.1 – Tumores malignos mais comuns em homens e mulheres de acordo com a ordem de freqüência (SABBI, 2000).

ORDEM	No Homem	Na mulher
1	Pele	Pele
2	Estômago	Mama
3	Pulmão	Colo uterino
4	Próstata	Estômago
5	Bexiga	Cólon
6	Esôfago	Pulmão
7	Cólon e reto	Reto e ânus
8	Boca	Bexiga

O tratamento de pacientes com câncer é realizado atualmente com cirurgia (principalmente para tumores sólidos em fase inicial), radioterapia (com uso da radiação ionizante), quimioterapia (com uso de medicamento via oral ou endovenosa), imunoterapia (uso de medicamentos para reforçar defesa imunológica do paciente) e

tratamentos auxiliares tais como o psicológico e o nutricional. Em um grande número de casos, a melhoria do estado do paciente e o aumento da expectativa de vida ou mesmo a cura total do câncer são obtidos principalmente com tratamentos associados (cirurgia e radioterapia, quimioterapia e radioterapia).

A cirurgia é aplicada em alguns tumores sólidos principalmente nas fases iniciais quando o tumor ainda é localizado, ou seja, não está infiltrado em outros tecidos. A cirurgia é utilizada também como forma de prolongar a vida do paciente ou diminuir seu sofrimento.

A radioterapia é a aplicação de radiação ionizante no tecido tumoral de forma a gerar grande quantidade de radicais livres que danificam as células levando-as à morte.

A quimioterapia, de forma geral, é aplicada em situações nas quais os tumores estão disseminados. Ela pode apresentar efeitos colaterais como anemia, queda de cabelo e vômitos que devem ser controlados.

Por fim, os tratamentos auxiliares, de fundamental importância, consistem no tratamento psicológico e nutricional dos portadores de câncer.

Novas formas de tratamento estão sendo testadas, proporcionadas pelos avanços da Engenharia Genética. Já é possível interferir nos genes para corrigir defeitos adquiridos que poderiam originar tumores. O tratamento do câncer da mama já é beneficiado pela oncogenética, sendo que dois genes que predisõem a este tumor já foram identificados. Com isto é possível prever quem tem maior ou menor predisposição a esta doença. Pesquisas na área da biologia molecular possibilitam a descoberta de drogas mais eficazes e com menos efeitos colaterais para o tratamento do câncer.

Drogas com capacidade de impedir o crescimento dos vasos sanguíneos que nutrem o tecido tumoral estão sendo testadas com bom resultados em animais (SABBI, 2000).

3.2 Tratamentos com Radioterapia

A radioterapia tem por objetivo irradiar exclusivamente as células tumorais. No entanto, devido à dificuldade de se encontrar somente células neoplásicas nas áreas limítrofes dos tumores, células saudáveis também são irradiadas, para não se correr o risco de deixar células neoplásicas fora do campo de irradiação. A capacidade de recuperação das células saudáveis e o fracionamento das doses de radiação, contudo, permitem que as células tumorais sejam destruídas bem antes das células saudáveis.

Os principais desafios na busca da precisão para o tratamento mais adequado a cada caso são:

- a) identificação do volume alvo;

- b) preservação das regiões circunvizinhas ao volume alvo;
- c) quantificação da radiação emitida pela fonte;
- d) quantificação da radiação que chega no volume a ser irradiado;
- e) proteção dos trabalhadores e pacientes do serviço de radioterapia.

O tratamento radioterápico é realizado fundamentalmente com a técnica de braquiterapia ou teleterapia. A braquiterapia (braqui = curto) é realizada com a fonte de radiação muito próxima ou junto ao tecido neoplásico. A teleterapia (tele = longe), quando a fonte está a uma certa distância do tecido neoplásico, de 80 cm a 100 cm em geral. Há que se ressaltar fato de algumas técnicas radioterápicas receberem denominações específicas mesmo sendo uma forma de teleterapia (TBI – Irradiação de Corpo Inteiro e a Radiocirurgia) ou braquiterapia (Betaterapia). O Quadro 3.2 apresenta um resumo das principais técnicas de tratamentos radioterápicos associados aos órgãos, tecidos ou lesões.

Quadro 3.2 - Resumo das principais técnicas radioterápicas e tratamentos (Fonte: LCCC⁴ - Setor de Física Médica, 2003).

Técnica Radioterápica	Fonte de Radiação	Tratamento
TELETERAPIA	Raios-X	Tumores de pele
	Acelerador linear (elétrons)	
	Acelerador linear (fótons) Co ⁶⁰	Tumores profundos (pulmão, colo de útero, bexiga, próstata)
IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO (TBI – Total Body Irradiation)	Acelerador linear	Transplante de medula óssea
	Co ⁶⁰	
RADIOCIRURGIA	Acelerador linear	Pequenas lesões cerebrais ≤ 2 cm, tumor ou MAV (Má Formação Artério-Venosa)
	Co ⁶⁰	
BRAQUITERAPIA com Baixa Taxa de Dose	Cs ¹³⁷	Colo de útero
	I ¹²⁵ (sementes)	Próstata
BRAQUITERAPIA com Alta Taxa de Dose	Ir ¹⁹²	Pulmão, esôfago, colo de útero, próstata
BETATERAPIA	Sr ⁹⁰	Prevenção da quelóide dermatológica, pterígio (tumores benignos)

A betaterapia é um tratamento especial com fontes de estrôncio para tratamento de lesões superficiais, especialmente em dermatologia e oftalmologia. As fontes de Estrôncio-90 emitem radiação β que possui grande poder de ionização, porém pequeno alcance em profundidade.

Conhecida com TBI (*Total Body Irradiation*), a irradiação de corpo inteiro é

⁴ Liga Catarinense de Combate ao Câncer.

realizada a uma distância foco-superfície de 3 a 4 metros e com um campo de 200 cm x 200 cm. Essa irradiação pode ser feita com raios- γ (gama) do Cobalto-60 (Telecobalto) ou raios-X de até 10 MV (Acelerador Linear). A finalidade desse tipo de irradiação é a imunossupressão ou eliminação de células malignas para posterior transplante de medula óssea.

A radiocirurgia é um procedimento radioterápico para tratamento intracraniano de seqüelas pós-cirúrgicas e profundas. O tratamento é realizado com feixes de raios- γ provenientes do Cobalto-60 ou feixe de fótons do Acelerador Linear. Técnicas para realização de radiocirurgia com aceleradores lineares foram desenvolvidas em vários países entre eles o Brasil, em 1983 (SCAFF, 1997).

3.3 Processo Radioterápico

O processo radioterápico inicia com a chegada do paciente diagnosticado e estende-se até o acompanhamento pós-irradiação. Esse processo é realizado por uma equipe multidisciplinar composta por médicos, físicos, dosimetristas, técnicos, enfermeiros e pessoal auxiliar. A falha em algum ponto dessa cadeia pode comprometer todo o processo.

A partir do diagnóstico e da decisão do tratamento com radioterapia, é realizado o levantamento dos dados anatômicos utilizando técnicas de palpação, imagens com ultra-som, equipamentos de raios-X convencionais, tomografia computadorizada, ressonância magnética e outros. Com base nos dados obtidos (tipo de tecido neoplásico, volume e localização do tumor) é prescrita a dose pelo médico radioterapeuta.

A aplicação da dose prescrita é realizada mediante um planejamento (volumes irradiados, campo de irradiação utilizados, fracionamento da dose, proteção de tecidos circunvizinhos) e escolha da tecnologia mais adequada e disponível pelo serviço de radioterapia. O planejamento pode ser manual, ou através de um Sistema de planejamento informatizado bidimensional ou tridimensional (2D ou 3D).

Antes da aplicação da radiação, o tratamento é planejado e simulado para conferir as condições reais de tratamento, tais como posicionamento do paciente (do tumor em relação ao feixe de radiação), campos de aplicação, posicionamento de fixadores do paciente por meio de um equipamento simulador. O simulador é um equipamento que mimetiza as unidades de tratamento de teleterapia.

A fase seguinte é o tratamento radioterápico propriamente dito, a irradiação do tecido neoplásico. De modo geral, conforme o caso clínico, é escolhido o tratamento mais adequado levando em conta as tecnologias disponíveis no serviço (teleterapia, braquiterapia ou um tratamento especial). O processo radioterápico continua após a

irradiação com o acompanhamento de possíveis reações indesejáveis em tecidos saudáveis e a evolução do tecido tumoral, bem como com a avaliação da necessidade ou não de novos procedimentos de irradiação. A Figura 3.1, a seguir, ilustra esse processo.

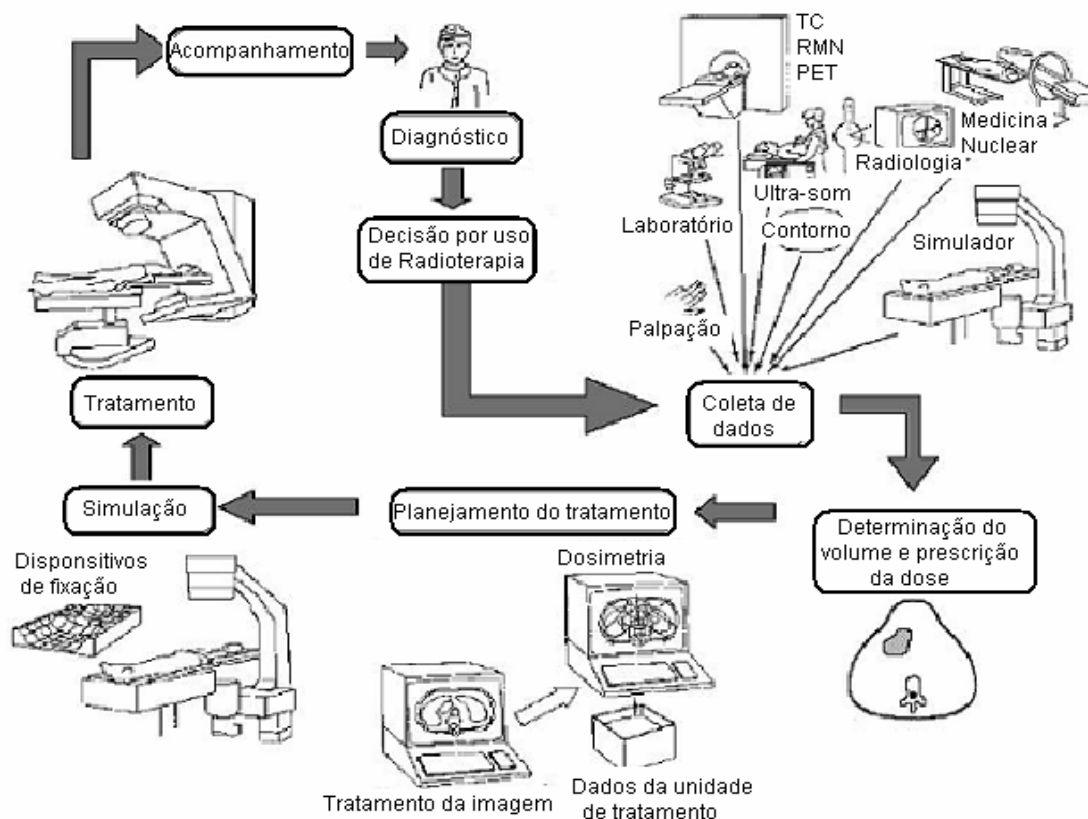


Figura 3.1 – Etapas do processo radioterápico (adaptado de GALIANO, 2001).

3.4 Tratamento com braquiterapia

A dose de radiação diminui rapidamente com o aumento da distância da fonte radioativa, o que pode preservar os tecidos saudáveis em volta do tecido neoplásico se a radiação tiver origem muito próxima ou no interior do tumor. A braquiterapia é realizada com a exposição direta dos tecidos a núcleos radioativos. Esse tipo de tratamento faz uso de fontes seladas de radiação as quais são aplicadas na superfície intracavitária, intraluminal (colocada dentro de uma cavidade do corpo) ou intersticialmente (implantada no tumor) (CBR, 1995).

Por meio da braquiterapia com baixa taxa de dose, denominada LDR (*Low Dose Rate*), é possível distribuir a dose em regiões irregulares e diminuí-la nas regiões fora da região de interesse.

Há que se ressaltar, porém, os casos em que essa técnica é bastante desconfortável. Exemplo disso é o tratamento de colo de útero. O desconforto advém da necessidade de obrigar a paciente a permanecer de 36 a 72 horas, imóvel em um leito durante a irradiação, para não haver deslocamento das fontes. Durante esse tempo

aplica-se uma dose de 40 a 200 cGy por hora (Colégio Brasileiro de Radiologia, Setor de Radioterapia, 1995).

No tratamento com alta taxa de dose (HDR) são administradas doses com taxa de 400 a 2.000 cGy por minuto sendo que o material é manipulado por meio de equipamentos controlados remotamente. O tempo de irradiação é pequeno, em torno de 10 minutos, o que permite atendimento ambulatorial.

A inserção das fontes radioativas nos pacientes, no início dos tratamentos braquiterápicos, era feita na sala de cirurgia expondo toda a equipe (médico, técnico, enfermagem) a doses consideráveis de radiação. A partir de meados da década de 70 utilizou-se a técnica do pós-carregamento. Primeiro faz-se a inserção e o posicionamento dos aplicadores ocus na paciente, na sala de cirurgia. Em seguida, a paciente é levada para um quarto apropriado onde se realiza a colocação das fontes radioativas. O tempo e as doses recebidas pela equipe são relativamente pequenos em se comparando com a técnica anterior (CBR, 1995).

A Figura 3.2 mostra aplicadores ginecológicos para o tratamento com braquiterapia de baixa taxa de dose utilizando fontes de Césio-137.

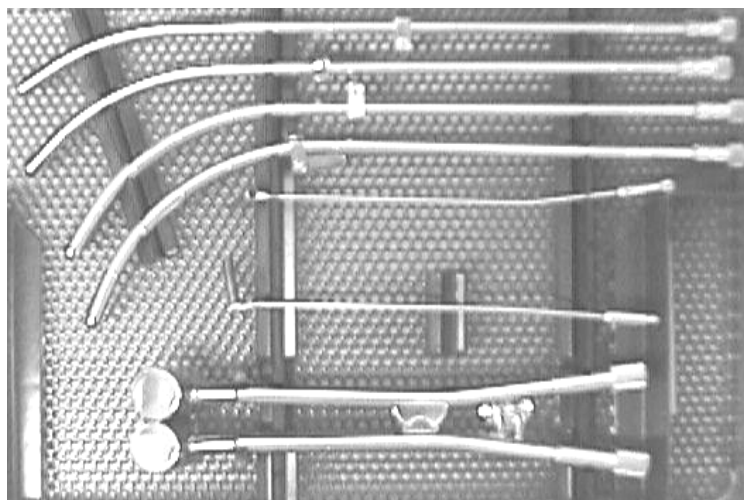


Figura 3.2 – Aplicadores para tratamento ginecológico.

Posteriormente a técnica do pós-carregamento foi desenvolvida a técnica, do pós-carregamento remoto que eliminou a dose recebida pela equipe. Nessa técnica as fontes ficam armazenadas num aparelho que é conectado ao paciente através de um guia para cada fonte. Somente quando o paciente estiver na sala de tratamento, o operador do aparelho comanda, por controle remoto, a inserção das fontes. Caso a enfermagem necessitar entrar na sala de tratamento, as fontes são automaticamente recolhidas (CBR, 1995).

3.5 Aparelhos e Fontes utilizados em braquiterapia

A Tabela 3.1 relaciona os principais radionuclídeos utilizados como fonte de radiação em braquiterapia. O Rádio-226 foi o primeiro radionuclídeo utilizado, ideal por sua meia-vida longa. Posteriormente foi substituído por outros elementos por apresentar possibilidade de vazamento do gás radônio, produto da desintegração e, com isso, oferecer grande risco de contaminação. Atualmente o Césio-137 é o elemento mais utilizado para braquiterapia de baixa taxa de dose, cuja meia vida é de 30 anos. Para efeito de cálculo das doses aplicadas, a atividade dessas fontes deve ser corrigida para decaimento a cada seis meses e substituídas a cada 10 ou 15 anos. (CBR, 1995).

O tratamento de tumores de próstata pode ser realizado com o Irídio-192 na forma de agulhas ou ainda com sementes de Iodo-125 com um implante permanente em que as sementes implantadas não são retiradas do paciente após o tratamento. A meia vida desse radionuclídeo é de apenas 60 dias.

Tabela 3.1 – Fontes de radiação utilizadas em braquiterapia (adaptado do CBR,1995).

Elemento	Radionuclídeo	Meia-Vida	Tipo de radiação	Energia do fóton (MeV)
Aplicações temporárias com baixa taxa de dose (LDR)				
Rádio	Ra ²²⁶	1620 anos	α, β, γ	0,2 – 2,4
Césio	Cs ¹³⁷	30 anos	β, γ	0,662
Irídio	Ir ¹⁹²	74,2 dias	β, γ	0,136 – 1,062
Estrôncio	Sr ⁹⁰	28,7 anos	β	0,54
Implantes permanentes				
Ouro	Au ¹⁹⁸	2,7 dias	β, γ	0,412
Iodo	I ¹²⁵	60 dias	γ	0,028 0,035
Para alta taxa de dose e carga remota (HDR)				
Cobalto	Co ⁶⁰	5,27 anos	β, γ	1,17 1,33 (média de 1,25)
Irídio	Ir ¹⁹²	74,2 dias	β, γ	0,136 – 1,062

Os elementos radioativos utilizados na braquiterapia estão na forma de fios, tubos, agulhas ou sementes e são comercializadas como fontes seladas ou lacradas. A Tabela 3.2 relaciona a apresentação mais comum das fontes de braquiterapia (SCAFF, 1997).

Tabela 3.2 – Formato das fontes de radiação para braquiterapia (compilado de SCAFF, 1997).

Formato	Tubo	Agulha	Semente
Comprimento Total	2 cm	2,45 a 6,0 cm	4,5 mm
Comprimento Ativo	1,25 cm	1,5 a 5 cm	3 mm
Diâmetro	2,65 mm	1,85 mm	0,8 mm
Espessura da Parede	0,5 mm	0,6 mm	-
Atividade	12,5 a 62,5 mCi	0,1 a 0,2mCi	4,32 a 35,9 mCi

A Figura 3.3 mostra o formato dos invólucros, especialmente para do Césio-137 e do Cobalto-60, utilizados atualmente, cujas dimensões e formatos estão relacionados na Tabela 3.2 As cápsulas metálicas, das agulhas e tubos, têm a propriedade de absorver a radiação beta emitida pelas fontes.

Os tubos são utilizados em tratamentos intracavitário e intraluminal ou em aplicações externas. As agulhas são utilizadas em aplicações intersticiais, implantadas no próprio volume do tumor. As sementes de Iodo-125 são utilizadas no tratamento da próstata (SCAFF, 1997).

O Brasil, por meio do Instituto de Pesquisas em Energia Nuclear – IPEN, domina a produção de fios de Irídio-192 e sementes de Iodo-125 para aplicações em braquiterapia.

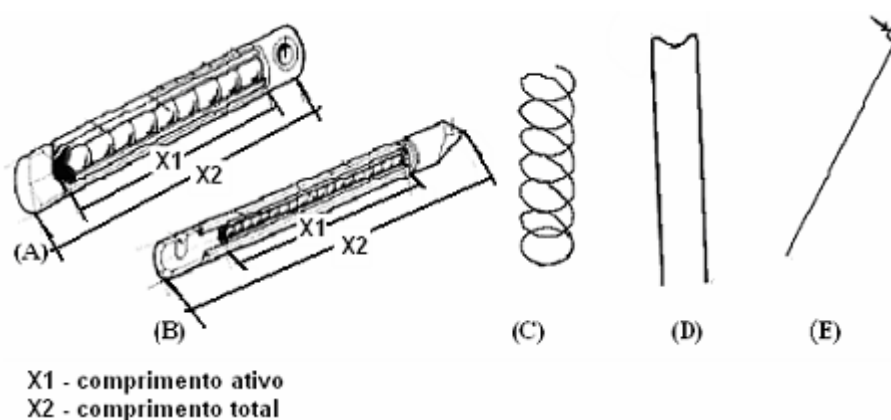


Figura 3.3 – Formato de fontes utilizadas em braquiterapia: tubo (A), agulha (B) e fios (C, D, E) (adaptado de SCAFF, 1997).

Na braquiterapia com alta taxa de dose (HDR) o paciente fica em uma sala onde é conectado a um cofre com as fontes, por meio de um guia. A Figura 3.4 mostra um esquema da sala de tratamento com alta taxa de dose (A) e a foto do aparelho (cofre) de HDR no qual estão as fontes de irídio (B) com monitoração de uma câmara de ionização.

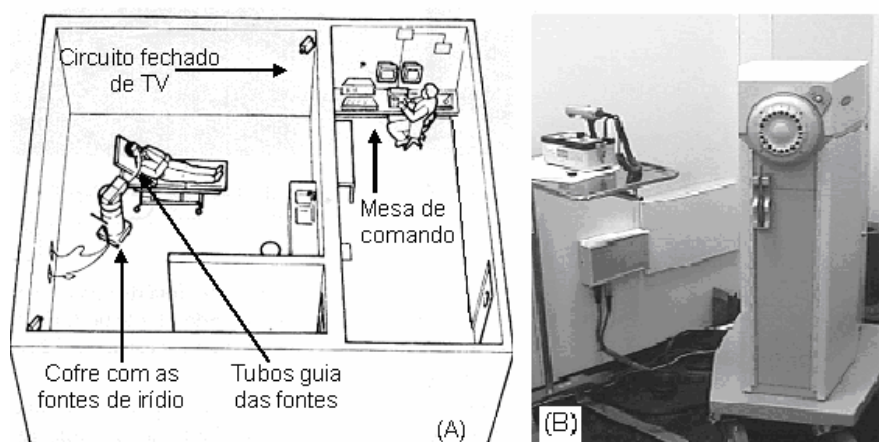


Figura 3.4 – Tratamento com braquiterapia de alta taxa de dose (adaptado de SCAFF, 1997) (A), e foto do aparelho de HDR com monitoração por câmara de ionização (B)

A sala para HDR, onde se usam fontes de Irídio-192 de 10 Ci, é blindada. O controle e contato com o paciente são realizados via circuito interno de TV, durante o tratamento. O irídio-192 é utilizado na braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) para tratamento de tumores de pulmão, esôfago e colo de útero.

3.6 Tratamento com teleterapia

Na teleterapia, o tratamento é realizado com feixes de fótons gerados por tubos de raios-X, com energias de 20 a 300 kV (distribuídas em faixas de 30 a 50; 50 a 150 e 150 a 300 kV), com elementos radioativos (radioisótopos) que emitem fótons de alta energia como Cobalto-60 (energia média de 1,25 MeV) e com os aceleradores lineares, os quais produzem feixes de fótons e elétrons de alta energia, 4 a 25 MeV. As aplicações são feitas a uma distância típica de 1 metro, sendo que os feixes de fótons são utilizados para tumores profundos e os feixes de elétrons para tumores superficiais (até 3 cm de profundidade, aproximadamente). Em geral doses de 2 Grays são administradas em várias sessões de 1 a 2 minutos perfazendo um tratamento com dose total de 20 até 60 Grays (BIRAL, 2002).

Com o objetivo de preservar os tecidos sadios a teleterapia prevê um cuidadoso planejamento do tratamento, utilizando simuladores específicos, computadores para cálculo de dose, localização da região e número de campos de tratamento.

3.7 Equipamentos de Teleterapia

3.7.1 Aparelhos de RX

Os aparelhos de raios-X foram os primeiros equipamentos produzidos em escala industrial, no início na década de 40, para o tratamento com radioterapia. Os padrões básicos de medidas de doses terapêuticas, fracionamento de doses e tolerância, dosimetria foram obtidos a partir da experiência acumulada com uso desses equipamentos.

Ainda hoje, embora com a tendência de ser substituída, a técnica radioterápica com uso de aparelhos de raios-X encontra-se presente em grande parte dos serviços de radioterapia instalados. Essa técnica é classificada em: terapia de contato, superficial e profunda. A Tabela 3.3 resume as principais características dos equipamentos utilizados em cada uma delas. A radioterapia de contato e a superficial são utilizadas para tratamento de lesões da pele até 3 cm de profundidade (irradiação de quelóides⁵

⁵ Formação de tecidos que não constituem tumor, originado pela cicatriz da pele.

operados, hemangiomas⁶, carcinomas de pele). Atualmente esse tipo de tratamento está sendo realizado com eletroterapia (feixes de elétrons com energia de 4 a 10 MeV) (INCA, 2000b).

Tabela 3.3 – Características dos equipamentos de raios-X em radioterapia (compilado de SCAFF, 1997).

Terapia	Tensões de Operação (kV)	Corrente (mA)	Distância Foco-Superfície (cm)
DE CONTATO	20 a 50	2	2
SUPERFICIAL	50 a 150	10 a 20	20 a 40
PROFUNDA	150 a 300	10 a 20	30 a 50

O equipamento de raios-X para a radioterapia tem sua construção e funcionamento semelhante aos equipamentos usados para o radiodiagnóstico. Possui um gerador de alta tensão, variável, um tubo de raios-X de anodo fixo, embutido em um cabeçote refrigerado a óleo, controle de corrente no tubo (mA), tensão (kV) e tempo de tratamento. O reservatório e a bomba de óleo são externos ao tubo devido à grande produção de calor.

O controle do feixe é feito com acessórios como: filtros de alumínio ou cobre e cones para colimação. A Figura 3.5 mostra um equipamento de raios-X para uso em radioterapia.

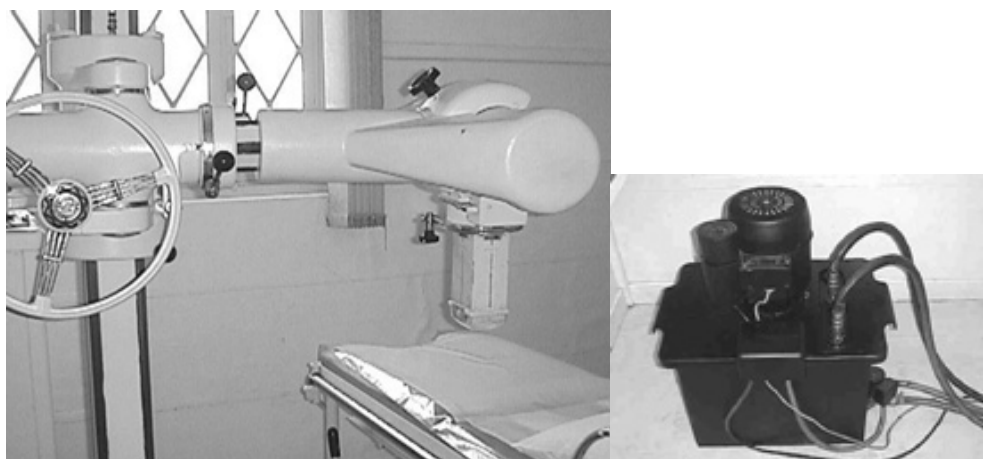


Figura 3.5 – Equipamento de raios-X para uso em radioterapia; no detalhe a bomba e o reservatório de óleo para refrigeração.

O Quadro 3.3 relaciona os principais fabricantes destes equipamentos presentes na maioria dos serviços de radioterapia.

⁶ Tumor formado pela proliferação de vasos sanguíneos.

Quadro 3.3 – Modelos e fabricantes de raios-X para radioterapia (INCA, 2000b).

Fabricante	Modelo e Características
Siemens	Stabiliplan I – Tensão até 250 kV
	Stabiliplan II – Tensão até 300 kV
	Dermopan I e II – Terapia superficial de 20 até 60 kV
Philips	RT250 – Tensão até 250 kV
	RT100 Terapia Superficial até 100 kV
	RT 50 Terapia Superficial até 50 kV
	Metalix – Terapia Superficial até 50 kV
Whestinghouse	Quadrocondex 200 kV e Quadrocondex 250 kV
General Eletric	Maximar 400 kV
	KX 10 – Terapia Superficial até 100 kV

3.7.2 Aparelhos de Telecobalto

Os equipamentos denominados telecobalto surgiram na década de 50 quando foi possível produzir, por meio de reatores nucleares, um radioisótopo de alta atividade para uso médico. O cobalto emite radiação gama com intensidade média de 1,25 MeV. É utilizado para tratamento de tumores profundos.

Nesse equipamento, a fonte está irradiando continuamente e o paciente é atingido pela irradiação quando ela é deslocada por um pistão pneumático desde o compartimento da fonte até a posição em que há uma abertura. A fonte fica protegida por um envoltório de chumbo pesando aproximadamente 1.900 kg. O campo de irradiação é limitado por colimadores de chumbo ou tungstênio.

A Figura 3.6 mostra um esquema do cabeçote de um aparelho de cobaltoterapia (A) e uma foto do equipamento com a mesa de tratamento (B). A fonte do aparelho de Cobalto-60 tem formato cilíndrico com dimensões de 0,7 cm de diâmetro e 2 cm de comprimento.

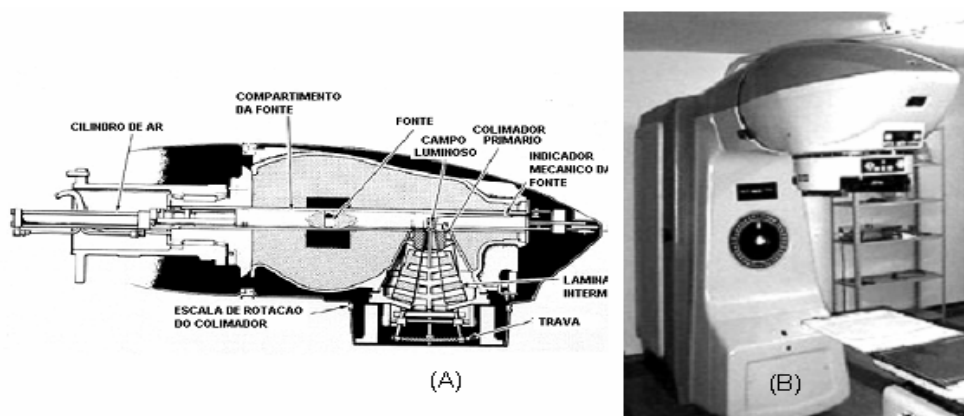


Figura 3.6 – Aparelho de telecobalto. Diagrama do cabeçote (INCA, 2000b) (A); foto do equipamento (B).

Alguns acessórios são utilizados para melhorar a técnica de tratamento com Telecobalto: bandeja para blocos de chumbo ou cerrobend (liga de 50% de bismuto,

26,7% de chumbo, 13,3% de estanho e 10% de cádmio) que delimitam e conformam o campo de irradiação; filtros, hemibloqueador e *back-pointer* entre outros.

O Quadro 3.4 relaciona os principais fabricantes e modelos de equipamentos de telecobalto.

Quadro 3.4 – Modelos e fabricantes de Telecobalto (INCA, 2000b).

Fabricante	Modelo
THERATRONICS – AECL (desde 1955)	Eldorado – A
	Eldorado – 8
	Eldorado 78
	Theratron 60
	Theratron 80
	Theratron 780
	Theratron 780C Phoenix
	Theratron 780C Elite
	Theratron 780E
SIEMENS (desde 1960 até 1990)	Gamatron I
	Gamatron II
	Gamatron III
	Gamatron S180
CGR – MEV	Alcyon I
	Alcyon II
INVAP	Theradi 800

3.7.3 Aceleradores Lineares

Com a finalidade de tratar os tumores em diferentes profundidades com maior eficiência, surgiram os aceleradores lineares, desenvolvidos na década de 40 e comercializados para aplicações médicas a partir da década de 60, que produzem radiações (feixes de fótons e elétrons) numa ampla faixa de energia (4 a 25 MV).

Nos serviços de diagnóstico por imagem, utilizam raios-X, cuja energia varia de 30 kV até 150 kV. A teleterapia atual ainda utiliza equipamentos de raios-X com energias na faixa de 30 kV até 250 kV aproximadamente, para atingir o objetivo desejado, qual seja: a destruição das células neoplásicas, porém com limitações.

A faixa de energias para radiodiagnóstico pode ser obtida utilizando-se um tubo de Coolidge em que uma tensão de alguns milhares de volts produz um campo elétrico que acelera elétrons, emitidos por um filamento aquecido, contra um alvo (anodo). A interação dos elétrons com o anodo gera energia pela emissão de fótons. Com esse método, são possíveis tensões até 500 kV (DI PRINZIO, 1984).

A produção de energia para radioterapia necessita da aplicação de tensões mais elevadas. A limitação das fontes acima descritas provocou o desenvolvimento dos aceleradores lineares para fins médicos. Atualmente é possível obter diferentes energias com: feixes de elétrons, feixes de fótons, feixe de nêutrons, feixe de prótons, feixe de íons pesados e feixes de mésons-pi.

A Tabela 3.4 apresenta um quadro comparativo do poder de penetração a 10 cm

de profundidade com diferentes equipamentos de radioterapia externa. Os valores de energia são típicos de cada equipamento e a distância padrão refere-se à distância da fonte até a pele do paciente (SSD – *Skin Source Distance*) e o percentual de dose medido na profundidade de 10 cm.

Tabela 3.4 – Capacidade de penetração dos feixes de diferentes energias a 10 cm de profundidade (adaptado do INCA, 2000b).

Equipamento	Raios-X			Cobalto (Co ⁶⁰)	Acelerador Linear	
Energia	10 kV	140 kV	250 kV	1,25 MV	6 MV	10 MV
Distância padrão (SSD)	40 cm	40 cm	40 cm	80 cm	100 cm	100 cm
% Dose a 10 cm de profundidade	11,9%	21,4%	29,5%	56,4%	66,8%	74,8%

Outro fato importante a considerar é que na teleterapia com raios-X (ordem de kV) o ponto de máxima dose (máxima absorção) dá-se na pele do paciente. Para o cobalto (equivalente à ordem de Mega Volts), o ponto de máxima dose está a 5 mm de profundidade aproximadamente e, com o uso dos aceleradores lineares de alta energia (equivalente a ordem de Mega volts), esse ponto poderá estar até 30 mm de profundidade, resolvendo problemas de reações indesejáveis na pele (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000b).

O início do desenvolvimento da radioterapia com feixe de fótons e elétrons de alta energia aconteceu a partir de 1940, na Universidade de Illinois, onde o Prof. Donald W. Kerst construiu o primeiro acelerador de partículas em órbita circular, denominado de betatron. Somente em 1951, após estudos dos parâmetros físicos, teóricos e experimentais, foi definido e iniciado um programa clínico padrão para tratamento com fótons e elétrons (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000b).

Em 1957, aproximadamente, teve início o tratamento com aceleradores lineares. A Figura 3.7 mostra um acelerador linear de uso em radioterapia em (A) e os movimentos possíveis em (B) através do esquema de um simulador, indicando todos os movimentos possíveis para posicionamento do feixe incidente e do paciente.

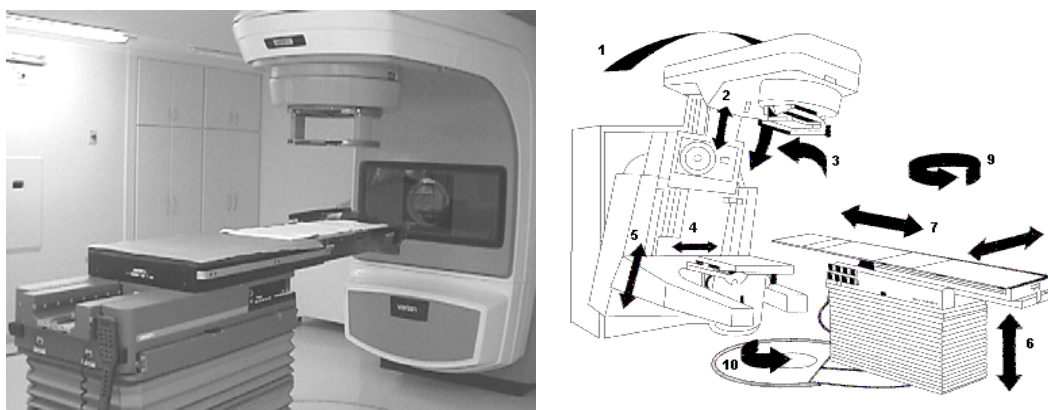


Figura 3.7 – Esquema do acelerador linear com mesa de tratamento (A) e indicações dos movimentos possíveis com esquema de um simulador (B).

A Tabela 3.5 relaciona os principais fabricantes e modelos de aceleradores lineares para radioterapia com respectivos parâmetros fundamentais.

Tabela 3.5 - Parâmetros básicos de alguns aceleradores lineares de uso em radioterapia (adaptado de MACISZEWSKI, 2003).

Fabricante / Modelo	Energia [MeV]		Taxa de dose		Tamanho de campo para fótons [cm ²]
	fótons	e-	(cGy [ou UM [*]])/min	fótons e-	
VARIAN Clinac 600C	4 ou 6	–	50-250/80-400	–	0,5x0,5 a 40x40
Clinac 600C/D&6EX	4 ou 6	–	80-400/100-600	–	0,5x0,5 a 40x40
VARIAN Clinac 2100C	4 a 23	4 a 20 ⁽¹⁾	100-600	100-1000	0,5x0,5 a 40x40
Clinac 2300C/D	6 a 25	4 a 22	100-600	100-1000	0,5x0,5 a 40x40
VARIAN Clinac 21EX	4 a 23	4 a 20 ⁽¹⁾	100-600 ⁽³⁾	100-1000	0,5x0,5 a 40x40
Clinac 23EX	6 a 25	4 a 22 ⁽²⁾	100-600	100-1000	0,5x0,5 a 40x40
PHILIPS SL 25	6 a 25	4 a 22	25-300		Max.40x40
ELEKTA Precise Low Energy	4 ou 6	–	25-230/25-500	–	
ELEKTA Precise Mid Energy	6 ou 8 ou 10	4 a 10	25-500	(acima de 400 ⁽⁵⁾)	
ELEKTA Precise High Energy	10 ou 15 ou 18 ou 25 ⁽⁴⁾	4 ou 22	25-600	(acima de 400 ⁽⁵⁾)	1x1 a 40x40
SIEMENS ME ⁽⁶⁾	–	6 a 18	–	300 ou 900	⁽⁷⁾
SIEMENS KD S	6 a 18	6 a 18	Max 300	300 ⁽⁸⁾	
SIEMENS Primus 4 MV 6 MV	4 6	– –	max 250 max 200	– –	
SIEMENS Primus dual energy	4 a 25	5 a 21	200/300 ⁽⁹⁾	300/900	0x0 a 40x40
(1)Com quatro energias de elétrons. (2)Com três energias de elétrons. (3) Para versão 4 MV, 50-250 UM/min. (4)Taxa de Dose 25-500 cGy/min. (5)Ajustável em cinco degraus fixos acima de 400 cGy/min para todas as energias.			(6)Dedicado a irradiação intraoperatória. (7)Depende do tamanho do aplicador de elétrons; (8)Opcional para 900 cGy/min. (9)Taxas de dose de 300/500 são opcionais. (*) Unidade Monitor		

Os aceleradores lineares mostram a dose entregue por meio de um número denominado Unidade Monitor - UM (MU – Monitor Unit), no painel do equipamento. Com auxílio de uma câmara de ionização e um fantoma, determina-se a dose entregue para cada unidade monitor, (taxa de dose). Essa medida é denominada Dose Monitor (MD –

Monitor Dose) a qual quantifica a dose entregue para cada Unidade Monitor. A leitura da dose total, a partir do número de unidades monitor, no painel do equipamento, é realizada utilizando um fator de correção obtido a partir da medida da taxa de dose. Para facilitar a leitura, quando for medida a taxa de dose, com a câmara de ionização, ajusta-se o rendimento do equipamento (um potenciômetro), para um valor exato de dose para cada unidade monitor (Ex: 10 cGy/UM).

O tratamento de pacientes com acelerador linear tem fundamentalmente a seguinte rotina:

- a) o paciente chega e, se necessário, veste roupas adequadas fornecidas pelo serviço;
- b) o paciente é conduzido à sala, colocado na mesa de tratamento, onde é explicado como acontecerá a sessão de tratamento que dura aproximadamente 15 minutos;
- c) o técnico, com as luzes da sala de tratamento desligadas e auxílio do ODI (indicador óptico de distância) e lasers, localiza as marcas para tratamento no paciente, posicionando-o conforme planejado;
- d) neste ponto, poderá ser feito um chek-film (radiografia de verificação da área que receberá a terapia). O médico comparará essa imagem com a do filme de simulação;
- e) com aprovação do médico, é iniciada a aplicação da radiação;
- f) terminado o tratamento, o paciente deixa a sala, devendo retornar no dia seguinte para a próxima aplicação (VARIAN, 2000).

3.7.4 Aceleradores Lineares com Feixe de Intensidade Modulada (IMRT)

O mais recente desenvolvimento de tratamento com determinados aceleradores lineares oferece a possibilidade da aplicação de um feixe de radiação modulado em intensidade, capaz de irradiar regiões do tumor com diferentes intensidades, permitindo delinear os contornos com maior precisão. Essa técnica é conhecida como IMRT – *Intensity Modulated Radiation Therapy*. Com a técnica de IMRT, é possível irradiar tumores em posições críticas na qual o limite de dose é um fator fundamental para preservação dos tecidos circunvizinhos. Desse modo, é possível intensificar a dose em determinadas regiões do tumor, aumentando a expectativa de cura para tumores de difícil acesso.

O tumor é identificado através de imagens tomográficas, posteriormente passadas para um sistema computadorizado para o qual são informadas as doses máximas e mínimas, bem como o nível de tolerância para as células saudáveis. O sistema computadorizado mapeia o tumor (tridimensional) e define as doses em cada ponto.

Existem várias formas de se aplicar a técnica de IMRT. Uma delas é a utilização do colimador multi-lâminas dinâmico (*DMLC- Dinamic Multileaf Collimator*) cujas lâminas se movem durante a irradiação, abrindo pequenos campos e proporcionando alta resolução espacial.

Uma segunda modalidade é a disposição de campos estáticos múltiplos, também com uso do colimador multi-lâminas, em que a aplicação das doses sobrepõe-se com a aplicação da radiação passo a passo, ou seja, o feixe é desligado enquanto cada novo campo é definido (VARIAN, 2002; SIEMENS, 2000).

3.8 Equipamentos para Medidas de Radiação

Para atender às normas de proteção radiológica nos serviços de radioterapia, alguns equipamentos de medida são indispensáveis.

Todo equipamento de radiometria ou dosimetria faz uso de elementos detectores de radiação. Os efeitos mais utilizados são: a produção de cargas elétricas, geração de luz, sensibilização de películas fotográficas e geração de calor.

O detector, além de adequado à faixa de radiação a ser mensurada, deve apresentar características tais como: repetitividade, reprodutibilidade, estabilidade, exatidão, precisão, sensibilidade e eficiência.

A escolha do detector depende de fatores tais como:

- g) tipo de radiação (eletromagnética, partículas carregadas, nêutrons).
Detectores utilizados para medir radiação-X podem ser inadequados para medida da radiação alfa;
- h) intervalo de tempo de interesse: há situações em que se deseja a medida instantânea da radiação para avaliação de um ambiente antes de qualquer ação. Neste caso, utilizam-se detectores de leitura direta ou detectores ativos tais como detectores a gás, cintilômetros, detector de nêutrons e detectores a semicondutor. Em outro caso, há necessidade de avaliar a radiação acumulada durante um período de tempo (exposição de um trabalhador), nesse caso utilizam-se detectores passivos tais como filmes radiográficos, materiais termoluminescentes, fósforos de memória, detectores de rastro e canetas dosimétricas;
- i) precisão, exatidão, resolução: a escolha do detector e o método de medição irão interferir no grau de precisão, exatidão e resolução dos resultados. Detectores para medidas ambientais podem apresentar resultados com incertezas de 20% e serem considerados aceitáveis, enquanto que padrões para medições de atividade, a incerteza de 0,5% pode ser inaceitável;

- j) condições de trabalho: detectores utilizados nas condições controladas de um laboratório e detectores utilizados em campo como em unidades móveis ou num circuito de um reator requerem características distintas para medir a mesma energia de radiação;
- k) finalidade da medida de radiação: dosimetria de feixe, radioproteção, avaliação de dose;
- l) facilidade de operação, facilidade de disponibilidade, manutenção e baixo custo (TAUHATA, 2001).

Nos serviços de radioterapia, diversos monitores de radiação são utilizados para realizar o controle do ambiente (radiometria) e avaliar a qualidade do feixe de radiação (dosimetria). Os monitores podem ser classificados em: monitores individuais, de área e ambientais.

3.8.1 Dosímetro Termoluminescente

O dosímetro termoluminescente é utilizado para monitoração de pessoal dos serviços que utilizam radiação ionizante. Quando o dosímetro é irradiado, persiste excitado indefinidamente, podendo a leitura ser realizada em qualquer momento posterior à irradiação (SCAFF, 1997).

Materiais como o fluoreto de cálcio (CaF) ou fluoreto de lítio (LiF), quando submetidos à radiação ionizante, apresentam o fenômeno da radiotermoluminescência. A radiação ionizante provoca uma excitação fazendo os elétrons passarem da banda de valência para a banda de condução, em que se movimentam livremente, caindo posteriormente numa “armadilha”. Fornecendo energia ao material, por meio de um aquecimento entre 200 °C e 350 °C, libera os elétrons dessas “armadilhas” retornando à banda de valência com emissão de luz visível proporcional à dose de radiação recebida.

O equipamento de leitura é constituído de um circuito de aquecimento e uma válvula fotomultiplicadora que transforma a quantidade de luz emitida em uma corrente elétrica proporcional.

3.8.2 Detectores a gás

Com larga aplicação na radioterapia e nos detectores a gás, a carga gerada pelos íons, resultantes da interação da radiação com o gás (ar), é coletada por meio de um campo elétrico. Ao atingir o eletrodo, a carga provoca uma variação de corrente que pode ser detectada por meio de um eletrômetro. Esse modo de operação, denominado tipo corrente, mede a corrente média num intervalo de tempo. O outro modo, denominado modo pulso, registra a intensidade do potencial devido aos íons gerados pela radiação ionizante.

A probabilidade de interação da radiação com o gás varia com o campo elétrico aplicado. A Figura 3.8 mostra a formação de íons (amplitude do pulso) em função do campo elétrico (tensão aplicada).

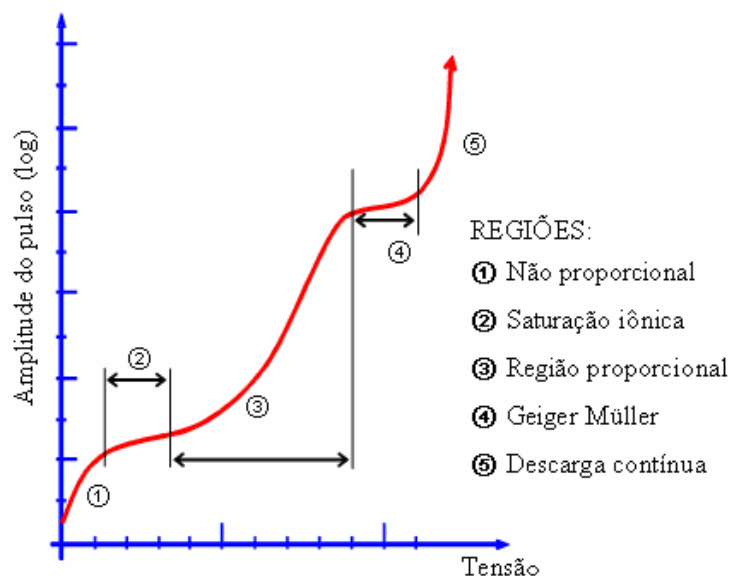


Figura 3.8 - Regiões de operação de um detector a gás (adaptado de TAUHATA, 2001).

Na região não proporcional (①) formam-se íons, porém o campo elétrico é fraco e somente uma parte das cargas são coletadas. Essa região não é conveniente para detecção. Na região de saturação (②) todas as cargas formadas são coletadas, gerando um sinal proporcional à radiação incidente. Os detectores tipo câmara de ionização operam nessa região. Na região proporcional (③), devido ao aumento do campo elétrico aplicado, os elétrons têm energia para arrancar outros elétrons e criar novos íons ocorrendo uma multiplicação linear de cargas. Nessa região, operam os detectores proporcionais onde o sinal é amplificado por um fator de 10^2 a 10^4 vezes. Na região Geiger-Müller (④) a carga espacial criada pelos íons positivos é alta, interrompendo o processo de multiplicação de elétrons com a elevação da tensão aplicada. Com isso o sinal detectado será sempre o mesmo independente da energia da radiação. Com mais um aumento da tensão, região de descarga contínua (⑤), haverá o surgimento de centelhas com os quais os detectores serão danificados (TAUHATA, 2001).

3.8.3 Contador Geiger-Müller

A principal característica do Contador Geiger-Müller é a capacidade de amplificação da ionização pela radiação incidente num gás sob condições adequadas. A Figura 3.9 mostra o esquema de um Contador Geiger-Müller. É constituído por um tubo,

de vidro ou metálico, vedado em uma das extremidades por uma película de mica denominada janela. O fio central constitui o anodo que atrai os elétrons e o revestimento interno do tubo que atrai os íons positivos, produto da interação do gás no seu interior com a radiação, constitui o cátodo. O elétron liberado no gás é atraído pelo anodo, porém antes de chegar colide com outros átomos provocando uma “avalanche de ionizações”. Isso faz com que todo o gás fique ionizado, produzindo um pulso elétrico independente do número de pares de íons formados.

O contador Geiger-Müller não discrimina as radiações pela energia, não distingue as radiações incidentes, possui alta sensibilidade e detecta qualquer radiação ionizante.

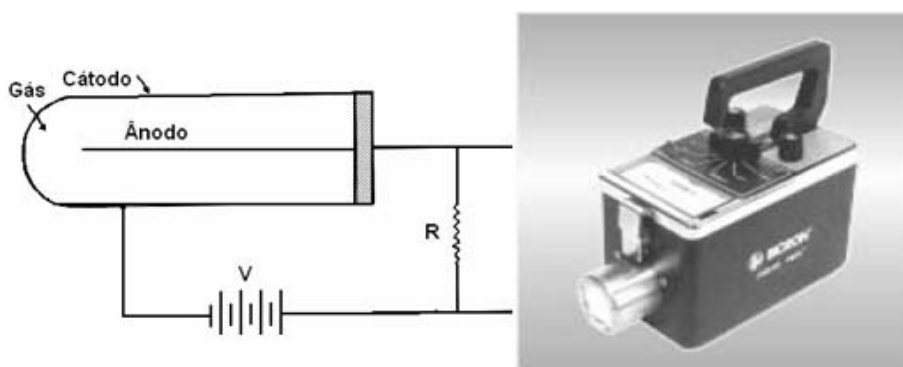


Figura 3.9 – Esquema e foto do Contador Geiger-Müller (SCAFF, 1997;TAUHATA, 2001).

3.8.4 Câmara de Ionização Padrão

A Figura 3.10 mostra o esquema de uma câmara de ionização padrão. O feixe de radiação gerado passa através do diafragma, delimitado pelos colimadores, entre as placas A e B em que é aplicada uma tensão. As cargas positivas, geradas pela interação da radiação com o ar entre as placas, são atraídas pela placa A e os elétrons pela placa B, gerando uma corrente proporcional ao número de cargas.

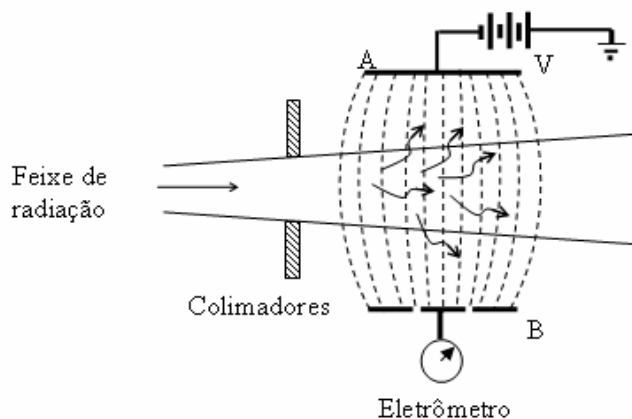


Figura 3.10 - Esquema de uma câmara de ionização (BOMFORD, 1993).

Na câmara de ionização padrão, também conhecida com *standard free air*,

quanto maior a energia dos fótons maior o alcance dos elétrons, portanto maior deverá ser a separação entre as placas para detectar a radiação incidente. Para fótons de 3 MV, a distância entre os eletrodos deverá ser de 1,5 m.

3.8.5 Câmara de Ionização Dedal

Devido à falta de praticidade na utilização da câmara padrão, surgiu a câmara de ionização tipo dedal para medidas dosimétricas nos serviços de radioterapia. O princípio de funcionamento está em detectar todas as cargas geradas nesse volume de ar, provenientes da interação com a radiação. Essa câmara, mostrada na Figura 3.11, utiliza um pequeno volume de ar como detector, limitado por uma parede condutora, de número atômico igual ou próximo ao número atômico médio do ar (7,62) e um eletrodo central. A parede é um eletrodo composto de plástico ou baquelite e grafite, isolado do eletrodo central com número atômico próximo do ar.

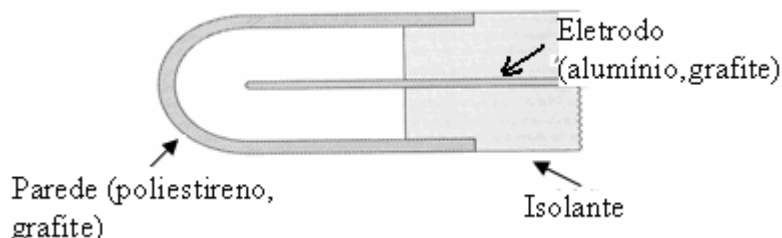


Figura 3.11. Esquema da câmara de ionização tipo dedal (SCAFF, 1997)

A espessura da parede deve ser igual ao alcance dos elétrons produzidos pela irradiação; logo, a espessura da capa está relacionada com a energia a ser medida. Paredes com espessura de 1 mm são adequadas para medidas de radiações até 300 kV. Para medidas de energias maiores, utilizam-se paredes adicionais em forma de “capas” (SCAFF, 1997).

3.8.6 Eletrômetro

É um equipamento capaz de medir as cargas capturadas pelas câmaras de ionização. A impedância de entrada de um eletrômetro deve ser superior a $10^4 \Omega$, pois o número de cargas capturadas é baixo.

Nas medidas em radioterapia, o eletrômetro, que por questões práticas fica fora da sala de irradiação, é ligado a uma câmara de ionização por um cabo blindado. O conjunto de eletrômetro e câmara de ionização é comumente denominado dosímetro clínico ou simplesmente dosímetro.

De acordo com o sistema de medição, o eletrômetro pode ser do tipo integrador, quando mede a carga total, ou “rate-meter” quando mede a carga por unidade de tempo. O esquema da figura 3.12 mostra as duas formas de medição.

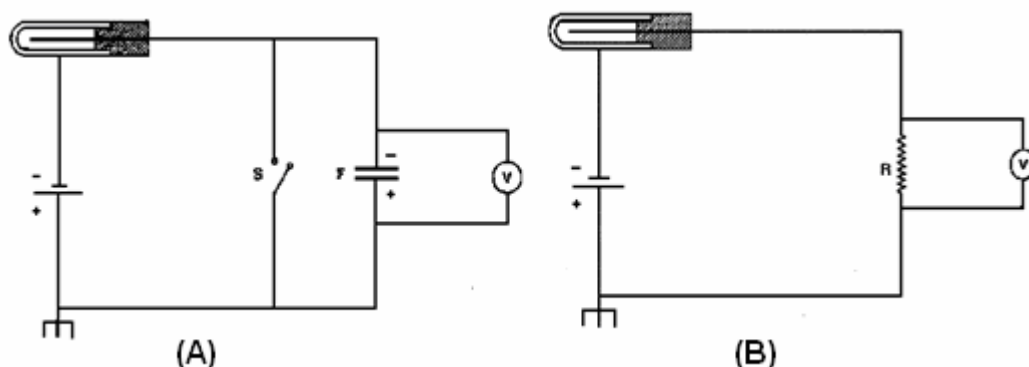


Figura 3.12 – Esquema elétrico do eletrômetro tipo integrador (A) e tipo rate-meter (B) (SCAFF, 1997)

No circuito integrador, uma bateria é conectada entre a parede da câmara e o eletrodo central através de um capacitor. As cargas geradas na câmara de ionização, devido à radiação, desenvolvem uma tensão V no capacitor. Conhecendo a capacitância C do capacitor, pode-se determinar a carga Q através da relação:

$$V = \frac{Q}{C} \quad (3.1)$$

A tensão aumenta até o final da irradiação quando indicará a exposição total. Deve-se fechar a chave S para cada nova medida.

No circuito rate-meter, o capacitor utilizado no circuito anterior é substituído por um resistor. A corrente de cargas (I) produzidas na câmara de ionização será avaliada por meio da tensão (V) no resistor de resistência (R) conhecida, pela relação:

$$V = R.I \quad (3.2)$$

A corrente elétrica é a carga por unidade de tempo. Logo, conhecendo o valor do resistor e medindo a tensão pode-se determinar a exposição no tempo (SCAFF, 1997).

3.8.7 Câmara Capacitiva

Conhecida no meio radioterápico por “câmara condensadora”, pela denominação imprópria de “condensador” para o capacitor, é o elemento que dá nome à câmara capacitiva.

A Figura 3.13 mostra um esquema da câmara capacitiva, *Victoreen Condenser Chamber*, desenvolvida na década de 20, por John Austin Victoreen. Antes da irradiação, é aplicada uma tensão no capacitor por um sistema denominado carregador que também possui um capacitor. Após a irradiação, mede-se a tensão residual. A variação da tensão é a medida da exposição recebida pela câmara. A caneta dosimétrica largamente utilizada é também uma câmara capacitiva

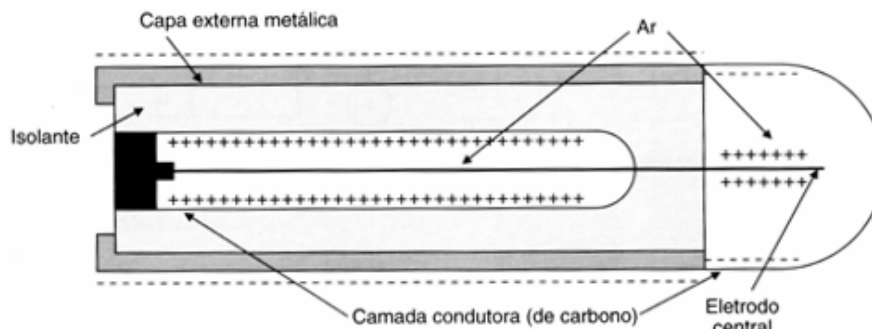


Figura 3.13 – Esquema de uma câmara capacitiva (SCAFF, 1997).

3.8.8 Câmara Tipo Farmer

Utilizada na maioria dos serviços de radioterapia, a câmara tipo Farmer é uma câmara de uso rotineiro utilizada para medidas de radiação X ou γ em todo intervalo de energias aplicadas em radioterapia. É uma câmara estável e de ótima confiabilidade. Quando conectada ao eletrômetro específico, é conhecida como dosímetro Baldwin-Farmer. A Figura 3.14 mostra o esquema da câmara tipo Farmer e a conexão com o eletrômetro que durante sua utilização pode ficar fora da sala de irradiação, conectado à câmara por um cabo blindado (SCAFF, 1997).

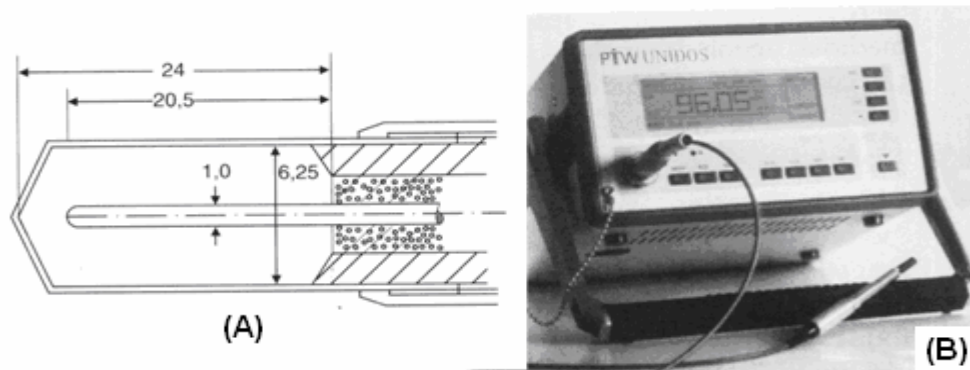


Figura 3.14 – Esquema da câmara de ionização tipo Farmer (A) e Eletrômetro com câmara tipo Farmer (SCAFF, 1997).

3.8.9 Câmara de Placas Paralelas

Em muitas situações, a presença de um objeto no trajeto do feixe altera o comportamento da radiação com prejuízo da medida. A câmara de placas paralelas é uma câmara de pequenas dimensões para uso em que a variação da quantidade de radiação é muito grande em relação a distância (profundidade). É utilizada para medida da radiação X em pequenas profundidades e feixes de elétrons ou partículas beta. Esses procedimentos seriam impossíveis com uma câmara tipo dedal devido às suas dimensões (SCAFF, 1997).

3.9 Radiometria e Dosimetria

A radiometria ou o levantamento radiométrico identifica os valores da taxa de dose em vários pontos de todas as áreas (livres, supervisionadas ou controladas).

De acordo com a norma CNEN, NE 3.01, uma área é livre, quando está isenta de regras especiais de segurança radiológica em que as doses anuais não ultrapassem o limite estabelecido para o público. Uma área restrita pode ser controlada ou supervisionada. A área é denominada controlada quando a dose for igual ou superior a 3/10 do limite estabelecido para trabalhadores e, supervisionada se o limite de dose for inferior a 3/10 do limite para trabalhadores.

A dosimetria é o método de medição direta, indireta, ou por cálculos de grandezas radiológicas tais como dose absorvida, equivalente de dose, kerma, exposição e demais técnicas associadas (CNEN, 1998).

De acordo com a avaliação, radiométrica ou dosimétrica, são utilizadas câmaras de ionização com características adequadas. As câmaras de ionização podem ser cilíndricas ou de placas paralelas. As câmaras cilíndricas podem ser abertas para o ar ou lacradas. Conforme o tipo de construção, as câmaras cilíndricas podem ser do tipo Dedal ou tipo Farmer. Desse modo, a dosimetria de feixe avaliada em um fantoma de água requer uma câmara lacrada; uma câmara de controle, utilizada no início do feixe de radiação, deve ser de dimensões reduzidas, como a câmara de placas paralelas, para não causar interferência no feixe.

Para controle de radiação ambiental é utilizado um contador Geiger-Müller ou uma câmara de ionização de grande volume.

Os procedimentos para realização da dosimetria dos feixes de radiação, nos serviços de radioterapia, são realizados segundo protocolos internacionais. Os protocolos atualmente adotados (TRS - *TECHNICAL REPORT SERIES*) são: TRS 277, TRS 381 e TRS 398 da Agência Internacional de Energia Atômica com sede em Viena – Áustria. Neles estão descritos todos os procedimentos e condições de realização das medidas, tipos e características das câmaras de ionização a serem utilizadas.

4 ACELERADORES LINEARES PARA RADIOTERAPIA

Inicialmente, a Engenharia Clínica desenvolveu estudos de funcionamento e manutenção de EMH. Posteriormente abordou a aquisição e recebimento dos equipamentos, conformidade com a legislação e ultimamente vem assumindo o gerenciamento durante toda a vida útil do equipamento caracterizando-se como ações de GTMH. O resultado dessas ações motivou os engenheiros clínicos estudar, buscar e propor programas de melhoria da qualidade e do gerenciamento de riscos dos EMH (ACCE, 2001). A competência para desenvolver essas ações está condicionada, não somente à compreensão do princípio de funcionamento dos equipamentos, mas também à sua aplicação sob a ótica da saúde, o que requer do Engenheiro Clínico um profissional multidisciplinar.

Atualmente, os aceleradores lineares constituem uma tecnologia de alto custo e complexidade pelas possibilidades que oferecem na realização de tratamentos de tumores superficiais e profundos com precisão do alvo, da dose entregue ao tumor, envolvendo sistemas de segurança mecânicos, elétricos e de proteção radiológica. Essas características justificam estudos, elaboração e implementação de programas de gerenciamento para essa tecnologia médico-hospitalar (gTMH).

O uso de fontes radioativas para tratamento é limitado pela energia fixa e decaimento da fonte radioativa. A fonte artificial, com possibilidade de diferentes energias, permite ao médico escolher a energia mais adequada para cada caso. Essa justificativa sustentou a pesquisa e o desenvolvimento de diversos tipos de aceleradores de partículas para obtenção de diferentes energias. Existem diversos tipos de aceleradores de partículas tais como átomos elétrons, prótons e moléculas. Os aceleradores mais populares atualmente são os aceleradores lineares.

A partir de 1940, iniciou-se a construção de aceleradores de partículas tais como o betatron, um acelerador de elétrons utilizado pela primeira vez para tratamento de câncer em 1948 nos Estados Unidos; o cíclotron, um acelerador de prótons e dêuterons utilizado em pesquisas de física e na produção de nêutrons para neutronterapia; o mícroton, um acelerador de elétrons que possui as vantagens do acelerador linear com forma circular e compacta e o acelerador linear (OKUNO, 1982). Em 1962, a Varian lançou o primeiro acelerador linear de uso clínico isocêntrico e completamente rotacional para uso em radioterapia.

4.1 Princípio de Funcionamento - Diagrama de Blocos

A idéia fundamental na geração da alta energia para radioterapia é acelerar os elétrons com energia correspondente a milhares de elétrons-volt antes de colidir com o

alvo. Para isso utilizam-se etapas intermediárias de aceleração entre a produção dos elétrons e sua colisão com o alvo.

O processo consiste em acelerar elétrons sujeitos a um campo elétrico enquanto viajam através de uma estrutura constituída por anéis metálicos (eletrodos) ligados a uma fonte de RF (radiofrequência) (Figura 4.1). As dimensões dos eletrodos, a distância entre eles e o valor da frequência de RF são calculados de forma que as partículas sofram uma aceleração enquanto estiverem entre os eletrodos. Quando o campo elétrico estiver invertido, as partículas estarão passando no interior dos eletrodos em que o campo elétrico é nulo.

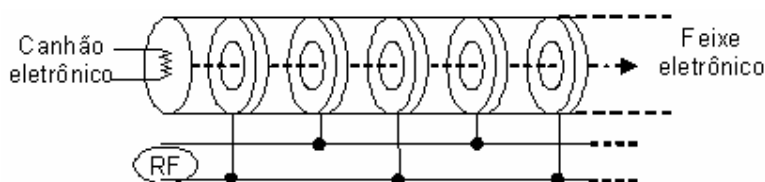


Figura 4.1 - Princípio do acelerador linear.

O diagrama de blocos da Figura 4.2 representa o acelerador linear. A mesa de controle e a fonte estão localizadas fora da sala de tratamento, os demais (suporte, braço e a mesa de tratamento) estão dentro da sala. Em algumas instalações, o gabinete da fonte pode estar dentro da sala de tratamento.

A fonte, do tipo chaveada, alimenta a klystron (ou magnetron) e o emissor de elétrons quando acionada na mesa de controle. Essa fonte fornece um pulso de 120 kV de tensão com aproximadamente 5 microssegundos de duração, para a klystron que gera a microonda de potência e um pulso de mesma duração de 18 kV para injetar os elétrons na estrutura aceleradora. A taxa de pulsos, configurada pelo operador do aparelho, irá determinar a taxa de dose fornecida pelo feixe na saída.

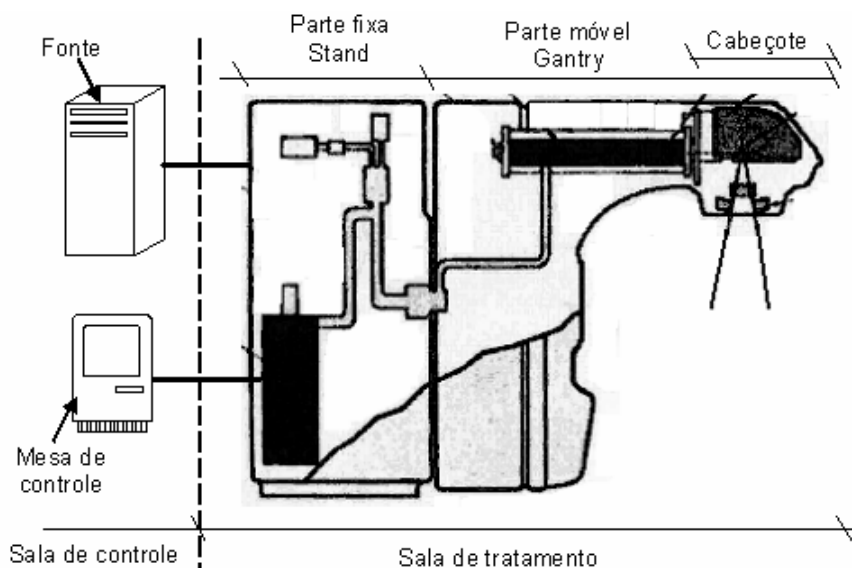


Figura 4.2 - Diagrama de Blocos do Acelerador Linear (adaptado de KARZMARK, 1981).

Os elétrons são injetados na estrutura aceleradora, com uma energia de 18 keV e velocidade de $\frac{1}{4}$ da velocidade da luz, aproximadamente.

O sistema de vácuo proporciona baixa pressão para o emissor de elétrons, estrutura aceleradora e magneto de deflexão do feixe. Sem vácuo os elétrons iriam colidir com partículas do ar reduzindo drasticamente sua energia. Esse sistema de vácuo é mantido e aprimorado por uma bomba iônica que retira partículas que estejam ainda no interior dessas estruturas ou que foram liberadas pelas suas paredes internas.

Um sistema de pressurização mantém o guia de microonda pressurizado com gás freon ou gás hexafluorido de sulfato. Sua função é proteger o sistema contra uma descarga elétrica provocada pelo elevado campo elétrico da microonda de alta energia.

Para que o sistema funcione adequadamente, um sistema de refrigeração a água, retira o calor proporcionando o controle de temperatura, especialmente para componentes sensíveis como as cavidades de microondas. O controle de temperatura é fundamental, já que um aumento, ou diminuição, alteraria as dimensões das cavidades ressonantes comprometendo seriamente a eficiência do equipamento não acelerando os elétrons adequadamente.

O Controle Automático de Freqüência (CAF) monitora a freqüência de operação na estrutura aceleradora para obter a máxima produção de radiação. Com essa informação, realiza ajustes na sintonia das válvulas magnetron ou klystron. Todo o sistema é rigorosamente controlado para que a dose prescrita seja administrada com precisão e segurança para o paciente e não ultrapasse as doses para os trabalhadores do serviço, previstas nas normas de segurança da CNEN. Na Sala de Controle, estão os mostradores que proporcionam informações do estado de operação, modalidade de acessórios em uso, dose prescrita e dose entregue, estado do intertravamento, emergência e outros dados pertinentes do acelerador e do tratamento do paciente.

Múltiplos testes estão incorporados ao console e são realizados automaticamente de modo a garantir uma operação correta. Nos aceleradores modernos, essas verificações são realizadas por um sistema computadorizado associado. Um sistema de contagem associado à *dose monitor*⁷ encerra o tratamento quando a dose prescrita é entregue. Um intervalo de tempo é determinado para encerrar o tratamento no caso de falha da dose monitor. O operador dispõe de comunicação visual por circuito fechado de TV e duplo canal de áudio para comunicação e controle do paciente na sala de tratamento (KARZMARK, 1981).

⁷ Quantidade total de dose entregue pelo equipamento (integrada) e registrada em "UM" (Unidade Monitor).

4.2 Componentes de um Acelerador Linear Utilizado em Radioterapia

Os aceleradores lineares para uso médico produzem energias de 4 MV a 25 MV para fótons e atendem a dois requisitos importantes:

- produzir um feixe de propriedades dosimétricas e geométricas bem definidas;
- permitir dispositivos de ajuste do feixe e da mesa de tratamento do paciente assegurando assim que o feixe de radiação intercepte o volume de tratamento com precisão.

O diagrama da Figura 4.3 representa os principais componentes do acelerador linear para uso em radioterapia. Esse equipamento é composto por uma parte fixa, suporte ou estativa (*stand*) e uma parte móvel ou braço (*gantry*). No suporte, estão instalados os sistemas de refrigeração, bombas, magnetron ou klystron e demais controles eletrônicos do aparelho.

No braço ou *gantry*, estão situados: a bomba de vácuo, responsável por manter vácuo na estrutura aceleradora; a fonte de elétrons em que são produzidos os elétrons para serem injetados na estrutura aceleradora e a estrutura aceleradora que é o elemento fundamental do aparelho. O guia de onda conduz as microondas para serem injetadas na estrutura aceleradora. O cabeçote de tratamento contém os sistemas tratamento do feixe de fótons ou elétrons para geração de um feixe homogêneo e a produção de um campo controlado de irradiação. Nos mostradores digitais, conforme indicado na Figura 4.3, são visualizados: posicionamento do braço, energia do feixe e tipo de feixe a ser produzido (elétrons ou fótons).

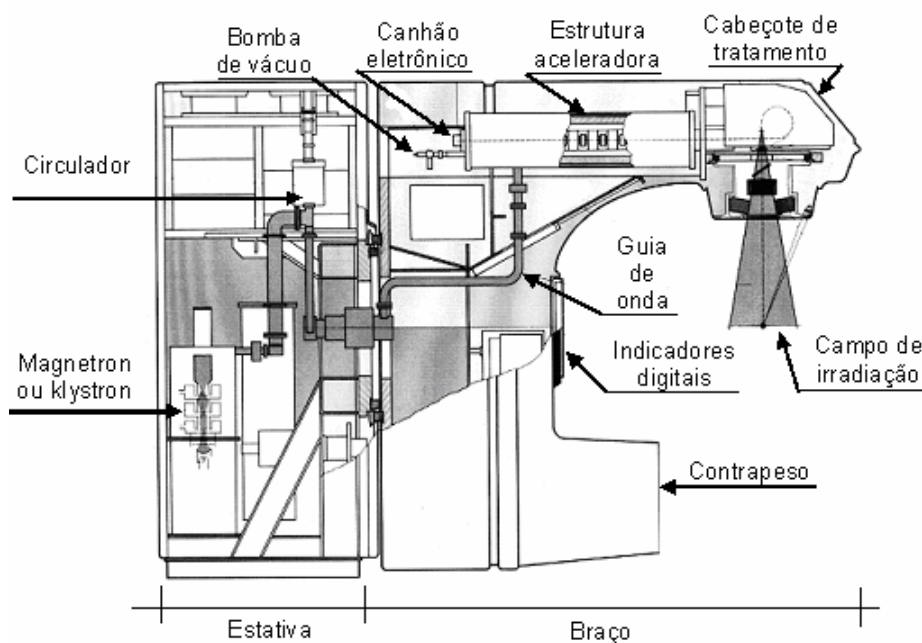


Figura 4.3 – Componentes do acelerador linear para uso em radioterapia (SCAFF, 1997).

4.2.1 Sistema de Vácuo

Para que os elétrons sejam acelerados sem interagirem com outras partículas, perdendo assim parte da sua energia, é produzido vácuo na estrutura aceleradora por meio de uma bomba de vácuo. Esse sistema acontece em dois estágios: primeiro, uma bomba de vácuo faz a pressão no interior da estrutura aceleradora cair para 10^{-3} torr e, posteriormente, uma bomba iônica faz a pressão atingir o valor final entre 10^{-5} e 10^{-6} torr.

Em alguns aceleradores, a estrutura é lacrada e apenas uma bomba iônica é utilizada para manter o vácuo (KARZMARK, 1981). A bomba iônica é um dispositivo que ioniza as moléculas livres no vácuo por meio de um arco elétrico. Ela atrai essas partículas e as remove por adsorção, por meio de uma placa eletricamente carregada.

4.2.2 Sistema de Resfriamento

As dimensões das cavidades do acelerador possuem dimensões críticas, por isso sua temperatura deve ser mantida constante. Um sistema fechado com circulação de água deionizada em canalizações situadas ao longo das cavidades conduz a energia sob a forma de calor e a transfere para um sistema secundário. O sistema de resfriamento também é utilizado em partes nas quais há dissipação de calor, como no alvo, nos direcionadores do feixe e no modulador para controlar a temperatura do gerador de RF (KARZMARK, 1981).

4.2.3 Klystron

Os aceleradores até 25 MV utilizam uma fonte de potência de microonda para obter a aceleração adequada dos elétrons, as válvulas Klystron ou Magnetron. A frequência utilizada é de 3 GHz e a tensão e o campo elétrico associado variam sinusoidalmente.

A Figura 4.4 mostra um diagrama da klystron e suas cavidades. O catodo é aquecido por um filamento que, por efeito termoiônico, libera elétrons para a klystron. Um pulso negativo de tensão é aplicado para produzir um campo elétrico, acelerando os elétrons para a primeira cavidade (agrupadora). Essa cavidade é energizada com microondas de baixa potência, alternando o campo entre as aberturas direita e esquerda. Isso faz com que os elétrons sejam acelerados, retardados ou não sofram aceleração, originando um fluxo modulado de elétrons. Esse processo altera a velocidade, mas não a média do número de elétrons no feixe, provocando o agrupamento dos mesmos. Os elétrons agrupados deslocam-se atingindo a segunda cavidade (captadora).

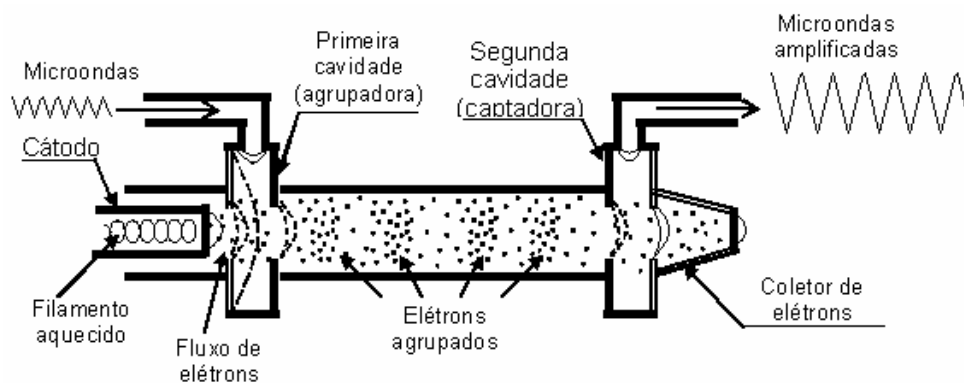


Figura 4.4 – Secção transversal de uma válvula klystron de duas cavidades (KARZMARK, 1981).

A cavidade captadora é sintonizada na freqüência de ressonância de chegada dos agrupamentos de elétrons. Muitos dos elétrons, ao passarem do tubo de condução que liga as duas cavidades, para a cavidade captadora, sofrem uma desaceleração e geram um intenso campo elétrico originando uma microonda com potência elevada. A energia residual não convertida em microonda é dissipada em calor no coletor do feixe de elétrons. O calor é retirado pelo sistema de resfriamento. O coletor do feixe de elétrons das válvulas klystrons de alta potência é blindado para atenuar os raios X produzidos.

As klystrons de alta energia (18 MeV ou mais) possuem de 3 a 5 cavidades. Cavidades adicionais proporcionam altas correntes e podem produzir uma grande amplificação da energia de microondas (por ex: 100.000 : 1). A klystron tem baixo rendimento, aproximadamente 40%, e necessita de um oscilador para alimentá-la; é insensível às variações de carga e a freqüência é a mesma do oscilador padrão que a alimenta (KARZMARK, 1981).

4.2.4 Magnetron

A saída da válvula magnetron ou klystron é da ordem de MW. Tipicamente as magnetrons operam na freqüência de 3 GHz (comprimento de onda de 10 cm) e fornecem 2 MW de potência de pico durante o pulso de radiação.

A magnetron é uma fonte de microondas desenvolvida para aceleradores de baixas energias, tipicamente abaixo de 12 MeV. Semelhante à klystron, é formada por dois elementos, catodo e anodo. A magnetron tem custo menor que a klystron, porém é menos estável. A Figura 4.5 mostra a seção longitudinal e transversal da magnetron que possui uma geometria cilíndrica. O catodo central é envolto por um espaço com vácuo para o fluxo de cargas e por fora, pelo anodo formado por 12 cavidades dispostas radialmente.

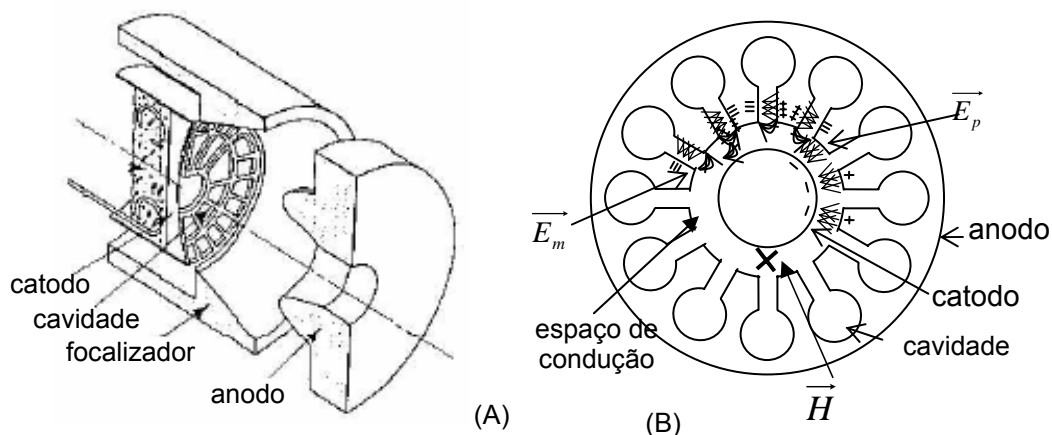


Figura 4.5 – Seção em Corte da válvula magnetron. Longitudinal em (A); Transversal em (B), (adaptado de KARZMARK, 1981; GALIANO, 2001).

A geometria da klystron é linear e a da magnetron é circular. Um campo magnético estático \vec{H} é aplicado perpendicularmente ao plano da seção transversal mostrada. Um campo elétrico \vec{E}_p pulsado, na direção radial para dentro, é aplicado em volta, entre o catodo central e os segmentos do anodo que envolve as 12 cavidades. Os elétrons emitidos pelo catodo são acelerados pelo campo \vec{E}_p , pulsado em direção ao anodo por meio do vácuo do tubo, mostrado pela seção transversal (B). Os elétrons acelerados produzem uma distribuição de cargas sobre os terminais do anodo e um campo elétrico \vec{E}_m de microonda entre os segmentos adjacentes, de modo similar às cavidades agrupadoras da klystron. Além disso, o campo magnético \vec{H} transmite uma componente curva para o movimento dos elétrons. Assim, eles movem-se numa trajetória espiral complexa S sujeita à combinação do campo elétrico \vec{E}_p , campo magnético \vec{H} e campo elétrico induzido pelas microondas \vec{E}_m .

Logo, a magnetron é uma válvula osciladora de alta potência em que os elétrons emitidos pelo catodo cilíndrico atingem o anodo sob a ação do campo magnético axial, fazendo com que os mesmos se movimentem ao redor do catodo, interagindo com as cavidades ressonantes no anodo.

Neste processo, aproximadamente 60% da energia cinética dos elétrons é convertida para energia de microondas. A magnetron quase sempre funciona como oscilador de alta energia, isto é, gerador de microondas de potência e as klystrons operam como amplificadores excitados por um oscilador de baixa potência. Uma pequena realimentação da saída da klystron para sua primeira cavidade tem a função de um oscilador (KARZMARK, 1981).

4.2.5 Estrutura Aceleradora

A peça fundamental de um acelerador linear é a estrutura aceleradora. É constituída de cavidades adjacentes de microondas e, no seu interior, é feito vácuo na ordem de 10^{-6} torr, cujo objetivo é fazer com que os elétrons em aceleração não percam parte de sua energia em colisões com partículas de ar ou outras impurezas.

As cavidades são cilíndricas, com 10 cm de diâmetro aproximadamente (1/10 do comprimento de onda da frequência de ressonância), e vários centímetros de comprimento de acordo com a energia que se queira obter. Devido às dimensões das cavidades, o fenômeno da ressonância acontece na frequência de 3 GHz. Uma corrente de elétrons flui de uma cavidade para outra e, para que haja uma boa condutividade elétrica, as paredes da cavidade são de cobre. Os elétrons deslocam-se em grandes velocidades, até 98% da velocidade da luz, contrários à direção do campo elétrico \vec{E} , e sua massa é cinco vezes a sua massa em repouso. Aproximadamente 1/3 dos elétrons injetados são capturados e acelerados (KARZMARK, 1981).

Os aceleradores, para fins médicos, possuem uma estrutura aceleradora com 30 cm de comprimento para energia de 4 MeV, para altas energias atinge um metro ou mais. As cavidades iniciais variam em comprimento para aumentar a velocidade dos elétrons agrupados. Posteriormente elas são uniformes e os elétrons viajam com velocidade constante, próximos à velocidade da luz. Essa estrutura normalmente está situada no braço (Figura 4.3); no entanto em alguns aceleradores, poderá estar situada numa região diferente do suporte ou braço como é o caso dos aceleradores de 25 MeV.

O esquema da Figura 4.6 representa a produção, agrupamento e aceleração dos elétrons na estrutura aceleradora. Para que os elétrons sejam acelerados pela estrutura aceleradora, são gerados e injetados por um dispositivo denominado “injetor de elétrons” e, em seguida são agrupados e acelerados.

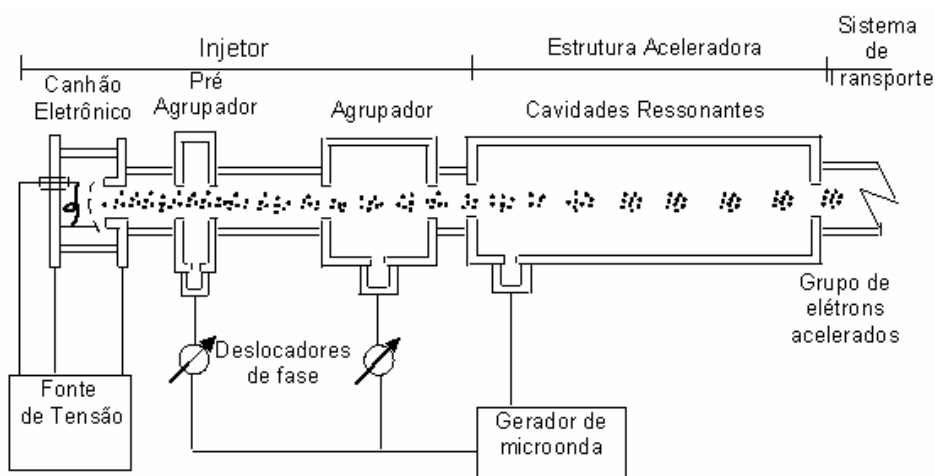


Figura 4.6 – Estrutura aceleradora e produção dos elétrons (DI PRINZIO, 1984).

4.2.6 Canhão eletrônico

O aquecimento de um filamento pela passagem de corrente elétrica, semelhante ao de uma lâmpada incandescente, faz com que os elétrons do material tenham energia suficiente para escapar das suas órbitas (emissão termoiônica). O material emissor (catodo) torna-se carregado positivamente pela emissão dos elétrons e para que os elétrons não sejam atraídos de volta, é necessária a aplicação de um campo elétrico convenientemente direcionado. O campo elétrico é obtido através da aplicação de uma tensão, denominada tensão de extração, entre o catodo (emissor) e o anodo (estrutura do canhão) (Figura 4.7). A tensão de extração dos aceleradores varia de 40 a 100 kV aproximadamente.

O aquecimento do material emissor (catodo) pode ser realizado de duas formas:

- a) catodo de aquecimento direto – utilizando-se um fio com alta resistência elétrica aplica-se uma tensão para elevar a temperatura entre 1000 e 2000 °C.
- b) catodo de aquecimento indireto – monta-se um aquecedor próximo ao material emissor de modo a elevar a temperatura do fio até a temperatura desejada. Com este processo se obtém correntes eletrônicas bem mais elevadas. A Figura 4.7 mostra um esquema do dispositivo para produção de elétrons por aquecimento direto.

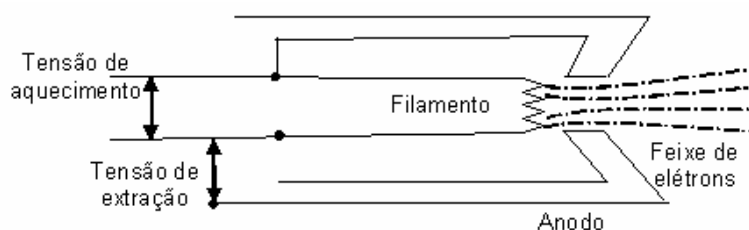


Figura 4.7 – Esquema da fonte de elétrons por aquecimento direto.

4.2.7 Pré Agrupador

Na Figura 4.6, os elétrons são injetados numa cavidade ressonante, onde ficarão sujeitos a um campo elétrico produzido pelo sinal de microonda, defasado do sinal aplicado na estrutura aceleradora, devido à distância entre eles. Nessa travessia, os elétrons poderão adquirir energia (ganhar velocidade) ou perder energia (serem desacelerados) de forma que deixarão essa cavidade com uma leve modulação.

O diagrama da Figura 4.8 representa a forma como os elétrons são forçados a se agruparem ao atravessarem o pré-agrupador e o agrupador, considerando o estado desses elétrons em três instantes (t_1 , t_2 , e t_3) num pequeno segmento dessa trajetória.

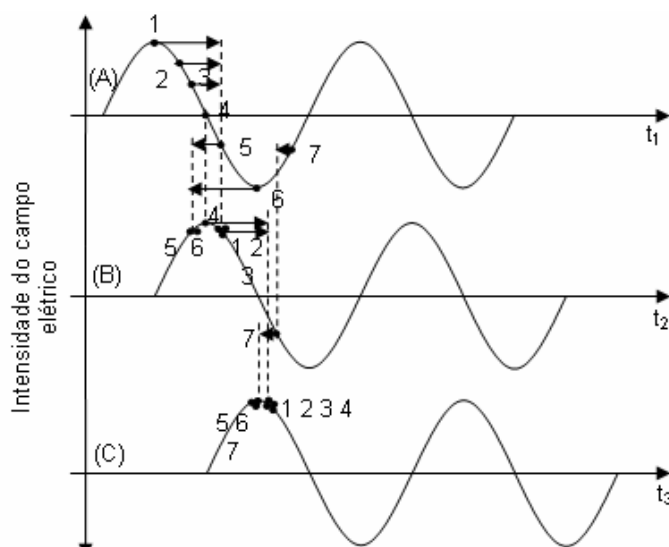


Figura 4.8 - Processo de agrupamento dos elétrons (adaptado de BOMFORD, 1993)

Em (A), estão representados sete elétrons injetados no acelerador, com a mesma velocidade em posições diferentes conforme os pontos marcados. O campo elétrico devido à microonda irá exercer uma aceleração, positiva, negativa ou nula sobre os elétrons. Os vetores no diagrama são proporcionais ao módulo da força exercida.

Assim sendo o elétron 1 está posicionado no máximo do campo elétrico acelerador, sujeito à força máxima de aceleração. Os elétrons 2 e 3 estão sujeitos a uma aceleração proporcionalmente menor. No elétron 4, a aceleração é nula e os elétrons 5, 6 e 7 estão sujeitos a uma força de sentido contrário e, portanto, são desacelerados.

Em (B) observa-se o resultado da aceleração instantânea fornecida aos elétrons em t_1 . Os elétrons 1, 2 e 3 se agruparam pelo fato de terem aumentado sua velocidade. Os elétrons 5 e 6 também se agruparam, porém, perdem velocidade. O elétron 4, neste ponto, está sujeito à aceleração máxima.

Em (C) observa-se o resultado da ação do campo elétrico em t_2 . Os elétrons de 1 a 4 estão agrupados e os elétrons 5 e 6 estão gradualmente aproximando-se do campo máximo. Em mais alguns ciclos, os elétrons 5 e 6 irão juntar-se ao grupo de elétrons 1, 2, 3 e 4. O elétron 7 é desacelerado nos instantes t_1 e t_2 , diminuindo sua velocidade em relação ao campo. Em t_3 , porém, ele é acelerado com o campo elétrico na sua máxima intensidade. Desse modo, irá agrupar-se aos demais elétrons, apesar de que isso possa levar alguns ciclos. Se esse processo, contudo, durar mais tempo do que o necessário para as ondas atravessarem a estrutura aceleradora, elétrons irão perder-se no processo de aceleração.

Apesar da descrição simplificada do processo, pela discretização do mesmo, ela é suficiente para conceber o princípio da modulação do fluxo de elétrons no dispositivo acelerador. Na realidade, a onda de RF é aplicada em impulsos curtos e as partículas

experimentam um grande número de forças durante a atuação dos pulsos.

Esse processo de agrupamento é finalizado na próxima parte da estrutura, o agrupador, que em muitos aceleradores constitui a parte inicial da estrutura aceleradora propriamente dita (DI PRINZIO, 1984).

4.2.8 Agrupador

Os elétrons entram na estrutura agrupadora numa posição de receber energia, ou seja, em sincronismo com o campo elétrico. O grupo de elétrons que está atrasado receberá mais energia sendo acelerado e o grupo de elétrons que está adiantado receberá menos energia sendo freado. Nesta parte da estrutura, os elétrons são acelerados até próximo da velocidade da luz e as cavidades ressonantes possuem dimensões diferentes ao longo do percurso. (DI PRINZIO, 1984)

4.2.9 Estrutura Aceleradora de Ondas Progressivas

Nesta seção da estrutura aceleradora, acontece a aceleração final dos elétrons que irão constituir o feixe de fótons de alta energia, se atingirem um alvo ou, caso contrário, o próprio feixe de elétrons.

Após este processo o feixe de elétrons deixa essa estrutura passando por uma janela de metal fino. Essa estrutura utiliza uma série de cavidades ressonantes construídas pela justaposição de discos e anéis de cobre no interior de um tubo. O disco de cobre que separa uma cavidade da outra possui um orifício no centro por onde os elétrons passam de uma cavidade para outra e os anéis de cobre determinam o tamanho da cavidade. A figura 4.9 mostra um segmento da estrutura em corte. A escolha do cobre deve-se a duas características fundamentais: alta condutividade elétrica, originando baixas perdas e alta condutividade calórica, permitindo bom controle de temperatura.



Figura 4.9 – Anéis de cobre e montagem do tubo acelerador (KARZMARK, 1981).

As microondas, injetadas no início da estrutura, produzem um campo elétrico cujo comportamento está representado na Figura 4.10 para três instantes de tempo considerados. As setas para direita representam os máximos positivos do campo elétrico e as setas para esquerda, os máximos negativos.

O campo elétrico varia de forma sinusoidal e se repete a cada quatro cavidades. Uma cavidade está acelerando enquanto as outras três apenas propagando. Os elétrons

já agrupados passam pelas cavidades em fase com o campo elétrico sendo acelerados, ou seja, ganhando energia a cada cavidade. Assim, a microonda é introduzida no início da estrutura e absorvida no final dela. Os elétrons estão em fase com a microonda, ou seja, acompanhando o máximo negativo do campo elétrico (KARZMARK, 1981 e DI PRINZIO, 1984).

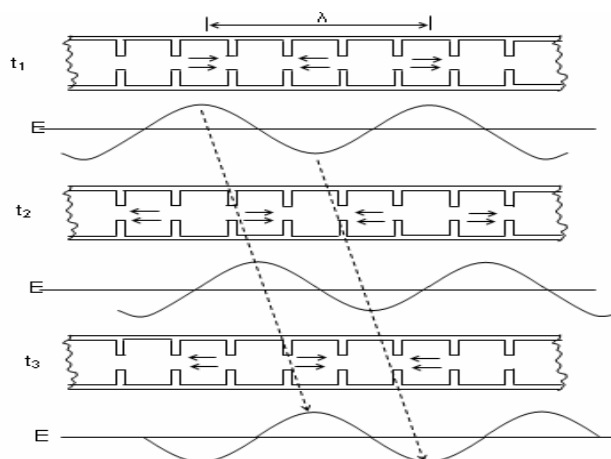


Figura 4.10 - Campo elétrico na estrutura aceleradora de onda progressiva (adaptado de KARZMARK, 1981; DI PRINZIO, 1984).

4.2.10 Estrutura aceleradora de ondas estacionárias

A estrutura de ondas estacionárias é utilizada quando se deseja maior energia de saída e com isso um número maior de elétrons acelerados. Uma onda estacionária pode ser comparada a uma estrutura com duas ondas progressivas viajando em direções opostas.

O esquema da Figura 4.11 representa o comportamento do campo elétrico criado pelas microondas em três instantes seqüenciais. A microonda pode ser injetada em qualquer ponto da estrutura. Semelhante à vibração de uma corda de violino que está presa nas duas extremidades, a estrutura de onda estacionária possui duas microondas propagando-se em sentidos opostos por reflexão nas suas extremidades. O campo se repete a cada duas cavidades, ou seja, os grupos de elétrons estão sendo acelerados a cada duas cavidades tendo-se uma estrutura mais curta para a mesma aceleração resultante.

Na Figura 4.11 as setas superiores representam a microonda propagando-se para direita e as inferiores (tracejadas) a microonda se propagando para esquerda. Em t_1 os campos estão somados, em t_2 , na cavidade seguinte, o campo resultante é nulo, por serem opostos e em t_3 , na cavidade seguinte, os campos estão somados novamente. Os elétrons agrupados e injetados em uma das extremidades, em fase com a microonda, são acelerados até a outra extremidade.

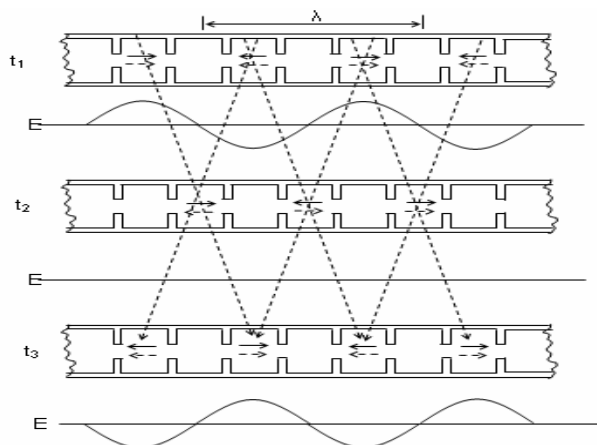


Figura 4.11 – Comportamento das microondas na estrutura aceleradora de onda estacionária (adaptado de KARZMARK, 1981; DI PRINZIO, 1984).

As partículas injetadas na estrutura movem-se com velocidade igual à velocidade de uma das ondas. É necessária uma grande potência para se obter o mesmo resultado com a configuração onda estacionária em comparação com a configuração onda progressiva. A vantagem é obter grande aceleração com uma estrutura bem menor. Esse sistema tende a estabilizar o oscilador de RF. A maioria dos aceleradores atuais, de uso médico, utiliza estruturas de ondas estacionárias pelas vantagens citadas.

4.2.11 Cabeçote de Tratamento

No cabeçote estão localizados os sistemas de colimação, estabilização e monitoração do feixe. A Figura 4.12 mostra os principais componentes do cabeçote.

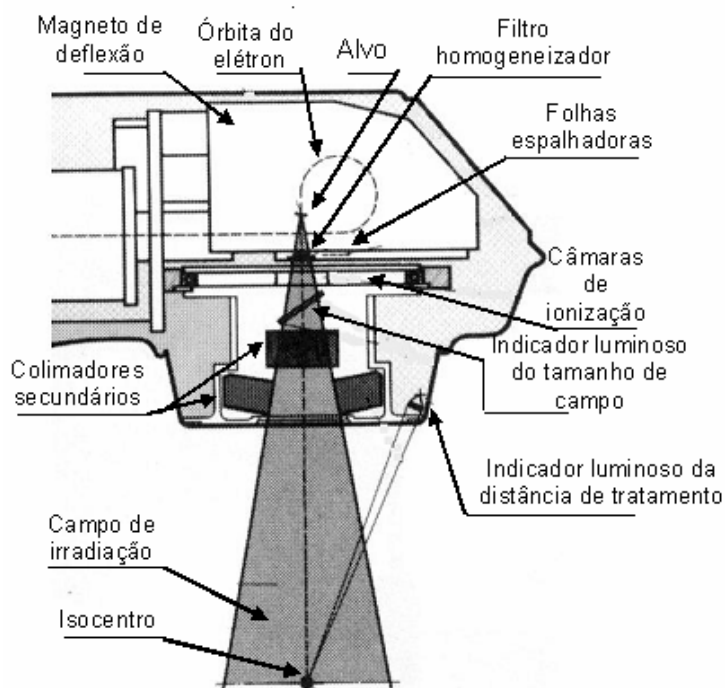


Figura 4.12 - Detalhes do cabeçote do acelerador linear (SCAFF, 1997).

O feixe de elétrons acelerados é conduzido, por meio de um sistema de transporte, para o cabeçote de tratamento e ali é tratado de forma a torná-lo homogêneo e colimado para produzir um campo de radiação homogêneo. O cabeçote é blindado com chumbo para eliminar ou reduzir a radiação de fuga para 0,1% (estimativa para cálculo de projeto).

4.2.12 Magneto

Conforme o tipo de aparelho, a estrutura aceleradora é montada inclinada em relação ao eixo do feixe de tratamento. A condução do feixe de elétrons até o alvo pelo sistema de transporte, é feita com o auxílio de um eletroímã cuja função é direcioná-lo corretamente. Para isso, o feixe de elétrons deve sofrer uma deflexão de 90° ou 270° focalizando uma área de 3 mm de diâmetro quando atinge o alvo.

A Figura 4.13 (A) e (B) mostra a deflexão dos elétrons de diferentes energias que incidindo sobre o alvo um feixe acromático, isto é, os elétrons de diferentes energias que, deixaram a estrutura aceleradora, irão colidir com o alvo na mesma posição relativa. Os elétrons de maior energia descrevem uma órbita de raio maior e os de menor energia, uma órbita menor. A deflexão de 270° resulta num feixe mais focado do que a deflexão de 90° . Em aparelhos de menor energia (4 MV), não há necessidade do magneto, pois a estrutura aceleradora pode estar localizada no cabeçote de tratamento (DI PRINZIO, 1984).

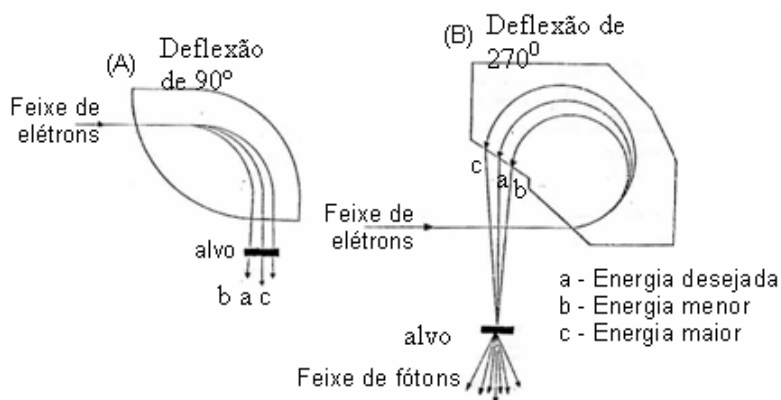


Figura 4.13 – Deflexão do feixe de elétrons pelo magneto e focalização no alvo. Em (A) deflexão de 90° , em (B) deflexão de 270° (DI PRNZIO, 1984).

4.2.13 Alvo

Para produzir um feixe de fótons, o feixe de elétrons interage com um fino disco de metal com boa resistência às altas temperaturas e com características específicas para faixas diferentes de energia. Assim, para energias entre 8 MV e 15 MV, é utilizado um material de alto número atômico como o chumbo e para energias acima desta faixa, um material de baixo número atômico como o alumínio.

O esquema da Figura 4.14 compara produção de um feixe de fótons (A) e feixe de elétrons (B). A produção de um feixe de fótons ou elétrons é montada em uma única estrutura. Fundamentalmente para produção de fótons, são inseridos um alvo e um filtro aplanador no caminho do feixe de elétrons. Para produção de elétrons, retira-se o alvo e substitui-se o filtro aplanador por uma lâmina ou folha espalhadora.

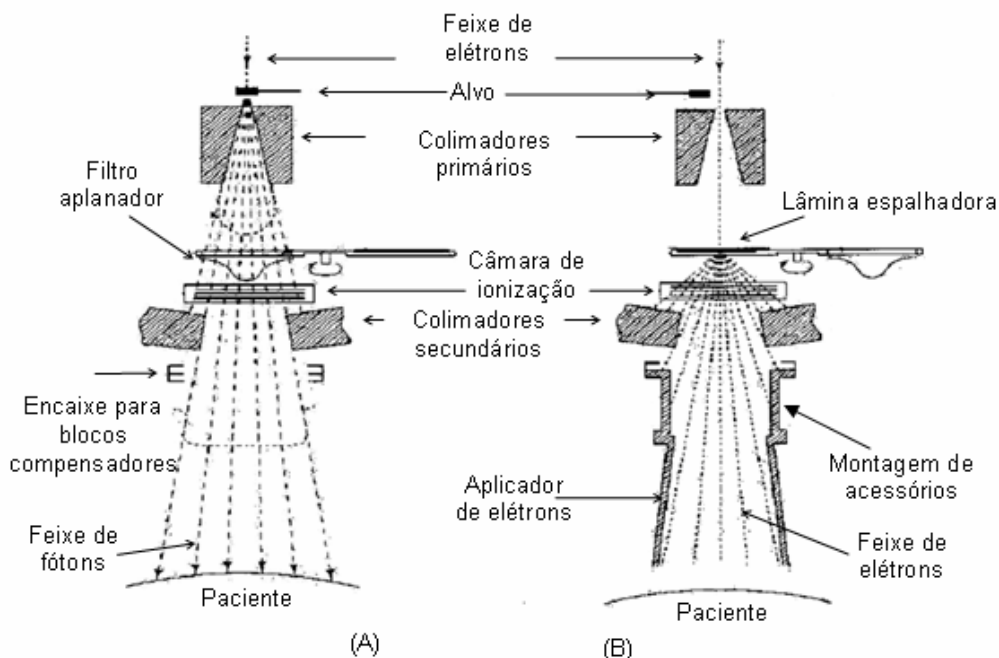


Figura 4.14 – Detalhes da produção de feixe de fótons (A) e feixe de elétrons (B) (adaptado de KARZMARK, 1981).

A fração da energia convertida em fótons depende do número atômico do material do alvo e da energia do elétron. Assim, para energia baixa, utiliza-se um alvo de material de alto número atômico (Z) e vice-versa, diminuindo a produção de radiação secundária, proveniente da interação com alvo. A qualidade do feixe de fótons produzido depende da focalização do feixe (KARZMARK, 1981 e DI PRINZIO, 1984).

4.2.14 Colimadores Primários

Os colimadores primários delimitam o campo máximo de irradiação. Esses colimadores são fixos, de chumbo, e atenuam o feixe cerca de 1.000 vezes o valor da energia fora da região de interesse, em relação à energia no eixo central do feixe, Figura 4.14 (DI PRINZIO, 1984).

4.2.15 Filtro Aplanador

A focalização do feixe de elétrons, pelo magneto, irá determinar o feixe de fótons produzido ao incidir no alvo. Os fótons de maior energia estão concentrados na parte central do feixe. Um filtro, com formato específico, intercepta o feixe atenuando a região

central e tornando homogêneo o campo de irradiação, Figura 4.15. Esse filtro é construído de material com baixo número atômico como o alumínio. O gráfico da Figura 4.15 ilustra a dose relativa produzida pelo feixe antes e depois do filtro aplanador.

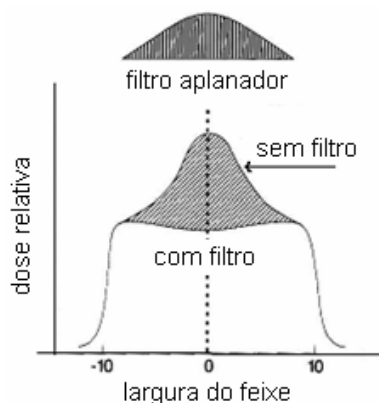


Figura 4.15 – Efeito do filtro aplanador sobre o feixe de fótons (GALIANO, 2001)

4.2.16 Lâminas Espalhadoras de elétrons

No tratamento com elétrons, é necessário que o feixe produza uma distribuição uniforme de dose no campo de irradiação. É utilizada uma lâmina fina, cerca de 0,3 mm de chumbo ou cobre, para produzir um espalhamento (SCAFF, 1997). Anteriormente, a Figura 4.14 mostrou o sistema retrátil da folha espalhadora e filtro aplanador.

Em alguns equipamentos um eletro-magneto provoca a varredura do feixe nas direções x e y para cobrir um campo tão grande quanto necessário. Um sistema de segurança desliga o aparelho, como forma de segurança, quando a varredura não estiver funcionando de maneira correta.

4.2.17 Câmara Monitora

Para conhecer e garantir a precisão na intensidade da energia produzida, pela realimentação do sistema, o feixe de energia (fótons ou elétrons) deve ser constantemente monitorado. Dois pares de câmaras de ionização interceptam o feixe de energia. Essas câmaras detectam a intensidade do feixe produzido e realimentam o sistema para estabilizar a energia do feixe.

No sistema de monitoração, as câmaras de ionização estão dispostas conforme esquema da Figura 4.16. Dessa forma, controla-se a saída de energia, somando-se os sinais $[C1 + C2]$ e $[C3 + C4]$ monitorando a simetria e homogeneidade do feixe na direção transversal e radial. O acelerador é desligado caso seja detectada, além do aumento da intensidade da radiação de saída, a falta de simetria ou homogeneidade do feixe.

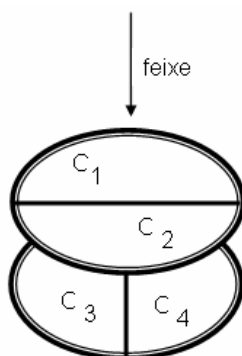


Figura 4.16 – Disposição das câmaras de ionização para monitoração do feixe de radiação no acelerador linear (GALIANO, 2001).

4.2.18 Colimadores Secundários

Os colimadores secundários são constituídos por um sistema móvel e delimitam o tamanho do campo de irradiação, em até 40 cm x 40 cm a um metro da superfície de tratamento. Esses colimadores são de tungstênio e atenuam em 99,5% o valor da intensidade do feixe no eixo central, Figura 4.17 e Figura 4.14 (DI PRINZIO, 1984).

Dependendo do equipamento, esse sistema pode ter deslocamento assimétrico permitindo o deslocamento individualizado das bordas do campo de irradiação. A vantagem desse recurso é a possibilidade de definição de campos fora do eixo central e maior rapidez na delimitação do campo de irradiação, diminuindo o tempo de permanência do paciente na sala de tratamento.

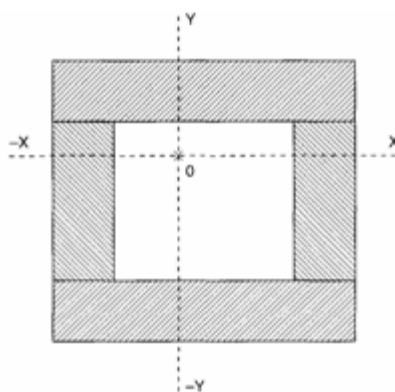


Figura 4.17 – Colimadores secundários (SCAFF, 1997).

Em aceleradores mais recentes, é possível o uso de um colimador formado por múltiplas lâminas, Figura 4.18, com possibilidade de melhor moldar e alterar o campo de irradiação. O sistema multi-lâminas, também conhecido por *multileaf*, é formado por 52, 80 ou 120 lâminas que se deslocam com velocidade aproximada de 1,5 cm/s, comandadas individualmente por motores e controlado por um sistema computadorizado. As lâminas medem 10 mm de largura, 60 mm de espessura, e o comprimento varia de acordo com o número de pares, entre 20 e 40 cm.

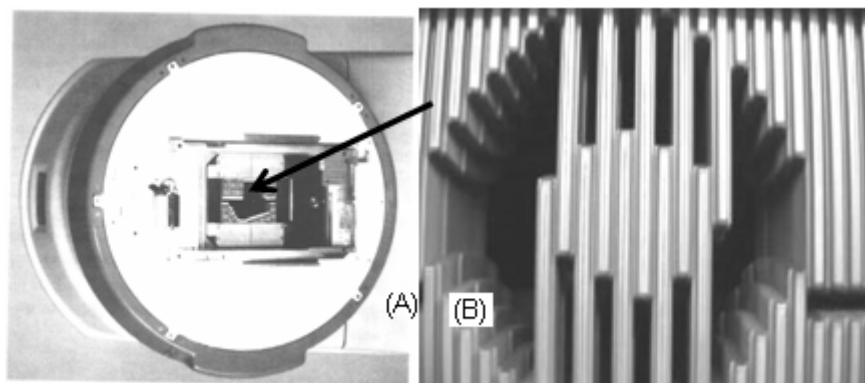


Figura 4.18 - Colimador multi-lâminas (A), lâminas do colimador em detalhe (B) (adaptado de SCAFF, 1997).

4.2.19 Sistema Óptico

É constituído por dois conjuntos ópticos com funções distintas. O primeiro, denominado indicador luminoso de campo, está colocado entre a câmara de ionização e os colimadores secundários. Projeta um campo luminoso na superfície de tratamento que deverá coincidir com o campo a ser irradiado, Figura 4.12, permitindo ao profissional posicionar corretamente o paciente para irradiação.

O segundo sistema óptico, denominado indicador luminoso da distância de tratamento, indica a distância de tratamento a ser utilizada, conhecida como Distância Foco Superfície (DFS). Qualquer variação desta distância causa mudanças nos parâmetros de dose absorvida conforme a lei do inverso do quadrado da distância. (DI PRINZIO, 1982).

4.2.20 Acessórios

No caso de irradiação com fótons, utilizando aceleradores em que só é possível irradiar campos de forma retangular, especialmente os aparelhos mais antigos, onde em muitas situações é necessário proteger áreas ou órgãos que não precisam ser expostos, utilizam-se blocos de chumbo a fim de conformar campos de irradiação com diferentes formas. A Figura 4.20 (A) e (B) mostra a bandeja e encaixe para fixação dos blocos e os blocos delimitadores da área irradiada.

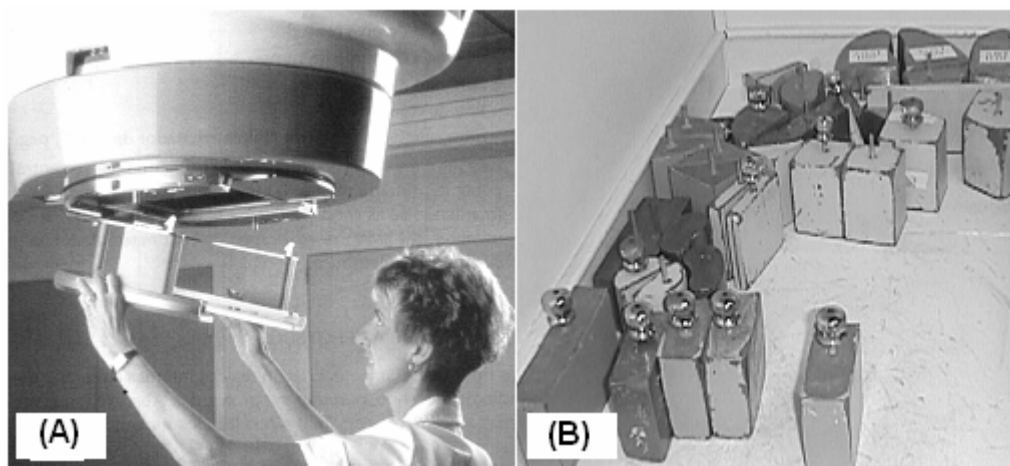


Figura 4.19 – Bandeja para fixação dos blocos delimitadores de área (a), (SCAFF, 1997) e blocos de chumbo para delimitação da área irradiada (b).

No caso de irradiação com elétrons, devido à sua interação com o ar, provocando dispersão da energia em direções não desejadas, há um dispositivo para orientar os elétrons para o campo de tratamento. O esquema da Figura 4.14 (B) mostra o acessório utilizado para esta finalidade (KARZMARK, 1981).

4.3 Dispositivos de segurança

Todas as ações em radioterapia são direcionadas a um objetivo: o tratamento do paciente com a máxima eficiência e segurança. Como a ação da radiação sobre os tecidos pode ser letal, o item segurança no projeto e operação do equipamento deve estar em primeiro plano. Entre as situações que podem significar perigo pelo excesso de dose no paciente temos:

- a) excesso de dose no volume alvo pela localização errada do alvo (campo de irradiação) e/ou do filtro, ou falha no sistema de monitoração do feixe;
- b) irradiação errada dentro ou fora do volume por falha humana;
- c) exposição excessiva a um feixe contaminado de elétrons em feixe de fótons; de nêutrons em um feixe de fótons; de fótons em um feixe de elétrons;
- d) exposição fora do volume alvo por radiação proveniente da radiação de transição ou de fontes indesejáveis.

A proteção pode ser passiva (blindagens da sala) e ativa (disjuntores e outros dispositivos de segurança).

4.3.1 Proteção na sala de tratamento

Qualquer radiação indesejável virá do acelerador; logo, para proteger o paciente, o projeto deve prever a detecção de erro ao atingir o alvo e/ou filtro para radiação de fótons em máquinas que oferecem feixe de elétrons e elétrons em fótons. Os alvos e os

filtros, portanto, só podem ser removidos com ferramentas especiais. A combinação alvo – filtro é posicionado através de sistema mecânico de engrenagens para não ocasionar inversão. O modo de operação (feixe de elétrons ou fótons) é indicado na sala de tratamento e na sala de controle onde um disjuntor interrompe o tratamento, caso o operador selecione incorretamente. A ocorrência de uma falha na monitoração desliga o feixe.

Em aceleradores, o sistema de monitoração consiste de dois canais independentes de dosimetria, separados mecânica e eletricamente. A câmara de ionização é monitorada na posição do eixo do feixe. Cada canal de dosimetria mostra a dose continuamente através de um contador e desliga o feixe quanto a mesma for atingida. Possui também um contador de tempo que desliga o feixe caso o tempo de exposição for excedido. Circuitos de disjuntores impedem o início do tratamento caso os contadores não estejam “zerados”. Circuitos adicionais evitam que o tratamento inicie antes que os circuitos de dosimetria e temporização tenham sido testados para verificar se podem desligar o feixe em caso de falha. No momento em que a irradiação é interrompida, o valor da dose aplicada, até aquele instante, aparece no canal primário ou secundário.

4.3.2 Proteção contra erro do operador

O sistema verifica, por meio de um computador associado, se os parâmetros dosimétricos e geométricos selecionados estão de acordo com o plano de tratamento.

4.3.3 Proteção contra radiações parasitas

No caso de energias altas, alguns elétrons atravessam o alvo contaminando o feixe de fótons (contaminação por elétrons) e alterando a dose prevista no alvo irradiado. Um campo magnético aplicado ao feixe desvia os elétrons.

Em energias acima de 10 MeV, o alvo torna-se uma fonte de nêutrons. Não há como retirar os nêutrons do feixe (contaminação por nêutrons), por isso o físico leva em consideração, no cálculo da dose, a contribuição dessas partículas na dose aplicada efetivamente.

Quando uma folha de espalhamento ou outro bloco for colocado na direção do feixe de elétrons, ele pode tornar-se uma fonte de fótons, (contaminação de fótons num feixe de elétrons).

A radiação indesejável pode surgir dos vazamentos na carcaça do aparelho. Nêutrons podem ser criados devido à interferência do feixe com material no interior da cabeça de tratamento, sistema de curvatura do feixe ou peças colocadas em volta do feixe. Esses efeitos são minimizados pela utilização de blindagens e projeto adequados.

4.3.4 Proteção contra irradiação na borda do volume de tratamento

Devido ao tamanho finito da fonte, há formação de um cone de penumbra no limite do campo de irradiação. Para operação com elétrons existe uma causa adicional, ou seja, a difusão introduzida pelo filtro homogeneizador e o colimador. A correção pode ser feita através de um sistema de focalização eletro – óptico no alvo desejado. Para operação com elétrons em que os elétrons também podem ser espalhados pelo ar, faz-se uso de aplicadores que ficam bem próximos da pele do paciente para minimizar esse efeito.

4.3.5 Dispositivos de Segurança nos aceleradores lineares

Para garantir a segurança radiológica durante o funcionamento dos aceleradores lineares, são necessários dispositivos de sinalização, dispositivos de atuação e detalhes construtivos tais como:

- a) sistema manual no painel de controle que permita ao operador interromper a produção de radiação;
- b) um ou mais interruptores manuais adequadamente posicionados na sala de tratamento que permitam interromper a produção de radiação;
- c) sistema que permita interromper automaticamente a produção de radiação se houver acesso à sala de tratamento;
- d) sinalização luminosa no acesso à sala de tratamento indicando o estado do equipamento, irradiando ou pronto para irradiar;
- e) painel de controle posicionado de forma que o operador tenha domínio sobre o acesso à sala de tratamento;
- f) interrupção automática da produção do feixe se a energia dos elétrons que chegam ao alvo ou à janela de elétrons se separa de um valor pré-selecionado ou se a taxa de dose ultrapassa o valor pré-selecionado;
- g) sistema que permita verificar os travamentos de segurança e os ajustes correspondentes, os interruptores de porta, os interruptores de emergência dentro e fora da sala de irradiação, a correta atuação dos bloqueios que não permitam iniciar a irradiação sem ter sido selecionado todos os parâmetros correspondentes, o correto funcionamento do monitor de dose secundário ou redundante e o temporizador de segurança.

O Anexo 2 mostra apresenta uma lista com as principais características de três aceleradores de diferentes fabricantes com a finalidade de destacar as principais especificações de um acelerador linear.

4.4 Normas

O uso dos aceleradores lineares para fins médicos é controlado por normas e documentos de orientação. Envolvem desde a intenção de compra do equipamento, construção do edifício, instalação e funcionalidade do equipamento, proteção radiológica da equipe de trabalho do serviço de radioterapia e dos pacientes, manutenção, testes até o controle de qualidade. A listagem abaixo mostra a procedência e um resumo das normas e documentos de orientação para essa finalidade.

4.4.1 Normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN)

NE – 3.01 Diretrizes Básicas de Radioproteção – Essa norma estabelece as diretrizes básicas de radioproteção para pessoas físicas ou jurídicas envolvidas na produção de radiação ionizante e os limites, princípios, obrigações e controles para prevenir possíveis danos causados ao homem e ao meio ambiente.

NE – 3.02 Serviços de Radioproteção – Estabelece os requisitos relativos à implantação e funcionamento de serviços de radioproteção. A direção da instalação radiativa autoriza um órgão ou entidade realizar e controlar as ações que visam estabelecer as condutas de radioproteção, baseadas nas normas, de modo a manter a segurança no uso das radiações.

NN – 3.03 – Certificação da Qualificação de Supervisores de Radioproteção – Estabelece os requisitos para qualificação de supervisores de radioproteção. Essa norma aplica-se a pessoas físicas que desejarem se qualificar como supervisores de radioproteção em instalações radiativas.

NE – 3.06 - Requisitos de Radioproteção e Segurança para os Serviços de Radioterapia. Essa norma estabelece requisitos de radioproteção e segurança de pessoas e meio ambiente quando radiações ionizantes são utilizadas para terapia, especialmente no uso de fontes seladas.

NE – 5.01 – Transporte de Materiais Radioativos – Estabelece os requisitos de radioproteção e segurança para transporte de materiais radioativos.

NE – 6.02 Licenciamento de Instalações Radiativas. Estabelece os procedimentos relativos ao Licenciamento de Instalações Radiativas de acordo com a competência atribuída pela lei 6.189 de 16 de dezembro de 1974. Essa lei criou NUCLEBRÁS (Empresas Nucleares Brasileiras Sociedade Anônima), reunindo a CNEN e a CBTN (Companhia Brasileira de Tecnologia Nuclear).

4.4.2 Portarias do Ministério da Saúde

RDC 50 - de 21 de fevereiro de 2002 - Dispõe sobre o Regulamento Técnico

para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde. Essa portaria foi alterada pela Portaria 307 de 14/NOV/2002 e RCD 189 de 18/JUL/2003 e substituiu a portaria 1884/84 revogada pela Portaria 554 de 19/03/2002 do Ministério da Saúde.

Portaria 3535/98 de 02 de setembro de 1998 - Estabelece critérios para cadastramento de centros de Atendimento em Oncologia.

4.4.3 Recomendações do National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP-EUA)

NCRP 49 – *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X-rays and Evaluation for Medical use of X-rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV* - Guia para Projeto de Proteção Radiológica para Aceleradores de Partículas até 10 MeV. Esse relatório trata da aplicação das equações básicas para barreiras primárias, da radiação de fuga e espalhada e layout da sala. Faz considerações sobre problemas de barreiras de proteção para máquinas de alta energia, geração de nêutrons e efeitos nas blindagens das portas de acesso.

NCRP 51 – *Radiation Protection Design Guidelines for 0,1 – 100 MeV Particle Accelerators* - Guia para Projeto de Proteção Radiológica para Aceleradores de Partículas de 0,1 – 100 MeV. Semelhante a NCRP 49, considerando outra faixa de energia.

NCRP 79 – *Neutron Contamination from Medical Accelerators*. Trata da produção e contaminação do feixe de radiação por nêutrons, das doses estabelecidas por esta radiação, nos aceleradores com energias acima de 10 MeV, bem como da proteção dos pacientes e das barreiras adequadas. Trata da exposição em potencial a nêutrons produzidos por aceleradores lineares, quando produzem feixes de elétrons com energias acima de 10 MeV. Analisa o transporte de nêutrons no acelerador bem como a estruturas das barreiras de proteção. Esse relatório trata, ainda, dos métodos de medidas de nêutrons em aceleradores lineares e dos fatores de conversão da fluência de nêutrons em dose e equivalente de dose.

NCRP 102 – *Medical X-ray, Electron Beam and Gamma Rays Protection for Energies up to 50 MeV (Equipment Design, Performance and Use)*. Trata do projeto e uso de equipamentos que produzem radiações (raios-X e raios gama) para produção de imagem médica e terapia, com energias até 50 MeV. O relatório fornece recomendações considerando o projeto, o desempenho e a otimização do uso desses equipamentos e trata da proteção radiológica e da monitoração de pessoal. Fornece roteiros de calibração para equipamentos de terapia, condutas de proteção radiológica e condições de trabalho.

4.4.4 Documentos de Orientação

Documentos gerados pelo Programa de Qualidade em Radioterapia, do Ministério da Saúde iniciado em 1999.

Blindagens em Radioterapia - Técnicas e Normas. Esse documento trata de projetos para implementação dos serviços de radioterapia, especialmente dos cálculos das barreiras de proteção radiológica.

TEC DOC – 1151 – Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia – Protocolo de controle da qualidade. Esse documento é uma tradução de um dos produtos do Projeto ARCAL (Acordo Regional de Cooperação da América Latina) da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA/IAEA) e consiste num protocolo para controle da qualidade dos equipamentos usados em radioterapia.

4.4.5 Protocolos de Dosimetria (TRS – Technical Report Series)

As medidas dosimétricas e radiométricas dos serviços de radioterapia estão baseadas em protocolos elaborados pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA/IAEA). Os protocolos utilizados atualmente são:

TRS 277 – *Absorbed dose determination in photon and electron beams an International Code of Practice* - Determinação da dose absorvida em feixes de fótons e elétrons, um código de prática internacional.

TRS 381 – *The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams. An international code of practice for dosimetry* - O uso de câmaras de ionização de placas paralelas em feixes de alta energia de fótons e elétrons. Um código internacional de prática para dosimetria.

TRS 398 – *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry base on standards of absorbed dose to water* - Determinação da dose absorvida em radioterapia de feixes externos: um código internacional de prática para dosimetria, baseado em padrões para dose absorvida na água.

4.4.6 Normas NBR IEC

De acordo com a resolução RE 444 de 31/ago/1999 da ANVISA/MS, os equipamentos médicos que possuem registro no Ministério da Saúde devem atender às normas:

NBR IEC 60601.1 Prescrições gerais para segurança. Estão relacionadas as normas colaterais NBR IEC 60601-1-1 – Prescrições de segurança para sistemas eletromédicos; NBR IEC 60601-1-2 – Compatibilidade eletromagnética – Prescrições e

ensaios; NBR IEC 60601-1-4 – Sistemas eletromédicos programáveis.

NBR IEC 60601.2 Normas particulares. Atualmente deve atender à norma internacional IEC 60601-2-1 - Normas de segurança para aceleradores lineares de 1 MeV a 50 MeV, pela falta de norma brasileira específica.

5 ESTRUTURA DOS SERVIÇOS DE RADIOTERAPIA - LEVANTAMENTO REALIZADO EM SANTA CATARINA

5.1 Estrutura dos Serviços de Radioterapia

5.1.1 Estrutura de Pessoal

A radioterapia exige uma equipe multidisciplinar composta por médicos radioterapeutas, físico médico (ou físico hospitalar), técnico em radioterapia, e técnicos de enfermagem além do pessoal de apoio (assistente social, nutricionista e pessoal administrativo) para que o tratamento das neoplasias seja realizado de forma adequada às tecnologias disponíveis.

Ressalte-se ainda que o TEC DOC 1151, quando se refere à manutenção ou ao programa de qualidade para raios X, telecobalto e aceleradores lineares nos serviços de radioterapia inclui o engenheiro de manutenção ou engenheiro eletromédico como membro da equipe multidisciplinar. Todos esses profissionais desempenham papel relevante e suas atribuições podem assim serem descritas:

Radioterapeuta - É o responsável pelo tratamento do paciente. Esse profissional médico especializado em radioterapia deve passar por um treinamento em um programa de residência credenciado que inclua a formação acadêmica. Suas atribuições são: realizar a avaliação do paciente, estabelecer as doses e fracionamento e determinar a seqüência do programa se necessário (INCA, 2000a).

Físico Médico – É um profissional graduado em física (bacharelado), com especialização em física médica e credencial da Associação Brasileira de Física Médica (ABFM). As principais atribuições deste profissional são: efetuar os cálculos de doses e realizar o planejamento dos tratamentos, supervisionar os técnicos, controlar e monitorar indivíduos e áreas (INCA, 2000a).

Técnico em Radioterapia - Esse profissional deve possuir formação técnica (de nível médio) em radiologia médica com especialização em radioterapia. Suas principais atribuições são: posicionar o paciente e aplicar o tratamento de acordo com o planejado, operar o equipamento, orientar os pacientes quanto ao procedimento e possíveis reações e fazer os registros do tratamento (INCA, 2000a).

Dosimetrista - Esse profissional é um colaborador direto do físico médico de quem está sob supervisão constante. Ocupa-se dos aspectos físicos da radioterapia. O dosimetrista existe em alguns países e deve ter formação técnica de nível médio. No Brasil, em alguns serviços de maior porte, essas tarefas são desempenhadas por físicos médicos ou físicos em formação.

Supervisor de Radioproteção - O supervisor de radioproteção é um profissional credenciado pela CNEN mediante o preenchimento de requisitos detalhados pela Norma NN – 3.03 para implementar o serviço de radioproteção. Para candidatar-se à qualificação pela CNEN, é necessária a apresentação de diploma comprobatório de graduação na área de biomédica, científica ou tecnológica. Deve submeter-se a um treinamento e prestar exame de conhecimentos sobre radioproteção e segurança em geral e prova oral, prática ou escrita sobre radioproteção e segurança específica da área de atuação. Na maioria dos serviços o físico médico incorpora esta função.

Engenheiro Clínico – Segundo a definição do *American College of Clinical Engineering* (ACCE, 2001), “Engenheiro Clínico é o profissional que aplica e desenvolve conhecimentos de engenharia e práticas gerenciais às tecnologias de saúde, para proporcionar uma melhoria nos cuidados dispensados ao paciente”. O profissional da Engenharia Clínica está capacitado para contribuir com os serviços e profissionais da saúde, incluindo a área da radioterapia, no gerenciamento das tecnologias e seus riscos, avaliação tecnológica, aquisição, gerenciamento de projetos e instalações, garantia da qualidade e treinamento (BRONZINO, 1992).

Com o desenvolvimento da Engenharia Clínica muitas são as atividades desenvolvidas pelos seus profissionais. Assim:

No gerenciamento de tecnologias o Engenheiro Clínico pode avaliar e viabilizar a instalação de equipamentos, determinar o rendimento dos serviços, determinar o fator de utilização do equipamento, desenvolver e aplicar metodologias para aquisição e controle dos equipamentos, elaborar procedimentos para o programa de manutenção, realizar levantamento de custos da manutenção e estudo para avaliação do tipo de manutenção.

No gerenciamento de riscos atua em programas de segurança elétrica, ambiental, circulação e na utilização das instalações.

Na avaliação tecnológica avalia a qualidade do serviço elaborando e aplicando testes de segurança geral, controle de qualidade dos serviços de manutenção, controle de custos da metodologia aplicada, estudos de problemas de choques elétricos e de falhas do equipamento.

Em projeto de instalações e gerenciamento de projetos pode implantar e controlar sistema contra incêndio, sistema de comunicação, sistema de iluminação, instalação de rede elétrica, hidráulica, gases e ar condicionado.

Na educação e treinamento desempenha importante função de capacitar o pessoal de saúde para operar os equipamentos e cumprir normas de segurança em geral. Treina pessoal para a manutenção preventiva, organiza e armazena informações.

Nos processos de aquisição realiza levantamento das exigências técnicas e clínicas, faz a ligação entre o grupo de saúde e o pessoal de vendas, realiza a

especificação dos equipamentos, auxilia na elaboração do contrato de compra e avaliação das propostas, avaliação dos equipamentos participantes do processo.

As atividades mencionadas são compatíveis com atividades de um serviço de radioterapia onde um Engenheiro Clínico pode contribuir significativamente ainda que esta prática não seja adotada atualmente.

5.1.2 Estrutura Física

A implementação de um Serviço de Radioterapia é um processo longo, de alto custo e envolve profissionais de diversas áreas. Geralmente o grupo encarregado do projeto e construção é composto por: Hospital Contratante, Médico Radioterapeuta, Arquiteto, Físico, Engenheiro Clínico, Engenheiro Civil, Engenheiro Eletricista, Engenheiro Mecânico, Construtor e Vendedor dos Equipamentos.

As etapas para implementação de um serviço são:

- a) Escolha e aquisição do equipamento;
- b) Solicitação à CNEN da autorização para compra do equipamento;
- c) Elaboração do projeto de blindagem – Parte central do RPAS (Relatório Preliminar de Análise de Segurança);
- d) Apresentação do RPAS a CORAD/CNEN - emissão do parecer para autorização da construção (ou modificação) – início das obras físicas;
- e) Recebimento das máquinas e instalação;
- f) Inspeção de conformidade da CNEN;
- g) Aceitação e Comissionamento;
- h) Apresentação do RFAS (Relatório Final de Análise de Segurança) – Plano de Radioproteção – se aprovado habilitará a operação dos equipamentos e início dos tratamentos;
- i) Inspeção final da CNEN;
- j) Solicitação à CNEN para operação;
- k) Início do serviço de atendimento ao público;

Com aprovação do RFAS poderão ser iniciados os tratamentos de pacientes. A preparação dessa documentação é de responsabilidade da direção da instituição.

O cronograma de implementação de um serviço de radioterapia deve prever tempos adequados para que todas as etapas possam ser cumpridas até que o serviço esteja pronto para atender a pacientes. Todas as exigências legais devem ser cumpridas, entre elas, as autorizações das Secretarias de Saúde e da Coordenação de Instalações Radiativas da CNEN.

Um prédio para radioterapia requer uma perfeita integração dos serviços de energia elétrica, iluminação, condicionamento de ventilação e temperatura, fornecimento

de água, drenagem, gases medicinais, acabamento e decoração, atendendo a princípios de ergonomia e normas de segurança. (VIGNA FILHO, 2000).

A resolução RDC – 50 MS/ANVISA de 21/02/2002 estabelece os requisitos para os serviços de radioterapia. Esses devem possibilitar a realização de consultas médicas, preparação do paciente, realização de procedimentos de enfermagem, planejamento do tratamento (cálculos, moldes, máscaras e simulação), realização de processamento de imagens, aplicação de radiações ionizantes com equipamentos apropriados. Essa resolução estabelece os requisitos mínimos necessários para os ambientes. Estabelece ainda que o serviço deva atender às recomendações da norma CNEN NE-3.06, que trata especificamente da radioproteção e segurança em radioterapia. O Anexo 3 ilustra a proposta de uma planta para um serviço de radioterapia, atendendo aos requisitos de ambientes.

5.1.3 Equipamentos

Nas Tabelas 5.1 e 5.2 estão listados os equipamentos de tratamento, baseado nas tecnologias atuais, mínimos necessários para um serviço radioterapia bem como parâmetros de custo. A Tabela 5.1 apresenta um serviço de radioterapia atual, porém de menor complexidade, enquanto que a Tabela 5.2 apresenta um serviço de maior complexidade, recursos e custos.

Tabela 5.1 – Listagem e custo dos equipamentos de radioterapia para um serviço de menor complexidade (Fonte: Setor de Física Médica da LCCC)

EQUIPAMENTOS / FONTES	CUSTO APROXIMADO (U\$)
Acelerador linear com 6 MV de energia de fótons e 3 feixes de elétrons	600.000
HDR – Ir ¹⁹²	300.000
Fonte de Sr ⁹⁰ para Betaterapia (quelóide, pterígio, oftalmologia).	3.000
Sistema de Planejamento bidimensional	50.000
Simulador (máquina)	280.000
Simulador virtual	100.000
TOTAL	1.333.000

Tabela 5.2 – Listagem e custo dos equipamentos de radioterapia para um serviço de maior complexidade (Fonte: Setor de Física Médica da LCCC)

EQUIPAMENTOS / FONTES	CUSTO APROXIMADO (U\$)
Acelerador linear – com dois feixes de fótons (6 e 15 MV) e com 5 feixes de elétrons (3, 6, 9, 12, 18 MeV).	1.100.000
HDR – Ir ¹⁹²	300.000
Sistema de Planejamento tridimensional	300.000
Simulador (máquina)	280.000
Simulador virtual	100.000
Tomógrafo Computadorizado Simulador	750.000
Gerenciamento de Interligação	200.000
TOTAL	3.030.000

Para que o serviço possa atender aos requisitos de qualidade, preconizados pelo TEC-DOC 1151, são necessários equipamentos de medida para controle dos equipamentos de irradiação. A Tabela 5.3 lista os equipamentos necessários e fornece o custo aproximado destes equipamentos.

Tabela 5.3 – Relação e custo dos equipamentos de radiometria e dosimetria para um serviço de radioterapia (Fonte: Departamento de Física Médica da LCCC).

Qtde.	EQUIPAMENTO	CUSTO TOTAL APROXIMADO (U\$)
2	Eletrômetros	6.000
2	Câmaras de ionização cilíndricas	1.000
2	Câmara de ionização de placas paralelas	1.500
1	Monitor de área para HDR	8.000
2	Geiger-Müller	1.000
1	Câmara de ionização (ambiente)	1.500
1	Fantoma para cheque diário	2.000
1	Fantoma para dosimetria completa	200.000
1	Teste laser	500
TOTAL		221.500

5.2 Licenciamento para instalação de um serviço de Radioterapia

A instalação de um serviço de radioterapia está sujeita às normas da CNEN. O processo para licenciamento deve seguir as etapas abaixo listadas.

De acordo com a norma CNEN NE 6.02 as instalações de radioterapia podem ser assim classificadas:

Grupo II – Instalações que utilizam fontes seladas em equipamentos para fins de radioterapia ou radiografia industrial.

Grupo IX – Instalações que utilizam aparelhos de raios X ou aceleradores de partículas de grande porte.

No caso específico do grupo IX, os requisitos para o licenciamento são:

- a) Aprovação prévia do local;
- b) Licença de construção;
- c) Autorização para aquisição do equipamento gerador de radiação ionizante;
- d) Autorização para operação.

As informações prestadas para obter a aprovação prévia do local devem fornecer dados que permitam avaliar a viabilidade do local para a instalação. Esses documentos conterão informações sobre a utilização dos locais vizinhos, distribuição da população, características de projeto e operação da instalação proposta, análise preliminar das influências ambientais e operação normal e em casos de acidente.

A solicitação da licença de construção deve conter dados especificados na

norma NE 6.02, item 7.2, que permitam analisar as características técnicas de segurança envolvidas. Faz parte dessas informações a qualificação técnica do responsável pela construção, descrição e análise da instalação, avaliação do projeto, estruturas e componentes da instalação sob o aspecto da radioproteção, descrição de procedimentos em situação de emergência, relação de normas técnicas e códigos adotados e plano preliminar de radioproteção.

A licença é solicitada através de requerimento à CNEN, utilizando-se o formulário SCRA (Solicitação de Concessão de Registros e Autorizações) e pagamento de taxa correspondente. Junto com o SCRA deve ser encaminhado o Projeto de blindagem ou RPAS (Relatório Preliminar de Análise de Segurança).

O relatório preliminar de análise de segurança (RPAS) deverá conter: identificação da instituição; descrição dos equipamentos geradores de radiação; descrição das áreas vizinhas à sala de irradiação classificadas em áreas livres ou controladas e definição dos fatores de ocupação; definição dos parâmetros relativos aos equipamentos e aos materiais de blindagem (carga de trabalho, fator de uso, TVL e HVL) conforme NCRP 49; cálculos, por barreira, comprovando que os limites de dose estão de acordo com a norma CNEN 3.01.

A autorização para aquisição de material radiativo ou equipamento gerador de radiação ionizante, conforme item 8 da norma CNEN 6.02, é obtida quando de posse da Licença de Construção. Como não há fabricantes de equipamentos de radioterapia no Brasil, a autorização para aquisição implica a liberação da importação do equipamento;

A autorização para Operação é solicitada através da SCRA com o pagamento da taxa correspondente, anexando a ela o Plano de Radioproteção ou Relatório Final de Análise de Segurança (RFAS). Os tópicos desse relatório constam no item 9 da norma CNEN 6.02. Deverão ser anexados a essa documentação o certificado de calibração do monitor de área e do dosímetro clínico do serviço, o contrato de trabalho do Físico e do Médico Radioterapeuta responsáveis e a cópia do contrato de monitoração individual credenciado pelo IRD/CASMIE (Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa). O RFAS deve conter os tópicos do item 7 da norma CNEN. 3.01.

5.3 Funcionalidade e Segurança do Acelerador Linear

Após a instalação de um acelerador linear, é necessário verificar se o funcionamento atende às especificações do próprio fabricante e às normas dos órgãos reguladores, antes da sua utilização em pacientes e mesmo durante todo o tempo de uso do equipamento. Essa verificação compreende as etapas de: Aceitação; Comissionamento; Garantia da Qualidade.

5.3.1 Aceitação

“Aceitação é a decisão de que um processo está operando de forma satisfatória quanto às medidas estatísticas que estejam sendo plotadas” (AURÉLIO, 1999).

Na fase de aceitação são realizados testes para verificar se os parâmetros apresentados pelo fabricante estão garantidos. Os testes de aceitação têm por finalidade:

- a) proporcionar um mecanismo para determinar se a instituição recebeu o que foi a intenção da compra;
- b) garantir a segurança dos usuários e operadores da máquina;
- c) proporcionar dados fundamentais para o futuro Programa de Garantia da Qualidade

Os testes de aceitação do acelerador linear compreendem testes mecânicos, elétricos e dosimétricos. Na etapa de aceitação devem estar presentes representantes do fabricante (engenheiro) e do serviço de radioterapia, o físico e o engenheiro clínico, para realizar e/ou acompanhar todos os testes, comprovando as conformidades com as especificações. O TEC DOC 1151 recomenda a presença do engenheiro clínico na equipe responsável pela implementação do programa de garantia da qualidade, especialmente nos testes de aceite e comissionamento. A preparação da máquina para os testes de aceitação é de responsabilidade do fornecedor.

5.3.2 Comissionamento

O comissionamento é um processo que deve acontecer imediatamente após a aceitação. O comissionamento consiste no levantamento e registro dos dados clínicos do equipamento. Nesta etapa é realizada também a calibração do acelerador. O comissionamento tem por finalidade:

- a) verificar as performances do acelerador;
- b) configurar os feixes clínicos;
- c) proporcionar dados para o futuro Programa de Garantia da Qualidade.

Na prática, alguns dados de comissionamento são obtidos durante os testes de aceitação.

5.3.3 Garantia da Qualidade

A Garantia da Qualidade é obtida através de um programa composto por uma série de ações com o propósito de manter a funcionalidade e segurança na operação do equipamento, atendendo aos limites de tolerância estabelecidos pelas normas, de modo a proteger os usuários e trabalhadores do serviço de radioterapia, garantindo elevada precisão da dose e do alvo.

Essas ações compõem-se de verificações diárias, mensais, anuais e após qualquer reparo ou modificações no equipamento.

O TECDOC – 1151 sugere uma lista de equipamentos mínimos para implementação de um Programa de Controle da Qualidade para Equipamentos de Radioterapia com feixes externos (aceleradores lineares e cobaltoterapia) conforme relação no Quadro – 5.1. Para controle de qualidade de raios – X de baixa energia, entre 10 kV e 100 kV e fontes de braquiterapia, outros equipamentos deverão integrar a lista apresentada no Quadro 5.1.

Quadro 5.1 – Listagem do equipamento mínimo recomendado para implementação de um programa de controle da qualidade em equipamentos de teleterapia (INCA, 2000a).

ITEM	DESCRIÇÃO	Acelerador com feixe de fótons	Acelerador com feixe de fótons e elétrons	Cobalto - 60
1	Câmara de ionização tipo Farmer, 0,6 cm ³ aproximadamente, paredes de material plástico, capa para ⁶⁰ Co, cabo de 10 m, conectores para o cabo de extensão, calibrada em Laboratório Padrão de Dosimetria.	X	X	X
2	Equipamento adicional, referência local: Câmara de ionização tipo Farmer, 0,6 cm ³ aproximadamente, paredes de grafite, eletrodo central de alumínio, capa para ⁶⁰ Co, cabo de 10m, calibrada em um Laboratório Padrão de Dosimetria.	X	X	X
3	Fonte radioativa para verificação da estabilidade das câmaras cilíndricas dos itens 1 e 2	X	X	X
4	Câmara de ionização cilíndrica de 0,1 - 0,3 cm ³ , 10 m de cabo (diâmetro máx. do eletrodo central 1 mm).	X	X	X
5	Câmara de placas-paralelas para dosimetria de elétrons (anel mínimo de proteção 4 mm)		X	
6	Eletrômetro compatível com as câmaras de ionização anteriores, calibrado ou intercomparado em um Laboratório Padrão de Dosimetria.	X	X	X
7	Eletrômetro adicional com tensão de seleção variável (relação V1/V2 igual ou maior que 3) e polaridade reversível (+/-)	X	X	
8	Fantoma de água para calibração e verificações, de 20x20x10 cm ³ aproximadamente, paredes de PMMA ⁸ , com alojamento para câmaras de ionização 1 e 2 a uma profundidade fixa.	X		X
9	Fantoma de água para calibração, de 30x40x40 cm ³ aproximadamente, paredes de PMMA, com alojamento ou suportes para câmaras de ionização dos itens 1, 2, 4 e 5.	X	X	
10	Barômetro (escala mínima 1 hPa ou 0,5 mm Hg), preferencialmente do tipo aneróide ou digital, calibrado ou intercomparado.	X	X	X
11	Termômetro (escala mínima 0,25 °C), calibrado ou intercomparado.	X	X	X
12	Densitômetro automático para medida de densidade ótica (DO) de filmes radiográficos. Tira de filme calibrada em DO para verificação da escala do instrumento. Requer acesso à processadora de filme.	X	X	X
13	Analizador de campo de radiação para medida de curvas de isodoses,	X	X	

⁸ Poly(methyl methacrylate) at a glance. Tipo de plástico ou acrílico com boa resistência e transparência.

ITEM	DESCRIÇÃO	Accelerador com feixe de fótons	Accelerador com feixe de fótons e elétrons	Cobalto - 60
	fantoma de água de 50x50x40 cm ³ , com mecanismo manual ou motorizado para o movimento vertical.			
Equipamento complementar				
1	Nível de água	X	X	
2	Paquímetro com régua de metal	X	X	
3	Multímetro (Volt, Ohm)	X	X	
4	Sistema TLD (para verificação e dosimetria "in-vivo")	X	X	
5	Matriz de diodos ou câmaras de ionização para controles diários de GQ em aceleradores	X	X	

5.4 Responsabilidades

Num serviço de radioterapia cabe ao Médico Radioterapeuta a responsabilidade pelo tratamento e definição dose a ser administrada no volume tumoral. Este profissional é credenciado e subordinado pelo CRM/CFM. O Físico Médico é responsável pela implementação da dose, orientação do pessoal técnico e pelo programa de radioproteção. Este profissional é credenciado pela CNEN e está associado à ABFM (Associação Brasileira de Física Médica).

O fabricante do equipamento é o responsável pelo correto funcionamento do seu equipamento que deve ser operado conforme as especificações constantes no manual.

5.5 SERVIÇOS DE RADIOTERAPIA EM SANTA CATARINA

Com o propósito de fundamentar o estudo de funcionalidade e segurança para equipamentos de radioterapia foi necessário conhecer a realidade do parque radioterápico. Por questões óbvias o Estado de Santa Catarina foi o campo escolhido para amostra de uma realidade em radioterapia.

5.5.1 Metodologia da Pesquisa

A presente pesquisa, de acordo com a sua natureza, é aplicada e, do ponto de vista de seus objetivos, é descritiva cuja característica é a descrição de uma situação ou fenômeno por meio de um levantamento, com uma coleta de dados (SILVA, 2001).

O levantamento realizado abrangeu todos os serviços do estado de Santa Catarina, em operação e em construção. Os dados foram coletados durante uma visita previamente agendada, e anotados pelo próprio pesquisador durante a visita, utilizando-se formulário apropriado. O médico radioterapeuta e/ou físico médico foram os principais contatados e que forneceram os dados.

Foram elaborados seis (6) formulários, para identificar os serviços, equipamentos e fontes dos serviços de radioterapia, Anexo 4. O formulário F1 – Serviço de Radioterapia, trata da identificação do serviço e profissionais que nele atuam. O formulário F2 – Teleterapia, foi utilizado para identificação dos equipamentos de teleterapia, número de atendimentos e número de pacientes novos por mês. Utilizou-se um formulário para cada equipamento. Da mesma forma, foram utilizados os formulários F3 – Braquiterapia, para fontes de braquiterapia com o número de fontes e o número de pacientes atendidos, formulário F4 - Equipamentos de Radiometria e Dosimetria, Formulário F5 – Sistema de Planejamento e formulário F6 – Simulador. Os dados coletados permitiram identificar as tecnologias e serviços de radioterapia disponíveis no Estado de Santa Catarina.

5.5.2 Apresentação e Análise da Pesquisa

Em Santa Catarina, o tratamento oncológico com radioterapia teve início em 1970 com a instalação do Serviço de Radioterapia do Hospital de Caridade em Florianópolis. Esse serviço iniciou com um equipamento de telecobalto (Gamatron III - Siemens), oferecendo posteriormente braquiterapia de baixa taxa de dose com fontes de céσιο-137 e terapia superficial com equipamento Rx Müller. Em 1977, cinco anos após a chegada dos primeiros aceleradores lineares nos grandes centros do país, o Serviço de Radioterapia do Hospital de Caridade adquiriu o primeiro Acelerador Linear de Santa Catarina com feixe de fótons e elétrons - Neptune – CGR MeV.

Até o final do ano 2004, oito serviços de radioterapia estarão realizando tratamento radioterápico em Santa Catarina conforme relação no Quadro 5.2.

Quadro 5.2 - Serviços de radioterapia no Estado de Santa Catarina.

Cidade	Início	Nome do Serviço
Florianópolis	1970	1. Hospital de Caridade – Serviço de Radioterapia
	1977	2. Liga Catarinense de Combate ao Câncer
	2004(*)	3. Complexo Hospitalar Vilson P. Kleinubing – Serviço de Radioterapia
Blumenau	1972	4. Hospital Santa Isabel – Centro de Tumores Reynato Sodré Borges
	1997	5. CORSB – Radioterapia e Megavoltagem S/C Ltda
Joinville	1991	6. Hospital Municipal São José – Serviço de Radioterapia
Chapecó	2002	7. Consórcio Regional Lenoir V. Ferreira – Serviço de Radioterapia
Criciúma	2004(*)	8. Hospital São José – Centro de Radioterapia

(*) – Previsão para atendimento ao público.

O acesso aos serviços de saúde, devido   sua localiza o, é um fator relevante no atendimento ao paciente. Adotando-se a divisão do estado de Santa Catarina em seis mesorregiões, conforme a Figura 5.1 observa-se que os serviços de radioterapia estiveram restritos ao litoral até 2002. Até então, pacientes do extremo oeste tinham que se deslocar até 700 km de distância para o atendimento radioterápico. A instala o de um serviço de radioterapia na região oeste do estado facilitou o acesso ao mesmo.



Figura 5.1 - Distribuição dos serviços de Radioterapia no Estado de Santa Catarina.

Com a implementação de mais um serviço no Sul do estado, apenas a mesorregião do Planalto Serrano ainda não disponibiliza esse tipo de tratamento. O atendimento radioterápico nas mesorregiões do estado estará melhor distribuído com a implementação dos novos serviços, conforme mostrado no gráfico da Figura 5.2.

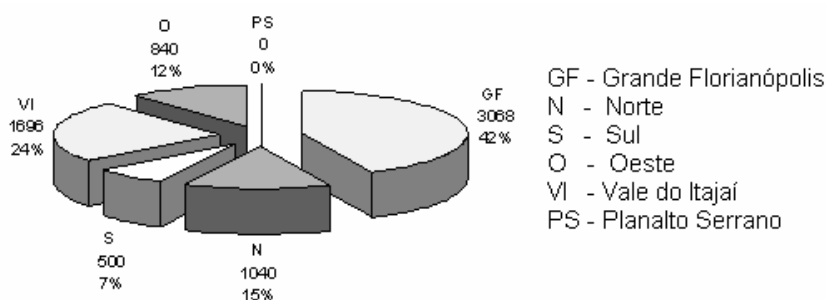


Figura 5.2 - Atendimento de pacientes/ano nas mesorregiões de Santa Catarina.

Os tratamentos com teleterapia são realizados utilizando-se desde os antigos equipamentos de raios-X até os recentes aceleradores lineares. A maioria dos tratamentos com braquiterapia são realizados com baixa taxa de dose (LDR), utilizando-se as tradicionais fontes de césio-137. Em 2004 será disponibilizado o primeiro equipamento para tratamento com alta taxa de dose (HDR), com fontes de irídio-192. A Tabela 5.4 apresenta os equipamentos e fontes utilizadas e o número de pacientes atendidos anualmente em Santa Catarina.

Tabela 5.4 - Tecnologias disponíveis em Santa Catarina

Cidade	TELETERAPIA			BRAQUITERAPIA			ATENDIMENTO PACIENTES / ANO
	Acelerador Linear	Telecobalto	RX	Cs-137	Sr-90	HDR IR-192	
Florianópolis		420	120	72	240		852
	720	420	60	96	120		1.416
	500(*)					300(*)	800
Blumenau	420						420
		900	180	96	100		1.276
Joinville		720	180	140			1.040
Chapecó	840						840
Criciúma	500(*)						500
TOTAL	2.980	2.460	540	404	460	300	7.144

O maior número de atendimento é realizado com teleterapia (aproximadamente 87 %), e principalmente com acelerador linear e telecobalto. O gráfico da Figura 5.3 permite avaliar o número de atendimentos com cada uma das tecnologias de teleterapia e braquiterapia, incluindo aquelas que iniciarão até o final de 2004. Os valores para número de tratamentos com fontes de céσιο-137 e estrôncio-90 representam o atendimento realizado pelo conjunto de fontes de cada serviço.

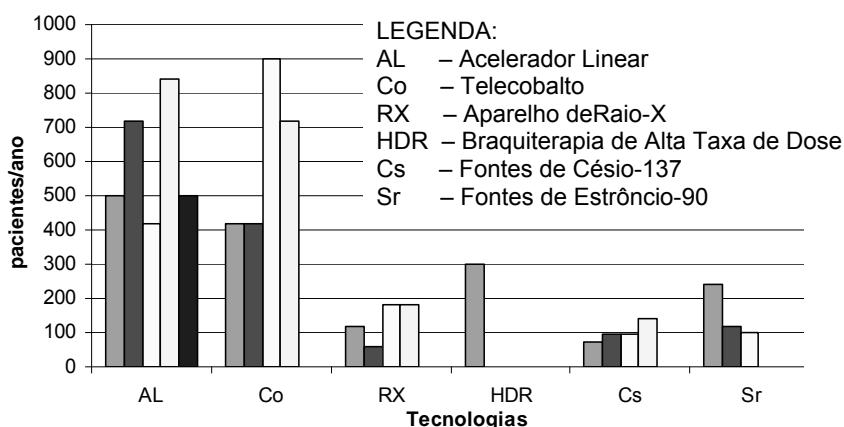


Figura 5.3 - Pacientes atendidos/ano por equipamento ou conjunto de fontes radioativas.

Assumindo, que um equipamento de teleterapia possa atender até 500 novos pacientes por ano (PINTO, 2000) verifica-se que alguns equipamentos de teleterapia estão operando acima da capacidade média estimada.

Outro fato observado no levantamento realizado é que grande parte dos equipamentos e fontes foram adquiridos na década de 70 e as aquisições mais recentes seguem uma tendência mundial de substituição dos equipamentos de telecobalto por acelerador linear e das fontes de braquiterapia convencionais por fontes de alta taxa de dose (TAUHATA, 2001). Este fato está ilustrado pelo gráfico da Figura 5.4.

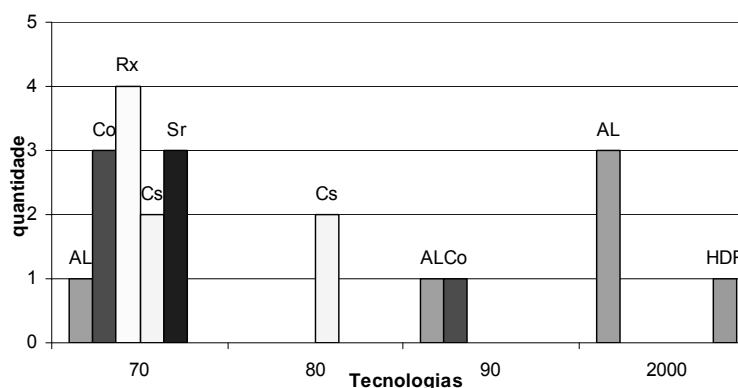


Figura 5.4 - Década de aquisição dos equipamentos ou fontes de radioterapia.

Todos os serviços de radioterapia possuem equipamentos de medidas (radiometria e dosimetria) para realizar o controle das áreas e a emissão de radiação

pelos equipamentos ou fontes, atendendo às normas da CNEN. Em cada serviço há pelo menos um equipamento disponível e calibrado ou intercomparado, atendendo às orientações do TEC DOC 1151. A relação destes equipamentos, por serviço denominado por R1, R2,..., R8, está na Tabela 5.5.

Tabela 5.5 - Equipamentos de radiometria / dosimetria

Serviço	Câmara de Ionização	Eletrômetro	Monitor de área Geiger- Müller
R1	1	1	1
R2	1	1	1
R3(*)	2	1	2
R4	1	1	1
R5	1	1	1
R6	1	1	1
R7	2	1	1
R8(*)	1	1	1

O planejamento dos tratamentos é realizado de forma manual em 50 % dos serviços. Todos os serviços recentemente instalados possuem sistema de planejamento computadorizado, o qual contribui para facilitar o planejamento do tratamento.

A simulação é o momento no qual o tratamento planejado é conferido, antes de aplicar a radiação. A maioria dos serviços, 62%, não possui equipamento específico para simulação do tratamento. Isto não significa dizer que não haja simulação que, neste caso, pode ser feita, de modo mais simples, com um aparelho de raios x ou tomógrafo. Todos os serviços em instalação prevêm um equipamento para simulação. Os gráficos da figura 5.5 ilustram as características dos sistemas de planejamento e simulação.

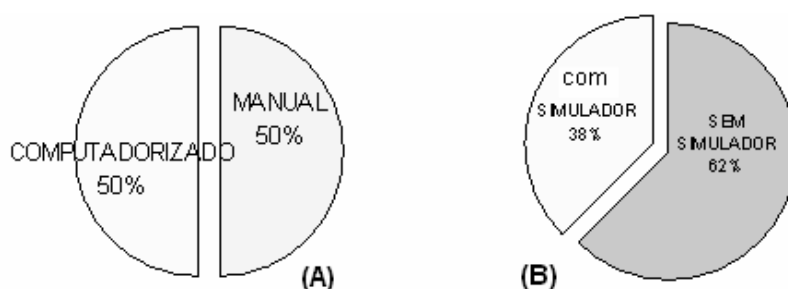


Figura 5.5 – (A) Sistema de planejamento, (B) Simulador de tratamento de radioterapia em Santa Catarina.

Os profissionais envolvidos nos seis serviços de radioterapia em operação, atualmente, no Estado de Santa Catarina estão listados na Tabela 5.6. Alguns serviços utilizam profissionais de enfermagem do próprio hospital em que estão instalados. No serviço de radioterapia o assistente social, nutricionista, psicólogo e o profissional de terapia ocupacional fazem parte do pessoal de apoio.

Tabela 5.6 - Profissionais de radioterapia em Santa Catarina

PROFISSIONAL	QUANTIDADE
Médico Radioterapeuta	10
Físico Médico	6
Técnico em Radioterapia	46
Enfermagem e Auxiliares	11
Administrativos	17
Apoio	16

Em nenhum dos serviços existem profissionais para gerenciamento dos equipamentos. Os contratos de manutenção existentes são terceirizados.

De acordo com (PINTO, 2000) existe uma relação entre o número de atendimentos e a quantidade de profissionais no serviço de radioterapia para o atendimento adequado, Quadro 5.3. Esta relação inclui um engenheiro de manutenção que deverá ser um profissional da engenharia clínica com formação na área de radioterapia.

Quadro 5.3 - Número de profissionais para um serviço de Radioterapia (PINTO, 2000).

PROFISSIONAL	QUANTIDADE
Radioterapeuta Chefe	Um por serviço
Médicos Radioterapeutas	Um para 300 pacientes novos por ano Máximo de 30 pacientes simultâneos por médico
Físicos em Radioterapia	Um para cada 400 pacientes novos por ano
Dosimetristas	Um para 400 pacientes novos por ano
Técnicos em Radioterapia	Supervisor: um por serviço Teleterapia: dois por máquina até 30 pacientes/dia; quatro por máquina (2 períodos) até 60 pacientes/dia. Simulação: um para cada 500 pacientes simulados/.ano Braquiterapia: um para LDR; um por período para HDR. Moldes e Máscaras: um para cada 500 pacientes/ano.
Enfermagem/Auxiliar	Um por serviço/Um para cada 500 pacientes novos/ano
Assistente Social/Nutricionista	Um por serviço
Engenheiro de Manutenção	Um para cada duas máquinas de teleterapia e uma de HDR

Ao compararmos o número de profissionais (Médico Radioterapeuta, Físico Médico e Engenheiro de Manutenção) estimados no Quadro 5.3 com os profissionais que atuam nos serviços de radioterapia pesquisados constatamos que existe uma diferença sensível entre o real e o idealizado.

De acordo com os dados do Instituto Nacional do Câncer do Ministério da Saúde (INCA/MS), a incidência de câncer prevista para 2003, para Santa Catarina está apresentada na tabela 5.7. A tabela apresenta o número total de casos para cada neoplasia e a taxa bruta que representa a incidência da neoplasia em cada 100.000 habitantes (INCA, 2004).

Tabela 5.7 - Estimativa de casos novos de neoplasias malignas para o Estado de Santa Catarina (INCA, 2004).

Localização Primária	HOMENS		MULHERES	
	Casos	Taxa Bruta	Casos	Taxa Bruta
Neoplasia maligna				
Pele não Melanoma	1.280	45,81	1.470	52,38
Mama Feminina			860	30,58
Colo do Útero			430	15,18
Próstata	810	29,14		
Traquéia, Brônquio e Pulmão	730	26,21	230	8,28
Estômago	520	18,74	210	7,40
Cólon e Reto	210	7,44	230	8,16
Esôfago	270	9,58	90	3,17
Leucemias	120	4,17	100	3,48
Cavidade Oral	240	8,64	40	1,36
Pele Melanoma	130	4,67	120	4,43
Outras Localizações	1.230	44,01	710	25,24
Total	5.540	198,41	4.490	159,74
Total casos novos / ano	10.030			

As tecnologias existentes no estado atendem fundamentalmente à população cuja composição está mostrada na Tabela 5.8 conforme dados do IBGE.

Tabela 5.8 - População de Santa Catarina (Fonte: IBGE, Censo 2000).

POPULAÇÃO	HOMENS	MULHERES	TOTAL
CENSO IBGE - 2000	2.669.311	2.687.49	5.356.360
ESTIMATIVA - 2002	2.794.734	2.813.305	5.608.039

A capacidade de atendimento, considerando a implementação dos novos serviços e equipamentos, é de 7.144 tratamentos conforme dados e estimativas fornecidas pelos setores de física médica dos serviços pesquisados. Considerando a incidência total de casos novos de câncer, aproximadamente 10.000, e que 60% dos pacientes com câncer farão tratamento com radioterapia conforme estimativas (PINTO, 2000), o número de equipamentos em Santa Catarina atende à demanda atual considerando que as tecnologias mais antigas não sejam desativadas.

5.6 A Engenharia Clínica na Radioterapia

Em 1990, o Brasil possuía 7.062 unidades de saúde, 107.696 leitos hospitalares. Apenas 10 hospitais, aproximadamente, possuíam um engenheiro clínico. Nenhuma Secretaria de Estado da Saúde possuía pessoal especializado em equipamento médico-hospitalar, exceto São Paulo. Não existia, também, legislação sobre a qualidade dos equipamentos médico-hospitalares. A partir dessa década, a Engenharia Clínica teve seu desenvolvimento buscando, por meio de estudos e pesquisas da realidade brasileira, as soluções de problemas com o gerenciamento das tecnologias, atendendo às peculiaridades do país.

Conhecer a estrutura do sistema de saúde do país, das unidades de saúde em sua área de atuação, conhecer o fluxo de materiais, de pessoal e de informações em uma estrutura de saúde, identificar e propor soluções para problemas de segurança e funcionalidade em equipamentos e instalações hospitalares, elaborar especificações e exigências técnicas em processos de aquisição de equipamentos, criar métodos de gerenciamento de equipamentos e pessoal, são atributos do perfil da Engenharia Clínica.

Entre as atividades desenvolvidas pela engenharia clínica nos serviços de saúde podem ser citadas:

- a) gerenciamento das tecnologias pelo estudo das operações dos equipamentos, avaliação e testes, viabilidade técnica de instalação, controle de equipamentos, metodologias de aquisição e procedimentos para programas de manutenção;
- b) gerenciamento de riscos no que se refere à parte elétrica, ambiental, circulação e utilização das instalações;
- c) controle de qualidade dos serviços e dos equipamentos;
- d) projeto de instalações e gerenciamento de projetos de sistemas de segurança contra incêndio, sistemas de comunicação, modificações da planta física e sistema de iluminação, rele elétrica, hidráulica, gases, ar condicionado e centrais de esterilização;
- e) educação e treinamento do pessoal de saúde para operação dos equipamentos, segurança geral, manutenção preventiva e rotina, registro e arquivo de informações, treinamento em manutenção;
- f) aquisição com base no levantamento das exigências técnicas e clínicas, ligação entre os profissionais da saúde e o pessoal de vendas, especificação dos equipamentos, auxílio na elaboração do contrato de compra, auxílio na avaliação das propostas, avaliação dos equipamentos participantes e auxílio na confecção do contrato de fornecimento.

A Engenharia Clínica, portanto, tem por finalidade o auxílio e mesmo a interferência na área de saúde visando o bem estar e a qualidade dos serviços oferecidos tanto ao paciente como aos os funcionários e corpo-médico.

O Estudo de funcionalidade e segurança para equipamentos de radioterapia constitui parte deste estudo, baseado na realidade encontrada, buscando a melhoria dos serviços de saúde do país.

Não se tem notícia de levantamentos, estudos específicos de tecnologias na área de radioterapia, realizados por equipes de engenharia clínica no Brasil. Os trabalhos dessa área têm ficado restrito aos físicos médicos e estão focados principalmente no controle de emissão da radiação, efeitos da radiação e proteção radiológica.

Este trabalho contribui com o propósito da Engenharia Clínica, acima discutido, identificando as características da área de radioterapia, tecnologias atuais disponíveis, normas relacionadas, estruturas necessárias, profissionais envolvidos estabelecendo as possíveis relações entre a Engenharia Clínica e a Radioterapia, com o objetivo de contribuir com os profissionais da área na busca da melhoria dos serviços de saúde.

6 PROPOSTA DE PROGRAMA DE CONTROLE DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA NOS SERVIÇOS DE RADIOTERAPIA – ACELERADORES LINEARES

“O funcionamento dos aceleradores lineares pode mudar rapidamente devido à falhas nos circuitos eletrônicos, quebras mecânicas, ou pode ter alterações lentas devido a deterioração temporal nestes mesmos itens” (GIANONNI, 2003). Para garantir segurança no uso desses equipamentos, a CNEN realiza bianualmente inspeções de verificação das condições de operação das instalações e dos equipamentos. Essas inspeções têm o propósito de verificar e manter a qualidade da radiação produzida (intensidade, precisão no alvo) e a proteção radiológica de pacientes e trabalhadores dentro dos padrões da legislação atual.

Com base no levantamento realizado, percebe-se a necessidade de programas que visam a garantia da funcionalidade e segurança das instalações e também dos equipamentos, por profissionais da Engenharia Clínica integrados à equipe do serviço de radioterapia.

O TECDOC 1151 faz referências à participação do engenheiro eletromédico na implementação de um programa de garantia da qualidade e a sua integração na equipe (médicos, físicos, dosimetristas e técnicos) do serviço. A relação dos profissionais estimada para um serviço de radioterapia inclui um engenheiro de manutenção para cada duas máquinas de teleterapia e um HDR (PINTO, 2000).

A implementação de um serviço de Engenharia Clínica, com profissionais qualificados para essas tecnologias, prestaria relevante contribuição aos serviços de radioterapia, para desenvolver programas de gerenciamento e manutenção das tecnologias de radioterapia, dos acessórios e da estrutura necessária para o funcionamento dessas tecnologias.

A realidade dos serviços de radioterapia, conhecida por meio do levantamento realizado, os requisitos de funcionalidade e segurança das tecnologias utilizadas especificadas pelos seus fabricantes e os protocolos e normas definidos pelos órgãos fiscalizadores, fundamentaram elaboração de uma proposta para um programa de controle de funcionalidade e segurança para os aceleradores lineares. O programa proposto está organizado em etapas de identificação e documentação, definições dos testes e verificações e, aplicação dos testes e verificações com os respectivos registros e das ações corretivas, Figura 6.1. Uma avaliação constante dos resultados do programa deve realimentar a etapa da definição dos testes e verificações.

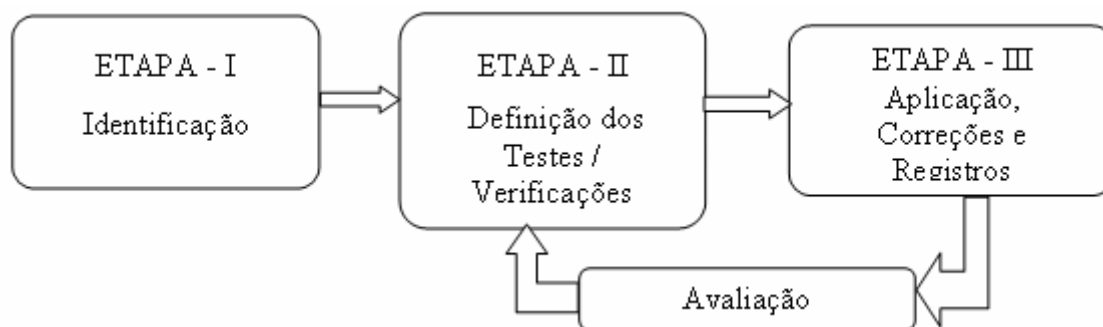


Figura 6.1 - Etapas do programa de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares.

6.1 Etapa I - Identificação e registro

Essa etapa, semelhante à implementação de outros serviços de engenharia clínica, constitui-se na identificação dos detalhes do equipamento, sistemas de segurança e estrutura da instalação. A identificação compreende a localização e o registro do equipamento, acessórios ou estrutura a ser gerenciada. É realizada na implantação do programa de gerenciamento. Esses registros deverão ser atualizados na medida em que acontecer qualquer alteração.

6.1.1 Identificação do Serviço

A primeira ação consiste na identificação / cadastramento do serviço através de formulário próprio o qual deverá conter dados da instituição, endereço, médico radioterapeuta responsável e físico médico, técnicos, data do cadastramento, dias e horários de atendimento, capacidade de atendimento e número médio de atendimentos diários. O formulário F1 - Serviço de Radioterapia, Anexo 4, utilizado no levantamento realizado, tratado no capítulo anterior, pode ser utilizado como referência.

6.1.2 Identificação do Equipamento – Acelerador Linear

A identificação do equipamento / cadastro consiste no registro das principais características do acelerador tais como fabricante, modelo, energias, acessórios como colimador multifolhas, data de início do funcionamento, tempo de uso, valor de aquisição, existência de manutenções periódicas. O formulário F2 – Teleterapia (Rx, Cobalto e AL), no Anexo 4, utilizado no levantamento realizado, tratado no capítulo anterior, pode ser utilizado como referência.

Para o cadastramento de outros dispositivos tais como: equipamento de raios-X, equipamento de cobaltoterapia, simulador, sistema de planejamento e fontes radioativas, sugere-se, como referência, consultar os formulários F3 - Braquiterapia, F5 – Sistema de Planejamento e F6 – Simulador, no Anexo 4.

6.1.3 Identificação dos Equipamentos de Radiometria e Dosimetria

O controle e segurança no uso da radiação realizado através de levantamentos radiométricos e dosimétricos periódicos é o principal foco do TECDOC – 1151. O nível desse controle está também, relacionado com os equipamentos de medida existentes. O cadastramento desses equipamentos consiste em registrar as características tais como: nome do equipamento, modelo, finalidade, faixas de medidas, precisão, frequência de calibração. O registro de calibração dos equipamentos e a data de validade, quando for o caso, é de fundamental importância. Sugere-se o formulário F4 – Equipamentos de Radiometria/Dosimetria, encontrado no Anexo 4 e utilizado no levantamento realizado.

6.1.4 Identificação da Estrutura

A documentação com informações atualizadas referentes ao Acelerador Linear (AL), instalações e outras estruturas são fundamentais para o sucesso de um programa de controle, principalmente, quando esse programa é implantado em serviços mais antigos. A relação dos itens abaixo está baseada nas observações realizadas durante o acompanhamento da construção e instalação de um serviço de radioterapia e nos requisitos de estruturas para instalação de aceleradores lineares especificados por fabricantes.

- a) Identificar o Projeto de blindagens, aprovado pela CNEN, das paredes e da porta de acesso (blindagens para nêutrons na porta quando for o caso) utilizando cópia da planta da instalação;
- b) Comparar área da sala do acelerador linear com a área especificada pelo fabricante para o modelo instalado (Ex: Para o Acelerador Linear Clinac - Varian de baixa energia, até 6 MV, o fabricante especifica uma sala com área mínima de 76,6 m²);
- c) Localizar tomadas de energia (tomadas de serviço);
- d) Identificar as tomadas de gases na sala do AL (ar, O₂, NO₂ e vácuo);
- e) Identificar tomada de ar comprimido e de água gelada para o AL conforme especificação do fabricante;
- f) Verificar funcionamento das luzes de iluminação da sala e do controle variável (*dimer*);
- g) Localizar e identificar o sistema de iluminação de emergência;
- h) Localizar luzes de advertência no equipamento de tratamento, na porta da sala de tratamento e no painel de controle. A luz deve ser verde quando o equipamento está pronto para irradiar, tornando-se vermelha durante a irradiação;

- i) Localizar interruptores de emergência (no acelerador, paredes da sala de tratamento e painel de controle);
- j) Localizar sistemas indicadores de distância ou Telêmetro;
- k) Identificar funcionamento, sistema de sustentação e sistema de travamento da porta de acesso à sala de irradiação;
- l) Localizar do sistema de proteção contra fogo (extintores tipo C, detectores de calor ou fumaça fotoelétricos, não é recomendado *sprinklers* - espalhadores de água);
- m) Localizar sistema para posicionamento a laser;
- n) Verificação de conformidade do projeto alimentação de energia com especificação do fabricante do AL;
- o) Identificar e localizar o sistema de comunicação de áudio e vídeo (localização das câmeras, monitores de vídeo e alto falantes);
- p) Identificar movimentos da mesa de tratamento;
- q) Identificar as câmaras monitoras de radiação e indicadores de leitura no painel de controle;
- r) Identificar a estrutura de sustentação e o sistema anticolisão do acelerador;
- s) Identificar acessórios para irradiação com fótons ou elétrons e o sistema de travas de segurança;
- t) Identificar os mecanismos de alarme luminoso e sonoro no painel de controle;
- u) Verificar conformidade do sistema de alimentação de energia instalado com o projeto e a especificação do fabricante para o modelo do equipamento instalado (Ex: Para o Clinac 2300 - Varian a tensão de alimentação é de 200 a 240 Vac, linha a linha trifásico, 4 fios mais terra, 60 Hz, 45 kVA trifásica);
- v) Localizar terminal telefônico na área de comando;
- w) Localizar sistema de ventilação e ar condicionado – A renovação do ar da sala de tratamento deve-se à produção de níveis de ozônio detectáveis (para os equipamentos Clinac - Varian o ar deve ser totalmente renovado de 4 a 6 vezes por hora), a umidade do ar deve estar entre 15 % e 60 %, e a temperatura ambiente entre 16 °C e 27 °C;
- x) Localizar quadro de força e verificar conformidade com o projeto.

O Anexo 5 apresenta um quadro dos itens acima citados. As localizações estarão registradas em uma cópia da planta do serviço. Outros detalhes estarão indicados nas observações do quadro.

6.2 ETAPA II – Identificação dos testes ou verificações

Os Quadros 6.1, 6.2 e 6.3 contêm a relação das verificações para controlar e garantir funcionalidade e segurança no uso do acelerador linear para radioterapia. Esse programa prevê verificações da infra-estrutura, dos sistemas de segurança do acelerador linear, dos sistemas mecânicos e a verificação da qualidade do feixe de radiação com os testes de dosimetria. As verificações são diárias, mensais e anuais. As colunas da tabela identificam: o número de verificações, identificação da verificação, a tolerância permitida para o item avaliado e o equipamento necessário para a realização da verificação.

Quadro 6.1 – Relação de verificações diárias.

Item	Infra-Estrutura - Diários	Tolerância	Equipamento
1	Verificar temperatura na sala do acelerador	Conforme fabricante	Termômetro
2	Verificar umidade do ar da sala do acelerador	Conforme fabricante	Higrômetro
3	Funcionamento do sistema de iluminação de emergência	Funcionando	===
Item	Sistemas de Segurança - Diários	Tolerância	Equipamento
1	Funcionamento das luzes de sinalização (no equipamento, na porta da sala e no painel de controle).	Funcionando	===
2	Funcionamento das luzes de iluminação da sala de irradiação	Funcionando	===
3	Verificar funcionamento do Sistema de comunicação de áudio e vídeo	Funcionando	===
4	Verificar o funcionamento do sistema anticolisão	Funcionando	===
5	Verificar se a irradiação é interrompida quando se abre a porta de acesso e se, ao fechá-la a irradiação não continua	Funcionando	===
6	Verificar o funcionamento do interruptor de irradiação no painel de controle	Funcionando	===
7	Verificar se a irradiação se habilita logo após haver nova seleção da unidade monitor correspondente	Funcionando	===
8	Verificar mecanismos de alarme do sistema anticolisão, de parada indevida de irradiação.	Funcionando	===
9	Verificar se o acelerador atende à programação (tempo de irradiação, dose programada e interrupção por UM)	Funcionando	===
Item	Sistemas Mecânicos - Diários	Tolerância	Equipamento
1	Alinhamento dos lasers	2 mm	Verificador de alinhamento
2	Funcionamento do telêmetro	2 mm a DFI	===
3	Indicadores de tamanho de campo	Funcionando	
4	Intensidade do campo de luz	Funcionando	===
5	Centro do reticulado	2 mm diâmetro	===
6	Co incidência centro do campo de luz e irradiação	2 mm	(filme)
Item	Dosimétricos - Diários	Tolerância	Equipamento
1	Constância de dose de referência diária para fótons e elétrons	3 %	CJ DSMTR (*)

(*) CJDSMTR – Conjunto para dosimetria. Composto por eletrômetro, câmara de ionização e fantoma. Utiliza-se câmara de ionização de placas paralelas para dosimetria de elétrons, câmara de ionização tipo Farmer ou cilíndrica para dosimetria de fótons. O Fantoma para dosimetria mensal deve possibilitar o descolamento automático da câmara de ionização.

Quadro 6.2 - Relação de verificações mensais.

Item	Infra-Estrutura - Mensais	Tolerância	Equipamento
1	Verificar o terminal telefônico	Funcionando	Telefone teste
2	Verificar tomada de água gelada para refrigeração do equipamento	Íntegra	===
3	Verificar tomadas de gases na sala (ar, O ₂ , NO ₂ e vácuo)	Íntegra	===
4	Verificar o sistema de proteção contra fogo	“Validade”	===
5	Sistema de ventilação e ar condicionado (temperatura, umidade, renovação do ar)	Limites para o acelerador instalado	Termômetro Higrômetro Medidor de vazão
Item	Sistemas de Segurança - Mensais	Tolerância	Equipamento
1	Verificar as travas e códigos de acessórios (modos de irradiação, aplicadores, filtros, cone de elétrons)	Funcionando	===
2	Verificar os movimentos e as paradas da mesa, limites de movimentação e a deformação devido a uma carga (conforme especificações do fabricante)	Funcionando	Carga (**)
3	Verificar o corte de energia elétrica ao acionar os botões de emergência dentro da sala de tratamento (nas paredes e no modulador)	Funcionando	===
4	Verificar se, em caso de falta de energia elétrica, a unidade monitora cedida permanece visível pelo menos durante vinte minutos ou se possui um contador mecânico que mostre as unidades fornecidas.	Funcionando e coincidentes	===
5	Verificar se ambas as câmaras monitoras indicam a mesma leitura e se, após cessar a irradiação, essas leituras permanecem indicadas.	Funcionando e coincidentes	===
Item	Sistemas Mecânicos - Mensais	Tolerância	Equipamento
1	Indicador de tamanho de campo (10 x 10 cm) e abertura do colimador	2 mm	Gabarito tamanho de campo (***)
2	Centro do reticulado	2 mm diâmetro	===
3	Coincidência do centro do campo luminoso com centro do feixe de irradiação	2 mm	===
4	Indicadores angulares da estativa (coincidência mecânica e digital)	1°	===
5	Indicadores angulares do colimador (coincidência mecânica e digital)	1°	===
6	Verificar precisão do telêmetro	2 mm no intervalo de uso	===
7	Coincidência dos eixos do colimador, da estativa e da mesa com o isocentro	2 mm de diâmetro	Acessório no equipamento
8	Deslocamento vertical da mesa	2 mm	(auxílio sistema laser)
9	Simetria, paralelismo e ortogonalidade do campo luminoso	2 mm	Gabarito com tamanho do campo
10	Coincidência de campos de luz-irradiação	2 mm	(filme)
11	Horizontalidade da mesa	2 mm no intervalo de uso	Nível de bolha
12	Posição de filtro	2 mm (ou 2% no fator de transmissão)	===
13	Posição da bandeja	2 mm	===
14	Centralização dos cones	2 mm	===
15	Verticalidade do eixo luminoso	2 mm	===
16	Escalas da mesa	2 mm/1°	===

Item	Dosimétricos - Mensais	Tolerância	Equipamento
1	Constância de dose de referência mensal para fótons e elétrons	2 %	CJ DSMTR
2	Constância do monitor secundário	2 %	CJ DSMTR
3	Dependência da dose de referência com a taxa de dose	2 %	CJ DSMTR
4	Reprodutibilidade da Dose de Referência	1 %	CJ DSMTR
5	Constância de qualidade do feixe:Fótons (PDD _{20,10} ou TPR _{20,10})	2 %	CJ DSMTR

(**) Carga - Massa para simular peso máximo do corpo humano de acordo com especificações do fabricante.

(***) Gabarito de tamanho de campo. Placa plástica ou metálica com medidas (10 x 10) cm.

Quadro 6.3 - Relação de verificações anuais.

Item	Infra-Estrutura - Anuais	Tolerância	Equipamento
1	Verificar tomadas de serviço	Funcionando	Lâmpada com receptáculo e plug
Item	Sistemas de Segurança - Anuais	Tolerância	Equipamento
1	Verificar a estrutura de sustentação (horizontalidade, verticalidade, apoios)	Íntegra	Nível de bolha
Item	Sistemas Mecânicos - Anuais	Tolerância	Equipamento
1	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro	===
2	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro	===
3	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro	===
4	Verificar é possível irradiar com um campo maior que o campo máximo permitido para cada filtro	2 mm	===
5	Isocentro mecânico	2 mm de diâmetro	===
Item	Dosimétricos	Tolerância	Equipamento
1	Linearidade de resposta de câmaras monitoras	1 %	CJ DSMTR e outras câmaras
2	PDD de Elétrons (ou J1/J2)	2 mm (4%), região terapêutica	CJ DSMTR
3	Constância de Planura do feixe para: Fótons Elétrons	2 % 3 %	CJ DSMTR
4	Simetria (fótons e elétrons)	3 %	CJ DSMTR
5	Constância de fatores de campo	2 %	CJ DSMTR
6	Constância de Parâmetros sobre o eixo central (PDD, TMR)	2 %	CJ DSMTR
7	Constância de fatores fora do eixo central	2 %	CJ DSMTR
8	Constância de fatores de transmissão de todos os acessórios	2 %	CJ DSMTR
9	Constância de fatores de transmissão dos filtros	1 %	CJ DSMTR
10	Constância da dose de referência com a angulação da estativa	2 %	CJ DSMTR

6.3 ETAPA III – Aplicação dos Testes ou Verificações e Registro dos Resultados

Os testes ou verificações diárias devem ser realizados antes do início do atendimento aos pacientes. Os resultados dos testes e verificações devem ser

registrados em formulário próprio. Quando houver discrepância com o resultado esperado deverão ser feitas correções e anotações das ações corretivas.

6.4 Auditoria da CNEN

A cada dois anos a CNEN auditora os serviços de radioterapia do país realizando uma visita na qual são verificados o atendimento aos padrões mínimos de um programa de controle de qualidade. Essa auditoria inclui a verificação de aspectos administrativos; mecânicos e dosimétricos para equipamentos de teleterapia; dosimétricos, aplicadores e sistema de carregamento remoto para braquiterapia; sistemas de planejamento e equipamentos de dosimetria. Os detalhes das verificações referentes aos aspectos administrativos, aceleradores e equipamentos de dosimetria estão listados na Tabela 6.1.

Os parâmetros medidos ou calculados pelo equipamento auditor deverão corresponder aos parâmetros medidos pela instituição conforme os limites estabelecidos na Tabela 6.1. A não conformidade deverá ser corrigida para que o serviço mantenha a autorização de funcionamento.

Tabela 6.1 – Relação de parâmetros verificados bianualmente pela CNEN (INCA, 2000a)

PARÂMETROS	CRITÉRIOS
Detalhes Administrativos do Programa de GQ	
Manuais de GQ	Disponíveis
Documentos de resultados	Disponíveis e atualizados
Ações corretivas	Disponíveis e atualizados
Sistema de advertência	Disponíveis e atualizados
Cadeia hierárquica para relatório de problemas	Disponíveis e atualizados
Equipamentos de Teleterapia	
Mecânicos	
Isocentro mecânico	$\pm 3 \%$
Posição dos lasers	$\pm 3 \text{ mm}$
Coincidência de campo luminoso e radiação	$\pm 3 \text{ mm}$ para cada lado
Indicadores de tamanho de campo	$\pm 3 \text{ mm}$ para cada lado
Telêmetro	$\pm 3 \text{ mm}$
Dosimétricos	
Dose administrada ao tumor	$\pm 5 \%$
Dose de referência	$+ 3 \%$
Fatores de campo	$\pm 2 \%$
Dose em profundidade	$\pm 3 \%$ (fótons). $\pm 3 \text{ mm}$ (elétrons)
Erro do temporizador	$\pm 3 \%$
Fatores de transmissão de filtros e bandejas	$\pm 2 \%$
Fatores de cone para elétrons	$\pm 3 \%$
Fatores de diferentes DFS para elétrons	$\pm 3 \%$
Simetria e planura do feixe	$\pm 3 \%$
Medida de dose em condições fora da referência	$\pm 4 \%$
Aspectos de Segurança	Dispositivos funcionando
Equipamentos de Dosimetria	
Intercomparação de diferentes dosímetros	$\pm 3 \%$
Comparação de acessórios de medida	$\pm 3 \%$

O programa de controle de funcionalidade e segurança proposto neste trabalho tem o propósito de garantir, além dos aspectos físicos da qualidade da radiação, também a funcionalidade com segurança do acelerador linear realizando verificações diárias, mensais ou anuais da infra-estrutura, sistemas elétricos, mecânicos e dosimétricos. A primeira etapa desta proposta tem a finalidade de garantir a documentação da área, dos equipamentos e dispositivos, como aspecto organizacional básico do serviço de Engenharia Clínica. A segunda etapa lista todos os testes e verificações a serem realizados com sua periodicidade e instrumentação necessária, quando for o caso. A terceira etapa compreende a aplicação de testes e registros das mesmas. A proposta do programa de controle apresentada deverá ser implementada de forma integrada, por profissionais do serviço de radioterapia e da engenharia clínica.

6.5 Verificação dos Serviços em Santa Catarina

Com base na relação de verificações da proposta elaborada (item 6.2), realizou-se um levantamento para avaliar o nível de controle realizado nos serviços de radioterapia do Estado de Santa Catarina que, disponibilizam tratamento com acelerador linear. Por outro lado, verificou-se também a realidade dos procedimentos definidos na proposta, como forma de avaliar, ainda que de forma preliminar, a coerência com as normas e a realidade existente.

Os três serviços, em operação, denominados de A, B e C, foram perguntados sobre a realização das verificações conforme a proposta elaborada. As opções para as respostas foram: “Sim” (S), “Não” (N) ou “Não se Aplica” (NA) para o caso em que a verificação não é aplicada pelo fato do equipamento ser mais antigo e não possuir determinados recursos. As respostas obtidas (Sim) permitem afirmar que são realizadas aproximadamente 61 % das verificações diárias, 62 % das verificações mensais e 57 % das verificações anuais do programa proposto. Os gráficos das Figuras 6.2, 6.3 e 6.4 ilustram o resultado do levantamento realizado.

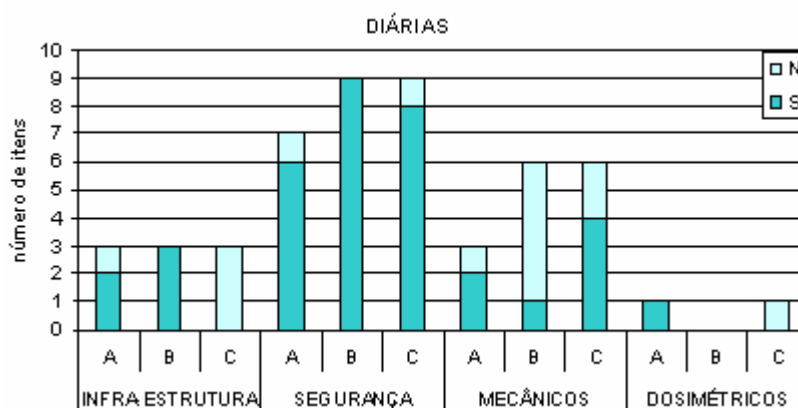


Figura 6.2 – Verificações diárias nos serviços com acelerador linear.

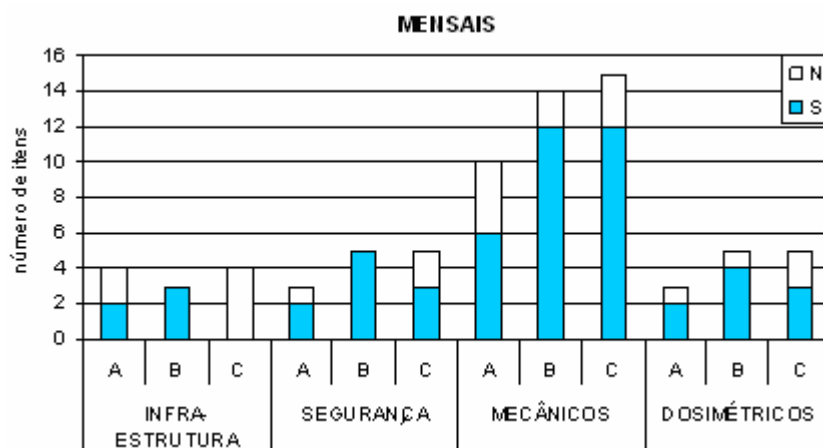


Figura 6.3 – Verificações mensais nos serviços com acelerador linear.

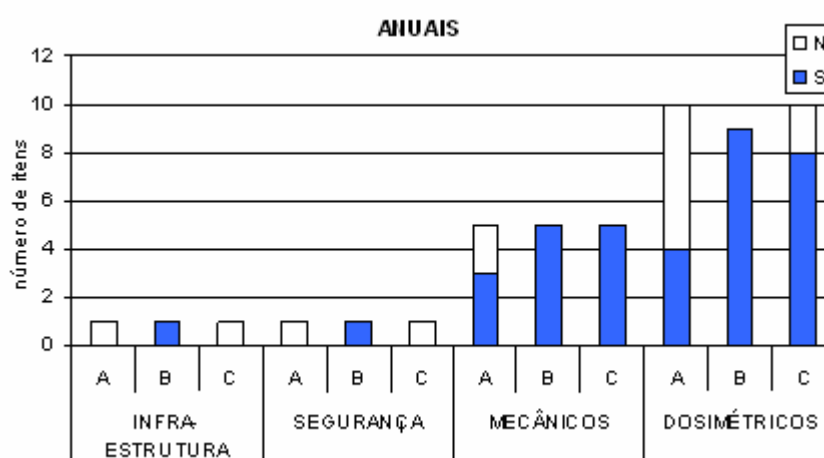


Figura 6.4 – Verificações anuais nos serviços com acelerador linear.

Os percentuais citados e os gráficos obtidos mostram uma preocupação com a manutenção dos padrões de qualidade apontados pelas normas e documentos de orientação. Observa-se também, algumas verificações, são realizadas por simples observação, isto é, sem o devido registro de controle, pelos técnicos que atuam no serviço ou pelo físico médico. Essas verificações não resultam, portanto, num controle efetivo. Outras verificações são feitas por empresas externas ao serviço, especializadas na manutenção, especialmente as verificações de infra-estrutura, tais como de ventilação e ar condicionado.

A auditoria, realizada bianualmente pela CNEN, motiva o controle existente nos serviços de radioterapia.

6.6 Proposta de Implantação do Programa de Controle para AL

A implantação do programa proposto poderá acontecer de forma gradual em três níveis, no caso da instalação uma estrutura de engenharia clínica num serviço de

radioterapia.

Primeiro Nível: A Etapa I – Identificação de registro, deve ser executada na sua forma integral, com a identificação, reconhecimento e registro das estruturas e equipamentos disponíveis.

Segundo Nível: Da Etapa II – Identificação dos testes ou verificações, serão definidos os testes ou verificações de infra-estrutura e de segurança diários, mensais e anuais dos Quadros 6.1, 6.2 e 6.3. Da Etapa III – Aplicação dos Testes ou Verificações e seus registros, serão realizados aqueles definidos na Etapa II.

Terceiro Nível: Da Etapa II – Identificação dos testes ou verificações, serão definidos os testes ou verificações mecânicos e dosimétricos diários, mensais e anuais dos Quadros 6.1, 6.2 e 6.3. Da Etapa III – Aplicação dos Testes ou Verificações e seus registros, serão realizados aqueles definidos na Etapa II. A figura 6.5 ilustra a proposta de implantação do programa.

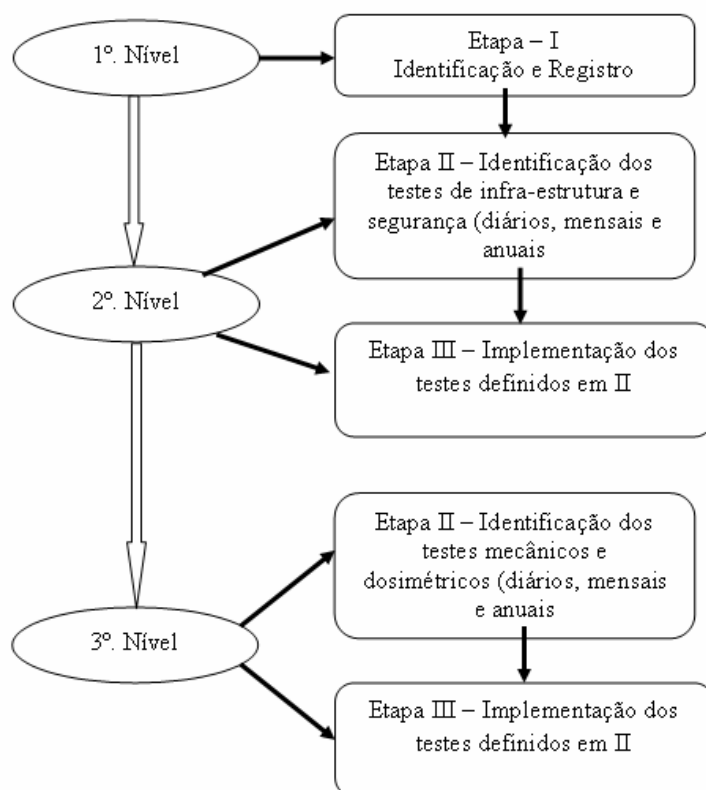


Figura 6.5 – Proposta de implantação do programa de controle para aceleradores lineares

7 CONCLUSÕES

O desenvolvimento da Engenharia Clínica no Brasil tem interferido na área da saúde disponibilizando e aplicando metodologias de gerenciamento para tecnologias em uso, contribuindo para a melhoria da qualidade dos serviços oferecidos à população. As tomadas de decisões e as ações, fundamentadas no conhecimento das tecnologias e da realidade dos serviços de saúde do país, em um nível mais amplo, deram origem as ações de Gestão de Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH). Por outro lado, as ações mais diretas e restritas às instituições de saúde constituem o Gerenciamento da Tecnologia Médico-Hospitalar (gTMH).

Diferente de outras áreas, como acontece com diagnóstico por imagem, monitoração cardíaca, ventilação pulmonar e outras, a radioterapia é ainda uma área com pouca atuação da engenharia clínica no Brasil. Fato observado durante a busca de informações para realização deste trabalho. Os fundamentos da física das radiações e o tratamento radioterápico abordados neste trabalho proporcionam uma visão dos conhecimentos básicos aplicados às tecnologias radioterápicas. Sendo uma área que manipula radiações ionizantes, há uma preocupação constante com a segurança. Este fato deve estar presente, com o devido destaque, nas ações de GTMH quando trata de ações para gerenciamento de riscos.

Assim, dentre os resultados deste trabalho, a reunião da legislação e normas que regulam e orientam o uso das radiações ionizantes nos serviços de radioterapia, especialmente a proteção radiológica, desde o dimensionamento das instalações até o uso de monitores de radiação, constitui-se em significativa contribuição para Engenharia Clínica nas futuras propostas de ações de GTMH. Os primeiros dados, colhidos no Estado de Santa Catarina permitirão subsidiar outras propostas de programas para o gerenciamento adequado das tecnologias radioterápicas (gTMH), por estruturas de Engenharia Clínica, bem como motivar outros estudos na área da radioterapia.

O estudo das diferentes tecnologias médico-hospitalares, a aplicação das propostas de gerenciamento dessas tecnologias nas instituições de saúde, especialmente nas instituições públicas, tem sido uma importante estratégia do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC, para estabelecer a cultura do gerenciamento e a consolidação da Engenharia Clínica nas instituições de saúde.

O levantamento realizado nos serviços de radioterapia do Estado de Santa Catarina proveu as informações fundamentais para os primeiros estudos de GTMH pela Engenharia Clínica para a radioterapia. A visita a cada um dos serviços foi fundamental para identificar os equipamentos e também a estrutura para instalação do próprio equipamento. Enquanto os primeiros serviços foram instalados em edificações

adaptadas, os mais recentes foram concebidos em instalações projetadas para essa finalidade, atendendo às normas de proteção radiológica da CNEN e do Ministério da Saúde (RCD – 50/2002 e Portaria 3535/1998). Um fato relevante observado é a questão da distribuição geográfica dos serviços no Estado de Santa Catarina que, facilita o acesso ao usuário, partir de 2004 com a implementação dos novos serviços.

Os serviços de radioterapia envolvem equipamentos de alto custo, alta complexidade, precisão nos procedimentos, equipamentos importados estrutura física adequada para proteção radiológica e, pessoal qualificado. O número de serviços e equipamentos de radioterapia é pequeno em relação a outras tecnologias médico-hospitalares de alta complexidade, como por exemplo, os serviços de tomografia. Há necessidade de implementação de metodologias de gerenciamento para estas tecnologias.

Considerando os equipamentos utilizados na teleterapia no estado, existem equipamentos em operação há aproximadamente 30 anos. Este dado aponta para a necessidade de estudos de avaliação destas tecnologias em operação.

A inserção de novas tecnologias com abertura de novos serviços de radioterapia e a atualização dos equipamentos possibilitaram tratamentos com aplicações mais precisas, contudo, cresceram também a complexidade e custo das tecnologias. Daí a necessidade de se implementar rotinas de gerenciamento (gTMH) para essas tecnologias.

O parque radioterápico atual, incluindo os serviços previstos para funcionar em 2004 terá capacidade para atender a demanda, de acordo com as estimativas do INCA/MS, se as tecnologias atuais em operação forem mantidas.

O gerenciamento dos equipamentos, nos serviços visitados, está sob a responsabilidade do físico médico cujas atribuições e preocupações estão voltadas para o controle da radiação produzida. Daí a significativa contribuição proporcionada pelos profissionais de Engenharia Clínica na avaliação das tecnologias em uso e na implementação de programas de gerenciamento (gTMH).

No contato com prestadores de serviços de manutenção para os serviços de radioterapia, durante a realização deste trabalho, constatou-se a necessidade do gerenciamento por pessoal local qualificado. A inexistência deste profissional qualificado no serviço significa, muitas vezes, deslocamentos desnecessários de pessoal especializado para resolver problemas simples que, resulta em custos desnecessários.

As deficiências observadas na implementação dos novos serviços tais como incompatibilidade do espaço destinado ao equipamento acelerador adquirido, compra do equipamento sem os acessórios necessários para o funcionamento do serviço, constituem falhas graves que reafirmam a necessidade de profissionais de Engenharia

Clínica, para contribuir com as instituições evitando a elevação dos custos.

Com carência de metodologias e programas de gerenciamento das tecnologias de radioterapia, verificada nas atuais instalações, elaborou-se uma proposta de programa fundamentada nas normas de segurança e qualidade das radiações aplicadas na radioterapia, atendendo também aspectos de segurança elétricos e de infraestrutura.

A proposta do programa de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares, resultado deste trabalho é uma contribuição da Engenharia Clínica para a radioterapia, na busca de proporcionar a melhor eficiência das tecnologias e melhor atendimento ao usuário.

Os dados levantados na verificação da proposta de funcionalidade e segurança para os aceleradores lineares comprovaram a preocupação dos profissionais dos serviços de radioterapia com o atendimento às normas exigidas pelo órgão fiscalizador, em relação à proteção e segurança radiológica. Contudo, na implementação de ações sistemáticas de manutenção, verificação da estrutura, segurança elétrica percebe-se a necessidade processos de gestão adequados.

Algumas verificações propostas não são realizadas na atualidade pelo fato de que equipamentos mais antigos não possuem todos os recursos comparados aos de última geração. É importante ressaltar que Santa Catarina disponibiliza tratamento com aceleradores lineares desde 1977 e uma grande experiência acumulada por profissionais da área médica.

A proposta de implementação gradual do programa de controle para aceleradores, baseada em modelos práticos de implementação de estruturas de engenharia clínica em instituições de saúde, permitirá à equipe de Engenharia Clínica avaliar melhor os resultados do programa e possibilitando corrigir eventuais falhas.

Os requisitos e normas existentes para implementação de um serviço de radioterapia, os investimentos realizados no Estado de Santa Catarina, com a implementação de três novos serviços num curto espaço de tempo em relação aos demais, e em cada um deles um acelerador linear, são justificativas fortes para implementação de programas de gTMH para essas tecnologias.

A necessidade do Engenheiro de manutenção ou Engenheiro Eletromédico como membro da equipe para implementação do programa da garantia da qualidade, citada no protocolo TEC DOC – 1151 deve ser interpretada como Engenheiro Clínico, o profissional com formação direcionada para área das tecnologias de saúde.

7.1 Sugestões para outros trabalhos

Com base no levantamento realizado, nas pesquisas bibliográficas e na rede internet, percebe-se que outros aspectos e equipamentos sejam estudados para sedimentar inserção da engenharia clínica na radioterapia. Com esta perspectiva sugere-se:

- Estudos de funcionalidade e segurança para outros equipamentos de radioterapia (simulador, HDR, Telecobalto, sistema de planejamento, equipamentos de raios-X).
- Levantamentos dos serviços de radioterapia na região sul ou no país para ampliar o conhecimento da realidade brasileira em radioterapia, sob a ótica da Engenharia Clínica e aprimorar programas de gerenciamento desta tecnologia.
- A implementação do programa de controle de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares em um serviço de radioterapia, proposto neste trabalho.

ANEXOS

ANEXO 1 - Valores de HVL e TVL

Valores de HVL e TVL para chumbo, concreto e ferro em função da tensão de pico em um tubo de raios-X (TAUHATA, 2001).

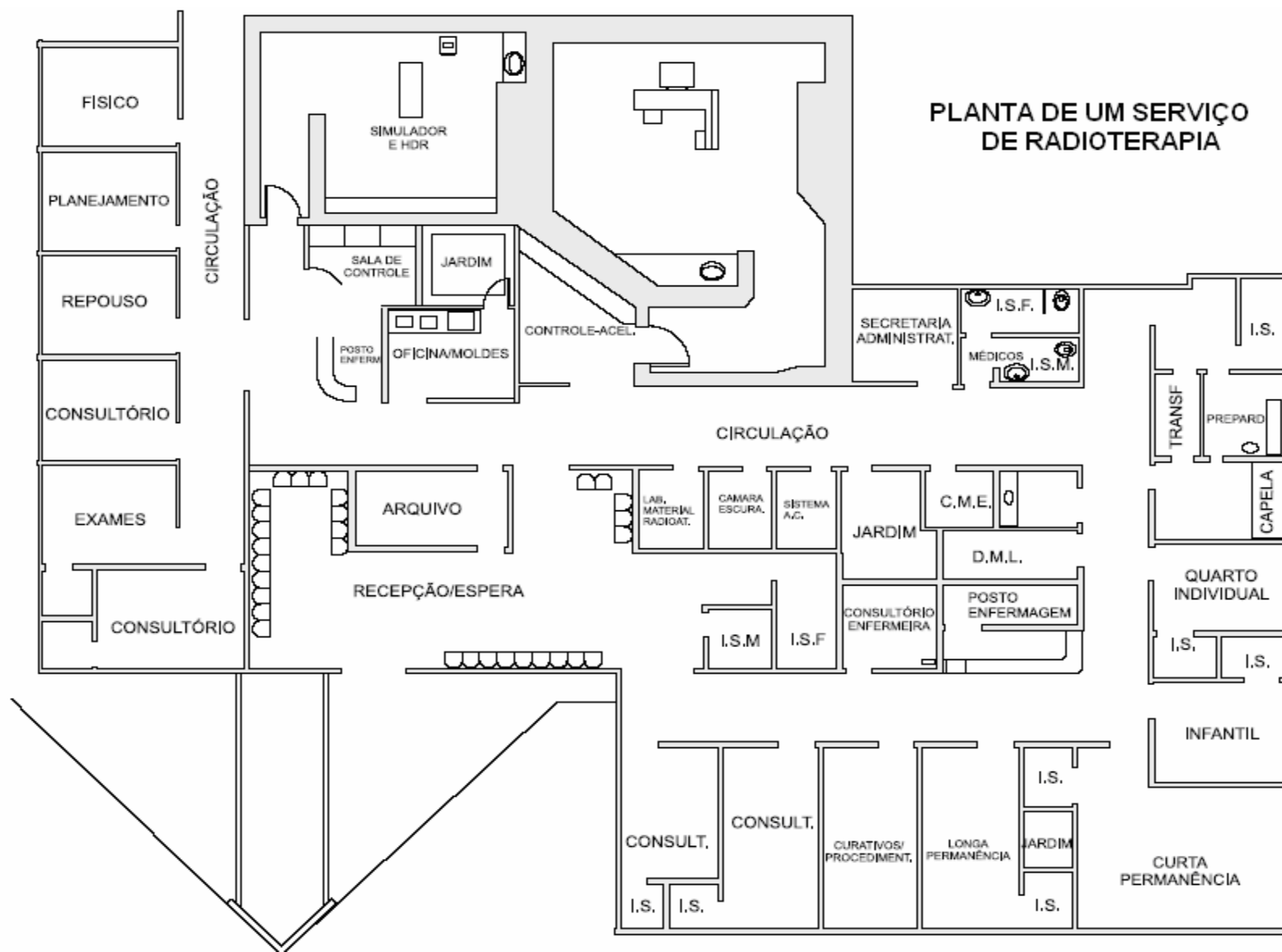
Tensão de pico (kV)	Material atenuador					
	Chumbo (cm)		Concreto (cm)		Ferro (cm)	
	HVL	TVL	HVL	TVL	HVL	TVL
50	0,006	0,017	0,43	1,5		
70	0,017	0,052	0,84	2,8		
100	0,027	0,088	1,6	5,3		
125	0,028	0,093	2	6,6		
150	0,03	0,099	2,24	7,4		
200	0,052	0,17	2,5	8,4		
250	0,088	0,29	2,8	9,4		
300	0,147	0,48	3,1	10,4		
400	0,25	0,83	3,3	10,9		
500	0,36	1,19	3,6	11,7		
1000	0,79	2,6	4,4	14,7		
2000	1,25	4,2	6,4	21		
3000	1,45	4,85	7,4	24,5		
4000	1,6	5,3	8,8	29,2	2,7	9,1
6000	1,69	5,6	10,4	34,5	3	9,9
8000	1,69	5,6	11,4	37,8	3,1	10,3
10000	1,66	5,5	11,9	39,6	3,2	10,5

ANEXO 2 – Características dos Aceleradores Lineares

Tabela comparativa das características dos Aceleradores Lineares

1. ESPECIFICAÇÕES GERAIS	MODELO E FABRICANTE		
	Neptune 6 / 10 (CGR)	Saturne (CGR)	CLINAC 2100C (VARIAN)
Isocentro	100 cm	100 cm	100 cm
Precisão do Isocentro	± 1 mm	± 2 mm	1mm de raio
Altura do isocentro	125 cm	128 cm	127 cm
Colimador do isocentro	50 cm	50 cm	53 cm
Rotação do colimador	± 185°	± 185°	±185°
Rotação do braço	370°	365°	370°
Velocidade de rotação do braço	0,1 a 1 rpm	0,1 a 1 rpm	0,1 a 1 rpm
2. FEIXE DE FÓTONS			
Energia	6 e 9 MeV no isocentro	18 MeV no alvo (opcional 10 MeV)	6 e 10MV (ou 6 e 15MV)
Taxa de dose no isocentro	300 Rmm	100, 200, 300, 400 Rmm 200 Rmm máximo para 10 MeV	80, 160, 240, 320 e 400. Opção: 100, 200, 300, 400,500,600
Campo no isocentro	3 cm x 3 cm a 40 cm x 40 cm	2 cm x 2 cm a 40 cm x 40 cm	0,2 x 0,2cm a 40 x 40cm
Planicidade do campo	± 3 %	± 3 %	± 3% máxima
Feixe no alvo	3 mm	3 mm	2 mm
Taxa de dose arco terapia	0,7 a 7 rads/grau	0,7 a 7 rads/grau p/ 18 MeV 0,7 a 5 rads/grau p 10 MeV	0,1 a 10 RAD/Grau
Precisão arco terapia	± 3 % ∞ 1 rad	± 3 % ∞ 1 rad	0,5 RAD / 0,1°
3. FEIXE DE ELÉTRONS			
	(Somente Neptune 10)		
Energia no isocentro	6, 8 e 10 MeV	6, 9, 13, 17 e 20 MeV ± 3 %	4, 6, 9, 12, 15, 18 MeV
Taxas de dose	300 Rmm	13 – 20 MeV, 100 – 400 Rmm	80 a 400 ou 100 a 600
Campo no isocentro	3 cm x 3 cm – 25 cm x 25 cm	2 cm x 2 cm – 30 cm x 30 cm	0,2x0,2cm a 40x40 cm
Planicidade do feixe	± 5 %	± 3 %, 13, 20 MeV, ± 5 %, 6, 9 MeV	± 5 % máxima
4. DIVERSOS			
Computarizado	Não	Sim	Sim
Dosimetria dupla	Sim	Sim	Sim
Disjunção por falta de simetria	Sim	Sim	Sim
Teste de disjunção	Sim	Sim	Sim
5. REQUISITOS DE INSTALAÇÃO			
Elétrica	380 V, 3 fases, 20 kVA 50/60 Hz	380 V, 3 fases, 35 kVA 50/60 Hz 220 V, 2 kVA, 50/60 Hz	208V (ou 380) / 3 fases 50 / 60Hz 45KVA máx.
Água	3 gal/min e menos de 25 °C	34 litros/min a 25 °C	3.0 GPM a 20°C

ANEXO 3 - Serviço de Radioterapia - Planta



ANEXO 4 – Formulários da Pesquisa

F1- SERVIÇO DE RADIOTERAPIA

		DATA:	
1	Nome do Serviço		
2	Instituição		
3	Data de Início do Serviço		
4	Endereço		
5	Cidade – Bairro - CEP		
6	Funcionários (No.)	Médicos RTP	
		Físicos Médico	
		Técnicos RTP	
		Enfermeiros	
		Auxiliar Enfermagem	
		Assistente Social	
	Outros		
7	Médico Responsável		
8	Físico Responsável		
8	Observações		

F2 – TELETERAPIA (Rx, Cobalto, A.L.)

		DATA:	
1	Nome do Serviço		
2	Equipamento		
3	Fabricante		
4	Modelo		
5	Ano Fabricação		
6	Data Aquisição		
7	Características/ Energias		
8	Procedimentos (média)	Nº Pacientes Novos/mes	
		Nº Atendimentos/mes	
		Nº Campos/mes	
9	Outras Observações		

F3 – BRAQUITERAPIA

		DATA:	
1	Nome do Serviço		
2	Elemento		
3	Quantidade		
4	Data Aquisição		
5	Atividade Inicial		
6	Finalidade		
7	Procedimentos (média)	Nº Pacientes Novos/mes	
		Nº Atendimentos/mes	
		Nº Campos/mes	
8	Outras Observações		

F4 – EQUIPAMENTOS DE RADIOMETRIA / DOSIMETRIA

		DATA:	
1	Nome do Serviço		
2	Equipamento		
3	Fabricante		
4	Modelo		
5	Ano Fabricação		
6	Data Aquisição		
7	Finalidade		
8	Características		
7	Outras Observações		

F5 – SISTEMA DE PLANEJAMENTO

		DATA:	
1	Nome do Serviço		
2	Equipamento		
3	Fabricante		
4	Modelo		
5	Ano Fabricação		
6	Data Aquisição		
7	Finalidade		
8	Características		
7	Outras Observações		

F6 – SIMULADOR

		DATA:	
1	Nome do Serviço		
2	Equipamento		
3	Fabricante		
4	Modelo		
5	Ano Fabricação		
6	Data Aquisição		
7	Finalidade		
8	Características		
7	Outras Observações		

ANEXO 5 – Infra-estrutura para o Acelerador Linear

VERIFICAÇÃO DA INFRA-ESTRUTURA PARA UM ACELERADOR

ITEM	DESCRIÇÃO	OBSERVAÇÃO
1	Projeto de blindagens	
2	Área da sala do acelerador – conformidade com especificação para o equipamento	
3	Localização das tomadas energia (serviço)	
4	Localização das tomadas de gases (ar, O ₂ , NO ₂ e vácuo)	
5	Localização das tomadas de ar comprimido e água gelada para AL	
6	Identificação do sistema de iluminação com controle variável (sala do AL)	
7	Localização e identificação do sistema de iluminação de emergência	
8	Identificação das luzes de sinalização (equipamento, porta e painel de controle)	
9	Localização interruptores de emergência no acelerador, paredes da sala e painel de controle	
10	Localização do sistema indicador de distância (telêmetro)	
11	Identificação do sistema de travamento e sustentação da porta de acesso	
12	Localização e identificação do sistema proteção contra fogo	
13	Localização do sistema laser	
14	Verificação de conformidade do projeto alimentação de energia com especificação fabricante para o AL	
15	Localização e identificação do sistema de áudio e vídeo	
16	Identificação dos movimentos da mesa de tratamento	
17	Identificação das câmaras monitoras de radiação no AL e indicadores de leitura no painel de controle	
18	Identificação da estrutura de sustentação e sistema anticolisão	
19	Identificação dos acessórios para irradiação de fótons ou elétrons	
20	Identificação dos mecanismos de alarme luminoso e sonoro no painel de controle	
21	Localização do quadro de força e verificação de conformidade com o projeto	
22	Localização do terminal telefônico junto ao painel de controle	
23	Localização e identificação do sistema de ar condicionado	

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACCE – AMERICAN COLLEGE OF CLINICAL ENGINEERING. **Enhancing Patient Safety The Role of Clinical Engineering**. 2001. Disponível em: <<http://www.accenet.org/>>. Acesso em março de 2004.
- ANTÚNEZ, Sérgio; GARCIA, Renato. **Estabelecimento de Critérios de Avaliação Tecnológica**. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2000: 11 set 2000: Florianópolis. Anais do CBEB'2000. p. 392 – 395.
- BERDAKY, Mafalda F; CALDAS, Linda V. E. **Implantação de Um Programa de Controle de Qualidade de um Acelerador Linear de 6 MeV de Fótons**. Radiologia Brasileira, 2001, 34(5), p. 281 – 284.
- BESKOW, Wayne Brod. **Sistema de Informação para o Gerenciamento de Tecnologia Médico-Hospitalar: Metodologia de Desenvolvimento e Implementação de Protótipo**. Florianópolis, 2001. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica), Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).
- BIRAL, Antônio Renato. **Radiações Ionizantes para Médicos, Físicos e Leigos**. Florianópolis: Insular, 2002.
- BOMFORD, C.K.; KUNKLER, I.H., SHERRIFF, S.B. **Walter and Miller's textbook of radiotherapy: radiation physics, therapy, and oncology**, 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1993.
- BRASIL, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Regulamento Técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde**. Resolução RDC nº. 50 – de 21 de fevereiro de 2002. ANVISA, Brasília, 2002.
- _____, MINISTÉRIO DA SAÚDE, Instituto Nacional de Câncer (INCA). **Estimativa de casos novos de neoplasias malignas para o Estado de Santa Catarina em 2003**. Disponível: <http://www.inca.gov.br>. Acessado em 23/03/2004.
- _____, MINISTÉRIO DA SAÚDE, Instituto Nacional de Câncer (INCA). **TEC DOC – 1151: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia**. INCA, Rio de Janeiro, 2000a.
- _____, MINISTÉRIO DA SAÚDE, Instituto Nacional de Câncer (INCA). Programa de Qualidade em Radioterapia, **Curso de Atualização para Técnicos em Radioterapia**. INCA, Rio de Janeiro, 2000b.
- _____, MINISTÉRIO DA SAÚDE, Instituto Nacional de Câncer (INCA), Programa de Qualidade em Radioterapia, **Curso de Atualização para Físicos em Radioterapia**. INCA, Rio de Janeiro, 2000c.
- _____, MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Critérios para cadastramento de centros de atendimento em oncologia**. Portaria 3535/GM/98. Brasília, 1998.
- BRONZINO, Joseph D. **Management of Medical Technology: a primer for clinical engineers**. Stonehan, MA: Butterworth – Heinemann, 1992.
- BUSHONG, Stewart C. **Radiologic Science For Technologists – Physics, Biology, and Protection**. Saint Louis – EUA: Mosby, 1997.

- CBR - COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA, Setor de Radioterapia. **Manual Prático de Segurança Radiológica** – Teleterapia de Mega Voltagem e Braquiterapia, São Paulo: 1995.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. CNEN - NE - 3.01, 1998.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). **Licenciamentos de Instalações Radiativas**, CNEN - NE - 6.02, 1998a.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). **Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Radioterapia**, CNEN - NE - 3.06, 1998.
- DI PRINZIO, Renato. **Desenvolvimento de um Sistema Postal para o Controle de Qualidade de Dosimetrias Realizadas em Feixes de Fótons Produzidos em Aceleradores Lineares de uso Clínico**. Campinas, 1984. Dissertação (Mestrado em Física), Instituto de Física “Gleb Wataghin”, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).
- DIMENSTEIN, Renato & HORNOS, Yvone M. Mascarenhas. **Manual de Proteção Radiológica Aplicada ao Radiodiagnóstico**. São Paulo: Senac, 2001.
- EISENBERG, Ronald L. **Radiology: an illustrated history**. St. Louis: Mosby-Year Book, Inc, 1992.
- FENELON, Sandro; ALMEIDA, Sidney de Souza. **A histórica visita de Marie Curie ao Instituto do Câncer de Belo Horizonte**. Museu Virtual da Radiologia. Disponível em: <<http://www.imaginologia.com.br/historia/insradium.htm>>. Acessado em maio de 2003.
- GALIANO, Pedro Sánchez, **Introducción a la física de la radioterapia**, Hospital Central de Astúrias, España: 2001.
- GIANNONI, R. A.; DA ROSA, L. A. R. **Proposta de Inspeção Regulatória em Serviços que Utilizam Aceleradores Lineares para Radiocirurgia Estereotáxica**. In: VIII Congresso Brasileiro de Física Médica: 13 mai 2003: Porto Alegre. Anais do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica, 2003. p. 493-494.
- GLOWACKI, Luis Antonio. **Avaliação de Efetividade de Sistemas Concentradores de Oxigênio: Uma Ferramenta em Gestão de Tecnologia Médico-Hospitalar**. Florianópolis, 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica), Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, (UFSC).
- GUIZZARDI, Miguel Fernando; GUIMARÃES, Darcy da Silva. **A História da Radioterapia no INCA**. Revista Brasileira de Cancerologia, Rio de Janeiro, 46(3) p.305 – 307, 2000.
- KARZMARK, C. J.; MORTON, Robert J. **A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy**. EUA: Bureau of Radiological Health, 1989.
- LNMRI - Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes. **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante**. Rio de Janeiro:IRD/CNEN/MCT, 2002.
- MACISZEWSKI, Wieslaw; SHCARF, Waldemar. **Particle Accelerators for Radiotherapy Present Status and Future**. In: 8th International Conference on Advanced

Technology and Particle Physics. Como, Italy: 06/out/2003. Disponível em: <http://nss2000.mi.infn.it/ICATPP8th_2003/Medical%20Applications/>. Acessado em: março de 2004.

- OKUNO, Emico, CALDAS, Iberê Luiz, CHOW, Cecil. **Física para Ciências Físicas e Biológicas e Biomédicas**. São Paulo: Harbra, 1982.
- PEDROSO, João Carlos Langanke; FERREIRA FILHO. José Alberto. **Desenvolvimento de um Programa de Segurança Elétrica e avaliação de Desempenho para Equipamentos Eletromédicos baseado nas Normas da Família NBR IEC 60601**. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2000: 11 set 2000: Florianópolis. Anais do CBEB'2000. p. 449 – 454.
- PINTO, Antônio Celso Lima Costa. **A Radioterapia no Brasil 2000**. Belo Horizonte: Artes Gráficas Formato, 2000.
- SABBI, A. Ricardo, **Câncer: Conheça o Inimigo**. Rio de Janeiro: RevinteR, 2000.
- SCAFF, Luiz Alberto Malaguti. **Física da Radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.
- SCHABERLE, Fabio Antonio; DA SILVA, Nelson Canzian. **Introdução à Física da Radioterapia**. Disponível em: <<http://www.fsc.ufsc.br/~canzian/>>. Acessado em: maio de 2001.
- SIEMENS MEDICAL SYSTEMS Inc. **Innovation and Productivity – IMRT**. Oncology Care Systems Group. USA, California: 2000.
- SILVA, Edna Lúcia da; MENEZES, Estera Muszkat. **Metodologia da Pesquisa e Elaboração de Dissertação**. Apostila, 2ª ed revisada, Florianópolis: UFSC/PPGEP/LED, 2001.
- SOARES, Flávio A. P.; LOPES, Henrique B. M. **Radiodiagnóstico – Fundamentos Físicos**. Florianópolis: Insular, 2003.
- TAUHATA, Luiz, et alii. **Radioproteção e Dosimetria – Fundamentos**. Rio de Janeiro: Instituto de Radiproteção e Dosimetria – CNEN, 2001.
- VARIAN MEDICAL SYSTEMS BRASIL LTDA. **Manual de Instalação - Informações Gerais e Informações do Equipamento: 2000C/R, 2100C/D, 2300C, 21EX, 23EX**. São Paulo: Varian, 1999.
- VARIAN MEDICAL SYSTEMS BRASIL LTDA. **Manual de Instalação - Informações Gerais e Informações do Equipamento: Clinac 600SR, 600C(D), 4EX, 6EX**. São Paulo: Varian, 1998.
- VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **Objetivo Câncer: IMRT**. Informe Anual, 2002.
- VELASQUES, Sílvia; MOTA, Helvécio. **Notas do Curso Básico de Licenciamento e Fiscalização em Radiologia Médica e Odontológica**. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 1993.
- VIGNA FILHO, Eugenio Del; FALCÃO, Rossana C.; Ministério da Saúde, Programa de Qualidade em Radioterapia – **Blindagem em Radioterapia – Técnicas e Normas**, Rio de Janeiro: INCA, 2000.