



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**IMPLANTAÇÃO DE UM SERVIÇO DE RADIOTERAPIA COM
ACELERADOR LINEAR (FÓTONS): TESTES DE ACEITAÇÃO,
DOSIMETRIA E CONTROLE DE QUALIDADE**

MAFALDA FELICIANO BERDAKY

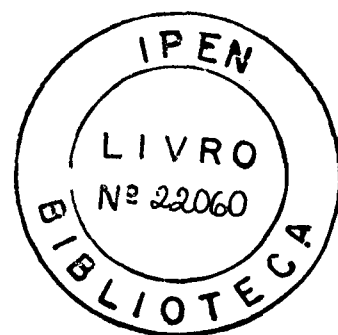
**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações**

**Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas**

**São Paulo
2000**

**IMPLANTAÇÃO DE UM SERVIÇO DE RADIOTERAPIA
COM ACELERADOR LINEAR (FÓTONS):
TESTES DE ACEITAÇÃO, DOSIMETRIA E CONTROLE
DE QUALIDADE**

MAFALDA FELICIANO BERDAKY



**Dissertação apresentada como
parte dos requisitos para
obtenção do Grau de Mestre em
Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear - Aplicações**

**Orientadora:
Dra. Linda V.E. Caldas**

**São Paulo
2000**



“O futuro não é um lugar para onde estamos indo, mas um lugar que estamos criando. O caminho para ele não é encontrado, mas construído, e o ato de fazê-lo muda tanto o realizador quanto o destino”.

J. Schaar

Este trabalho é dedicado aos
Meus pais
Maria Manarin Feliciano e
José A. Feliciano (in memoriam)

AGRADECIMENTOS

À Prof. Dra. Linda V. Ehlin Caldas, pelo incentivo, apoio incondicional não me deixando desistir do trabalho na reta final, pela orientação precisa e segura, que tornou possível a realização deste trabalho;

À Maurília Feliciano Muller e Otmar Josef Muller, pelo apoio total sempre dado, e que se tornaram dois dos principais responsáveis pela realização deste trabalho;

Ao meu marido Fabiano Berdaky, pelo apoio, incentivo sempre presente e pela importante ajuda na parte computacional;

Ao CEBROM, por ceder-me as instalações e os equipamentos para a realização do trabalho nas pessoas de: Dr. Carlos Inácio de Paula, Dr. Wilmar José Manoel, Dr. Osterno Queiroz da Silva, Dr. Sérgio Aidar, Dr. Aristóteles de Paula e Souza; Dr. Luiz Mauro de Paula e Souza e Dr. Ricardo de Alarcão Soares;

Aos funcionários do CEBROM que de uma alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho;

Ao Prof. Dr. Adelino José Pereira, que foi a primeira pessoa a ensinar-me os procedimentos em radioterapia e pela dedicação sempre demonstrada;

Ao Dr. Cleber Nogueira de Souza, pelo incentivo dado a minha ida para Goiânia;

Aos engenheiros da Varian, pelas sugestões e por permitirem o uso de algumas figuras de seus equipamentos no trabalho, nas pessoas de: Sr. Miguel Daniliauskas, Sr. Wesley Baltazar Machado, Sr. Armando Sbrissa Neto, e Sr. Renato Rossetto;

Aos pacientes oncológicos, que são o motivo principal da realização deste trabalho;

À Física Rosângela Novaes Costa, pelo constante apoio e incentivo;

Ao José Renato de Oliveira Rocha, físico responsável pelo Serviço de Radioterapia do Centro de Assistência Integral à Saúde da Mulher - UNICAMP, liberando-me para cursar as disciplinas do programa de Mestrado e pelo apoio sempre presente e aos demais membros do Grupo de Física de Radioterapia - AFM/CEB e do Serviço de Radioterapia/ CAISM;

À minha família, que sempre me apoiou e tornou possível a realização deste trabalho;

À Sra. Adriana Calixto de Almeida Lima, pelo apoio na editoração e impressão deste trabalho;

Ao M.Sc. Alessandro Martins da Costa, pela ajuda na confecção das figuras;

Aos professores e funcionários do IPEN-CNEN/SP que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho;

À todos os amigos que aqui não foram citados nominalmente, que incentivaram e apoiaram a realização deste trabalho;

Ao físico, Pedro Paulo Pereira Júnior, por permitir o uso de seus dados no trabalho;

À CAPES, financiamento parcial deste trabalho.

**IMPLANTAÇÃO DE UM SERVIÇO DE RADIOTERAPIA COM
ACELERADOR LINEAR (FÓTONS): TESTES DE ACEITAÇÃO,
DOSIMETRIA E CONTROLE DE QUALIDADE**

Mafalda Feliciano Berdaky

RESUMO



Este trabalho apresenta a parte operacional do processo final envolvido na implantação de um serviço de radioterapia com acelerador linear com feixes de fótons (6 MeV), incluindo os testes de aceitação, os testes de comissionamento e por fim a implementação de um programa de controle de qualidade por meio de testes rotineiros mecânicos e de radiação. Os resultados dos testes de aceitação mostraram-se coerentes, sempre ficando abaixo das especificações definidas pelo fabricante; os testes de comissionamento ficaram todos dentro das recomendações internacionais. O programa de controle de qualidade durante 34 meses mostrou a estabilidade excelente deste acelerador.

**ESTABLISHMENT OF A RADIOTHERAPY SERVICE WITH A LINEAR
ACCELERATOR (PHOTONS): ACCEPTANCE TESTS, DOSIMETRY AND
QUALITY CONTROL**

Mafalda Feliciano Berdaky

ABSTRACT

This work presents the operational part of the final process of the establishment of a radiotherapy service with a linear accelerator (6 MeV photon beams), including the acceptance tests, commissioning tests and the implementation of a quality control program through routine mechanical and radiation tests. All acceptance tests were satisfactory, showing results below the allowed limits of the manufacturer; the commissioning tests presented results within those of the international recommendations. The quality control program was performed during 34 months, and showed an excellent stability of this accelerator.

SUMÁRIO

	Página
RESUMO	iv
ABSTRACT	v
1. INTRODUÇÃO	1
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1. Produção de Raios X	4
2.2. Interação da Radiação Ionizante com a Matéria	5
2.2.1. Efeito Fotoelétrico	6
2.2.2. Efeito Compton	7
2.2.3. Produção de Pares	8
2.3. Teoria de Bragg-Gray	9
2.4. Câmaras de Ionização	10
2.5. Eletrômetros	12
2.6. Grandezas Dosimétricas	13
2.6.1. Exposição	13
2.6.2. Dose Absorvida	14
2.6.3. Kerma	15
2.7. Equilíbrio Eletrônico	16
2.8. Aceleradores Lineares.....	16
2.8.1. Pedestal	17
2.8.2. Tubos Aceleradores	17
2.8.2.1. Acelerador do Tipo Onda Viajante	18
2.8.2.2. Acelerador do Tipo Onda Estacionária	18
2.8.3. Coluna	19
2.8.4. Outros Complementos	19
2.9. Protocolos de Dosimetria	22
2.9.1. Protocolo AAPM (TG 21)	22
2.9.2. Protocolo IAEA (TRS 277)	26

3. MATERIAIS E MÉTODOS	28
3.1. Acelerador Linear	28
3.2. Sistemas de Medida	30
3.3. Sistemas Auxiliares	31
3.4. Arranjo Experimental para Calibração do Monitor do Acelerador	31
4. TESTES DE ACEITAÇÃO	33
4.1. Variação do Isocentro Mecânico com a Rotação	34
4.1.1. Colimador	34
4.1.2. Coluna	35
4.1.3. Mesa de Tratamento	35
4.2. Campo Luminoso e Alinhamento do Retículo	36
4.3. Rotação do Colimador e da Coluna	36
4.3.1. Colimador	37
4.3.2. Coluna.....	38
4.4. Movimentos Mecânicos da Mesa	38
4.4.1. Movimento de Rotação da Mesa	39
4.4.2. Movimento Lateral da Mesa	39
4.4.3. Movimento Longitudinal da Mesa	40
4.4.4. Movimento Vertical da Mesa	41
4.5. Teste de Isocentro de Radiação	42
4.5.1. Rotação da Coluna.....	42
4.5.2. Rotação do Colimador	43
4.5.3. Rotação da Mesa	44
4.6. Coincidência de Campo Luminoso X Campo Radioativo	45
4.7. Verificação da Espessura de Equilíbrio Eletrônico e da Energia	47
4.8. Uniformidade e Simetria do Campo	48

5. DOSIMETRIA DO SISTEMA	52
5.1. Calibração do Monitor para liberar 1 cGy/UM, no <i>Phantom</i> de Água a 5 cm de Profundidade para o Campo de 10 X 10 cm ²	52
5.2. Determinação da Porcentagem de Dose Profunda	53
5.3. Determinação da Relação de Tecido-Máximo	57
5.4. Determinação dos Fatores de Abertura de Colimador e de Retro-Dispersão	61
5.4.1. Fatores de Abertura de Colimadores	61
5.4.2. Fatores de Retro-Dispersão	61
5.5. Medida do Fator de <i>OFF-AXIS</i>	63
5.6. Verificação dos Fatores de Bandeja	64
5.7. Determinação dos Fatores de Filtros	65
6. PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE	67
6.1. Determinação do Fator de Calibração	68
6.2. Determinação da Energia do Feixe	70
6.3. Coincidência de Campo Luminoso X Campo Radioativo	71
6.4. Diferença entre Retículo e Escala Óptica	72
6.5. Botões de Segurança - Botões de Emergência	73
6.6. Dimensões do Campo Luminoso	73
6.7. Indicador de Distância Foco-Superfície	74
6.8. Indicador de Ângulo da Coluna	75
6.9. Indicador de Ângulo do Colimador	76
7. CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	78

1. INTRODUÇÃO



À medida que a expectativa de vida da população aumenta, a incidência de câncer aumenta também na mesma proporção. Várias pesquisas de medicamentos e formas de tratamentos estão em andamento para se tentar a cura da doença. Uma delas que data do início do século é a Radioterapia, que é um tratamento bastante eficaz no controle e até mesmo de cura da doença.

Logo após a descoberta dos raios X em 1895 por Roentgen, foi dado início a uma série de estudos e em 1898 Pierre e Marie Curie descobriram o Rádio. Desde então a Radioterapia começou a se desenvolver. Em 29 de Janeiro de 1896, foi tratado o primeiro paciente com radiação e em 1899 o primeiro caso de câncer; um epiteloma de células basais foi curado com radiação⁽⁹⁾.

A partir de 1920 o uso dos raios X foi expandindo e começou-se a construir máquinas que operavam na faixa de 200 a 250 kVp, podendo-se assim tratar os tumores um pouco mais profundos sem causar tantos danos à pele. De 1940 a 1960 o progresso foi ainda maior; nessa época já começaram a ser produzidas as unidades de cobalto assim como os primeiros aceleradores lineares⁽⁹⁾.

Em 1922, num congresso internacional de oncologia em Paris, a Radioterapia foi aceita como especialidade médica⁽³⁸⁾.

O início da Radioterapia no Brasil foi em 1901, no Rio Grande do Sul, com o médico Dr. Becker Pinto, que foi o primeiro a utilizar um aparelho de raios X para tratamento de um tumor de pele⁽³⁹⁾. O primeiro acelerador linear do Brasil foi instalado em 1972, no Hospital Alemão Oswaldo Cruz, em São Paulo⁽³⁹⁾.

No Brasil existem vários Serviços de Radioterapia. Em levantamento realizado pela CNEN em 2000, foram catalogados 156 serviços de radioterapia, com 113 equipamentos de Cobalto e 102 aceleradores lineares, sendo que os aceleradores lineares estão assim distribuídos por região⁽¹⁰⁾:

REGIÃO	1996	1997	1998	1999	2000
Norte	1	1	1	1	1
Nordeste	11	15	18	18	18
Sudeste	44	50	53	57	59
Sul	8	11	15	16	16
Centro - Oeste	4	6	8	8	8
TOTAL	68	83	95	100	102

Esses equipamentos são utilizados para o tratamento de todos os tipos de câncer.

A Radioterapia é o tratamento por meio das radiações ionizantes, que utiliza doses de radiação altas e máquinas de energias altíssimas onde qualquer erro no procedimento pode acarretar graves consequências ao paciente, inclusive a sua morte. Devido ao fato de se trabalhar com energias altas, necessita-se ter um controle da qualidade alto dessa radiação, para que a dose absorvida no volume alvo seja realmente a necessária. O erro máximo permitido na liberação dessa dose é de 5%⁽²⁸⁾.

O acelerador linear, antes de ser utilizado com pacientes, precisa passar por uma série de testes, chamados testes de aceitação. Além disso, ele deve ser submetido às medidas de comissionamento antes que seja

utilizado com pacientes. Estes testes devem ser executados em uma sequência lógica de maneira que os resultados de um teste não forcem uma mudança nos outros parâmetros do equipamento^(17,40).

Nos testes de comissionamento são identificados todos os dados necessários ao cálculo de dose para pacientes e o equipamento é calibrado. Essa calibração é a relação entre a dose (cGy) e as unidades monitoras (UM) na profundidade de dose máxima, que para o acelerador em questão é de 1,5 cm para o campo de $10 \times 10\text{cm}^2$ ^(2,4,19,21).

Depois dos testes de comissionamento, este equipamento estará liberado para ser utilizado no tratamento de pacientes, devendo-se tomar os devidos cuidados com os testes e a dosimetria de rotina, para a verificação da reprodutibilidade do sistema⁽⁴⁵⁾.

O objetivo deste trabalho é de relatar todos os testes e tabelas de dados necessários à utilização do equipamento com pacientes e de implementar um programa de controle de qualidade no Serviço de Radioterapia do CEBROM, Goiânia, e acompanhar a reprodutibilidade de resposta do acelerador em questão.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Produção de Raios X

Raios X são produzidos sempre que uma substância é bombardeada por elétrons de velocidades altas⁽³¹⁾.

O tubo de raios X, apresentado na Figura 2.1, é constituído por um catodo e um anodo em um tubo de vidro onde há vácuo. O catodo é um filamento de tungstênio que quando aquecido emite elétrons; o anodo é o alvo, que deve ser de um material de número atômico alto e ponto de fusão alto, normalmente tungstênio.

Quando uma alta voltagem é aplicada entre o anodo e o catodo, os elétrons emitidos do filamento são acelerados a velocidades altas e chocam-se contra o alvo. Os raios X são produzidos pela rápida desaceleração dos elétrons no alvo, efeito esse conhecido com *bremstrahlung*.

PRODUÇÃO DE RAIOS X

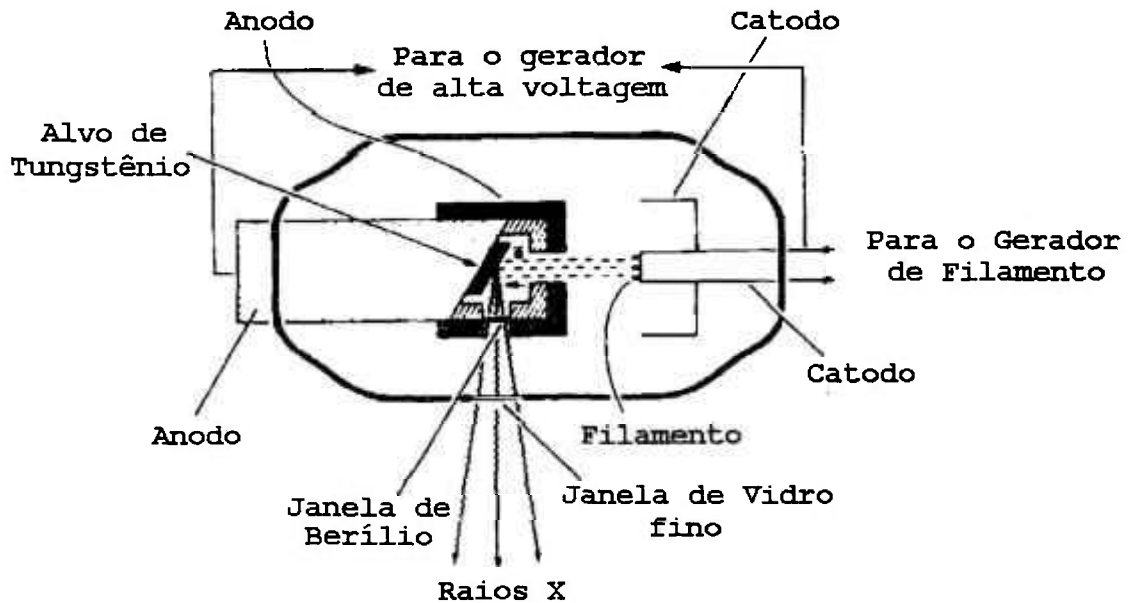


Figura 2.1. Diagrama esquemático de um tubo de raios X

2.2. Interação da Radiação Ionizante com a Matéria

Sempre que um feixe de raios X passa por um meio absorvedor como o tecido humano, uma parte desta energia é transferida para o meio e causará um dano biológico a esse tecido. Esta energia depositada por unidade de massa do meio é a dose absorvida. A interação pode ocorrer de várias maneiras dependendo da energia do feixe e do material com que ele interage.

Os três modos principais de interação da radiação ionizante (fótons) com a matéria são: Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e Produção de Pares. Na faixa de energia do acelerador (6 MeV) utilizado no presente trabalho, o efeito predominante é o Compton.

2.2.1. Efeito Fotoelétrico

É o processo no qual um fóton de energia $h\nu$ interage com um átomo e libera um dos elétrons orbitais; nesse processo toda a energia $h\nu$ do fóton incidente é transferida para o elétron ejetado, conforme Figura 2.2.

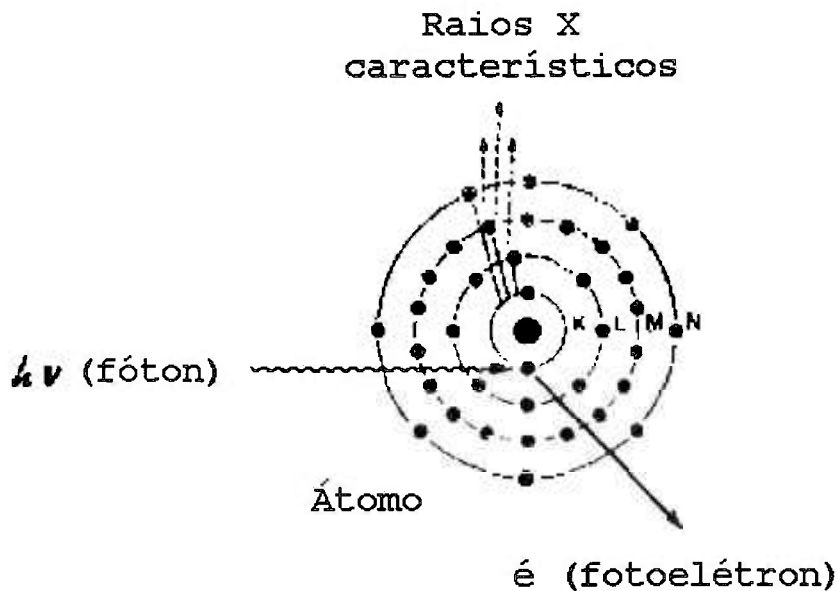


Figura 2.2. Ilustração do efeito fotoelétrico

Para este efeito ocorrer, a energia do fóton incidente ($h\nu$) tem que ser próxima e maior que a energia de ligação do elétron (E_s). O fotoelétron ejetado adquire a seguinte energia cinética:

$$E = h\nu - E_s$$

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico varia com a energia do fóton incidente com $(1/h\nu)^3$. À medida que a energia do fóton aumenta, o efeito fotoelétrico torna-se menor e começa a aparecer o efeito Compton.

2.2.2. Efeito Compton

Neste efeito, o fóton incidente de energia $h\nu$ interage com um elétron fracamente ligado; nessa interação o elétron recebe uma parte da energia deste fóton e é emitido em um ângulo θ . O fóton incidente com a energia reduzida é espalhado em um ângulo ϕ , conforme Figura 2.3.

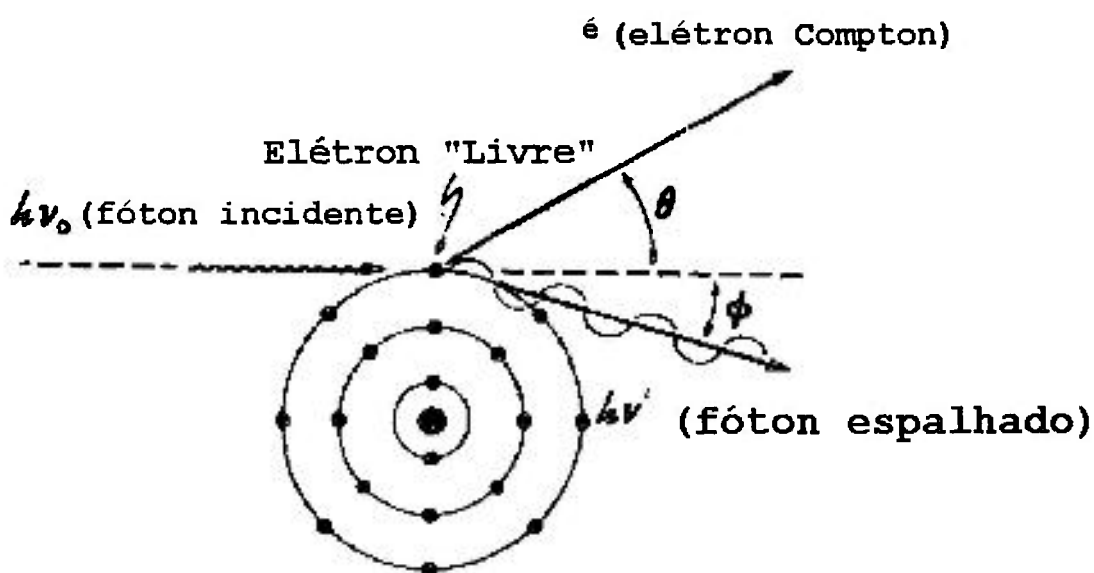


Figura 2.3. Diagrama ilustrativo do efeito Compton

O elétron ejetado é chamado elétron de recuo, e possui a seguinte energia cinética:

$$E_c = E \frac{\alpha(1 - \cos \phi)}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)}$$

onde $\alpha = E/m_0 c^2$, sendo $E = h\nu_0$ a energia do fóton incidente e $m_0 c^2$ a energia de repouso do elétron (0,511 MeV).

Como o efeito Compton envolve essencialmente elétrons livres, ele é independente do número atômico Z ; à medida que a energia vai aumentando, o efeito Compton vai desaparecendo e dando lugar à produção de pares.

2.2.3. Produção de Pares

A produção de pares ocorre quando um fóton de energia maior ou igual a 1,022 MeV passa perto do núcleo de um átomo e fica sujeito ao seu campo elétrico forte e interage com ele, desaparecendo e dando origem a um par elétron-pósitron, conforme pode ser observado na Figura 2.4.

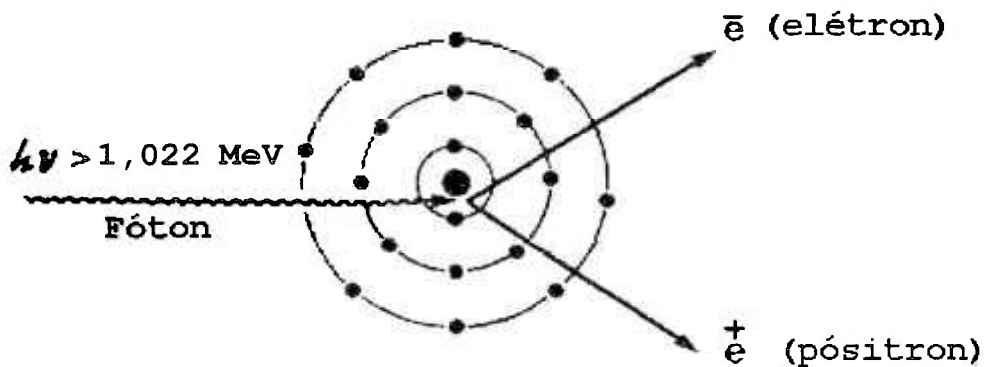


Figura 2.4. Diagrama ilustrativo do processo de produção de pares

A energia de 1,022 MeV é limitante para esse efeito ocorrer, porque a energia de repouso do elétron é de 0,511 MeV; a energia cinética total do par elétron-pósitron é dada por:

$$E = (h\nu - 1,022) \text{ MeV}$$

A produção de pares aumenta rapidamente acima do limite de 1,022 MeV, sendo que a probabilidade deste efeito ocorrer varia com Z^2 .

Neste processo, tanto o elétron como o pósitron perdem energia no meio, e quando o pósitron já não mais tiver energia cinética, ele se aniquilará com qualquer elétron livre do meio, dando origem a dois fótons, em sentidos opostos com energia de 0,511 MeV cada um.

2.3. Teoria de Bragg-Gray

Para se medir a dose absorvida em um meio exposto à radiação, é preciso colocar neste meio um objeto que seja capaz de medir esta radiação. Este objeto vai diferir do meio em densidade e número atômico e, de acordo com a teoria de Bragg-Gray, esse objeto constitui uma cavidade neste meio.

A teoria da cavidade de Bragg-Gray pode ser usada para se calcular a dose diretamente a partir da medida da câmara de ionização em um meio⁽³³⁾.

De acordo com a teoria de Bragg-Gray, a ionização produzida em uma cavidade cheia de gás, colocada em um meio, está relacionada à energia absorvida no meio vizinho. Quando a cavidade é suficientemente pequena, de maneira que sua introdução no meio não altera o número ou distribuição de elétrons que existem no meio na ausência da cavidade, então a relação de Bragg-Gray é satisfeita:

$$D_{\text{meio}} = D_{\text{cavidade}} \cdot m S_{\text{meio,cavidade}}$$

onde D_{meio} e D_{cavidade} representam a dose absorvida no meio e na cavidade respectivamente, e $m S_{\text{meio,cavidade}}$ é a razão entre os poderes de freamento de massa médio do meio e da cavidade.

A relação de Bragg-Gray não leva em conta as grandes perdas de energia, ou seja, a produção de raios δ (ou elétrons secundários rápidos), que depositam energia fora do volume de interesse; por isso esta relação constitui um modelo de perda contínua de radiação.

Outras teorias, de Spencer e Attix, e de Burlin (teoria cavitária geral) levaram em conta outros parâmetros, sofisticando a teoria de Bragg-

Gray, que devem ser aplicados conforme as características das câmaras e dos feixes de radiação⁽³³⁾.

2.4. Câmaras de Ionização

Para a medida da radiação proveniente de fontes radioativas, deve-se utilizar um sistema que seja capaz de detectar essa radiação, ou seja, pode-se utilizar uma câmara de ionização.

A câmara de ionização é o mais simples dos detectores a gás, e sua operação está baseada em coletar todas as cargas produzidas por ionização direta, pela aplicação de um campo elétrico.

As câmaras de ionização mais simples apresentam um eletrodo coletor central; a parede é revestida de um material condutor, que delimita uma cavidade preenchida com um gás ou uma mistura de gases.

Entre o eletrodo central e a parede é aplicada uma diferença de potencial, para separar os íons produzidos e esse fluxo de íons produz uma corrente elétrica extremamente baixa (da ordem de 10^{-12}), que é medida por um instrumento sensível chamado eletrômetro.

As câmaras de ionização normalmente não são seladas; isto quer dizer que o ar no seu interior é o mesmo do ambiente; por isso deve-se corrigir as leituras obtidas para a pressão e temperatura ambientes. A umidade também pode afetar as leituras obtidas com esses instrumentos, produzindo uma corrente denominada "corrente de fuga", o que torna necessário o controle da umidade no ambiente em que as câmaras são guardadas. A correção da leitura para pressão e temperatura é feita pelo seguinte fator⁽³¹⁾:

$$f_{T,p} = \frac{(273,2 + T)p_{ref}}{(273,2 + T_{ref})p}$$

onde T_{ref} e p_{ref} são tomados como valores de referência de 20° C e 101,3 kPa (1013,15 mbar = 760 mmHg) respectivamente.

Existem vários tipos de câmaras de ionização com formas e dimensões diferentes. O uso de cada uma vai depender da finalidade à qual será destinada. Para dosimetria de feixes terapêuticos são utilizadas as câmaras cilíndricas e de placas paralelas para feixes eletromagnéticos (fótons). No caso das câmaras de placas paralelas elas também são utilizadas para detectar radiações de elétrons.

Neste trabalho foram utilizadas uma câmara de ionização cilíndrica, tipo dedal, e uma mini câmara shonka.

Nas medidas de dosimetria de rotina em radioterapia é necessário ter-se uma câmara de fácil utilização, manuseio e transporte e que possa ser usada para medir radiação em fantomas (*phantoms*).

Essas câmaras não medem exposição diretamente e por isso precisam ser calibradas em relação a um sistema padrão de um laboratório autorizado no País, a cada dois anos ou sempre que necessitar de manutenção, segundo as recomendações nacionais^(11,12) e internacionais⁽²⁰⁾.

A câmara de ionização tipo dedal é um instrumento de dimensões pequenas com uma parede sólida condutora que delimita um certo volume de ar. No centro do volume há um eletrodo que coleta os pares de íons formados no ar. Para que não haja perturbação no campo de radiação, tanto a parede quanto o eletrodo central devem ser equivalentes ao ar, em relação à interação dos fótons e dos elétrons secundários. Esta equivalência significa

que a parede se comporta como uma camada de ar condensado, fazendo com que a fluência e o espectro de energia dos fótons e dos elétrons secundários (gerados pela interação da radiação primária com o material da parede e no volume ativo de ar) não sejam perturbados pela parede. Esta parede tem uma espessura sempre maior que o alcance máximo dos elétrons secundários gerados fora da câmara; isto significa que toda ionização detectada pelo eletrodo central pode ser associada aos elétrons secundários gerados e freados dentro do volume de ar, já que ocorre o equilíbrio eletrônico, ou seja, a transferência de energia dos elétrons secundários (gerados na parede) para o volume ativo de ar é igual a dos elétrons (gerados no volume de ar) para a parede da câmara^(8,14,15,18).

Na Figura 2.5 pode-se observar o esquema de uma câmara de ionização tipo dedal.

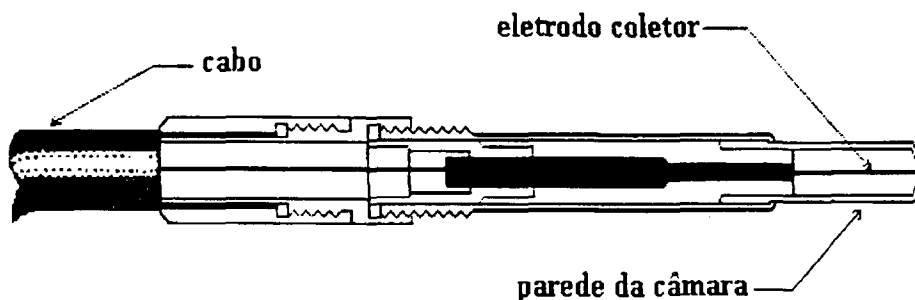


Figura 2.5. Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica tipo dedal

2.5. Eletrômetros

Quando se expõe uma câmara de ionização a um feixe de radiação, é gerada uma carga ou corrente, que é muito pequena e só pode ser medida por meio de um instrumento sensível a esta corrente, que é o eletrômetro.

Basicamente, o eletrômetro é um multímetro capaz de medir tensão, corrente e carga, nem sempre dentro das faixas usuais.

Um mesmo eletrômetro pode ser usado com várias câmaras de ionização dependendo da corrente que é gerada na câmara e da escala do eletrômetro.

O sistema de câmara acoplada ao eletrômetro, quando utilizado para dosimetria de feixes em Radioterapia, é conhecido como dosímetro clínico. Segundo as recomendações dos organismos internacionais⁽²⁰⁾, quando o eletrômetro for utilizado para medidas juntamente com uma câmara, os dois devem ser preferencialmente calibrados juntos.

Idealmente o eletrômetro deve ter um mostrador digital e possuir uma resolução de quatro dígitos ou 0,1% . A mudança na sua resposta devido à fuga ou à estabilidade a longo prazo não deve exceder $\pm 0,5\%$ ao ano^(19,21).

Alguns eletrômetros possibilitam a variação da tensão aplicada à câmara de ionização, assim como a reversão da polaridade, para que se possa determinar a eficiência de coleção de íons e o efeito da polaridade da mesma.

2.6. Grandezas Dosimétricas

2.6.1. Exposição

A exposição, X , é definida pelo Comitê Internacional de Unidades de Radiação (ICRU) como o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando

todos os elétrons (positivos e negativos) liberados pelos fótons numa determinada massa de ar dm são completamente freados no ar⁽²⁹⁾.

$$X = dQ/dm$$

A unidade antiga da grandeza exposição era o roentgen (R); a unidade atual (Sistema Internacional) é o coulomb por quilograma (C/kg). A relação entre estas unidades é:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

Sendo assim, exposição foi definida como sendo a habilidade ou capacidade dos raios X e gama em produzir ionizações no ar.

2.6.2. Dose Absorvida

A grandeza dose absorvida, D , foi definida para descrever a quantidade de radiação, para todos os tipos de radiações ionizantes, incluindo partículas carregadas e não carregadas, todos os materiais e energias. Dose absorvida é a medida dos efeitos biologicamente significantes produzidos pela radiação ionizante⁽³³⁾.

Dose absorvida é, então, definida como a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante na matéria num determinado volume conhecido⁽²⁹⁾. É dado por:

$$D = dE/dm$$

onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante num material de massa dm .

A unidade de dose absorvida é expressa em termos da energia absorvida por unidade de massa. Essa unidade é chamada no Sistema Internacional de gray (Gy) e é definido como uma dose de radiação absorvida de um joule por quilograma, ou seja: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

A unidade especial original de dose absorvida é o rad (radiation absorbed dose), que foi expressa com sendo 100 erg/g , mas, com a introdução do Sistema Internacional de Unidades, passou a ser expressa como $0,01 \text{ J/kg}$, ou seja, $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$.

2.6.3. Kerma

O kerma, K , (energia cinética perdida no meio) é definido como o quociente de dE_{tr}/dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas (elétrons e pósitrons), liberados pelas partículas sem carga (fótons) em um material de massa d_m ⁽²⁹⁾.

$$K = dE_{tr} / d_m$$

A unidade de kerma é a mesma utilizada para a dose absorvida, ou seja, J/kg , onde $1 \text{ J/kg} = 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$.

2.7. Equilíbrio Eletrônico

A definição da grandeza exposição está diretamente ligada à condição de equilíbrio eletrônico. De acordo com a definição, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda a sua energia por meio de ionizações num volume específico de ar, e as cargas de mesmo sinal devem ser somadas. Entretanto, alguns elétrons produzidos neste volume específico depositam sua energia fora deste mesmo volume, produzindo cargas que não serão consideradas na soma total. Por outro lado, os elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e ser considerados na soma total das cargas produzidas. Se as cargas produzidas forem compensadas pelas cargas a mais consideradas, existirá a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para a definição de exposição⁽³¹⁾.

Desta forma, “as capas de equilíbrio eletrônico” das câmaras de ionização são utilizadas somente para campos de radiação de energias altas, para atenuar os fótons e proporcionar a condição de equilíbrio eletrônico.

2.8. Aceleradores Lineares

O acelerador linear é um equipamento que usa ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas tais como elétrons de altas energias através de um tubo linear. O feixe de elétrons de energia alta pode ser usado para tratar tumores superficiais, ou podem colidir num alvo para produção de raios X, para tratamento de tumores mais profundos⁽³³⁾.

O acelerador linear de elétrons foi desenvolvido no final dos anos 40 e início dos anos 50 por vários grupos de pesquisa diferentes⁽⁴³⁾.

Os módulos principais no acelerador são: a coluna (*gantry*), o pedestal (*stand*), o console de controle e a mesa de tratamento. A estrutura operacional do acelerador está alojada na coluna e roda sobre um eixo horizontal fixada no pedestal.

2.8.1. Pedestal

Os principais componentes do pedestal são:

- a) Guias de onda: tubos que guiam as ondas eletromagnéticas de um ponto ao outro.
- b) Sistema de refrigeração de água: responsável pela refrigeração de vários componentes que dissipam energia com calor, e estabelece uma temperatura estável.

2.8.2. Tubos Aceleradores

Oh

Há dois tipos de tubos aceleradores: ondas viajantes (*traveling waves*) e ondas estacionárias (*standing waves*).

2.8.2.1. Acelerador do Tipo Onda Viajante

Neste tipo de acelerador, uma onda eletromagnética como a dos fornos de microondas viaja junto com o elétron. O elétron é continuamente acelerado dentro da seção aceleradora. A única limitação nesse processo é que não se tem um controle dinâmico durante o feixe, ou seja, o elétron e a onda do campo elétrico devem mover-se na mesma velocidade.

Em aceleradores de energia alta, os elétrons são produzidos por um canhão de elétrons. Os elétrons no canhão estão com energias entre 20 e 50 keV e ganham energia suficiente para se aproximarem da velocidade da luz, depois de serem acelerados pela microonda. No guia de onda viajante, a energia máxima do elétron é diretamente proporcional ao guia de onda. A fim de obter elétrons de energias maiores, um guia de onda longo é necessário; neste caso, utiliza-se então o acelerador do tipo onda estacionária⁽⁴³⁾.

2.8.2.2. Acelerador do Tipo Onda Estacionária

A concepção de um acelerador do tipo onda estacionária faz uso do conceito de interferência. Quando duas ondas eletromagnéticas estão presentes no mesmo lugar e tempo, seus campos elétricos e magnéticos são adicionados aritmeticamente. Em outras palavras, a onda estacionária é produzida pela soma de duas ondas de igual comprimento de onda e em fase, mas viajando em direções opostas. Se os picos das duas ocorrem no mesmo lugar e tempo e em fase uma com a outra, elas adicionam o seu comprimento de onda e interferem construtivamente. Se o máximo de uma onda está no local do mínimo de outra onda, elas decrescem o seu resultado por subtração e interferem destrutivamente. Esse acelerador é chamado estacionário porque os campos elétricos e magnéticos parecem estar parados⁽⁴³⁾.

2.8.3. Coluna

eh

Os principais componentes encontrados na coluna são:

- a) Magnetron: fonte de microondas empregada para produzir energia em aceleradores de energias baixas (4, 6, 10, até 15 MeV). A magnetron é energizada por pulsos de voltagem DC entre o grande anodo exterior (eletrodo positivo) e o catodo central (eletrodo negativo). Os elétrons do catodo central viajam na direção do anodo positivo. Por causa de um grande campo magnético constante e uniforme, perpendicular a sua direção de viagem, eles viajam em uma espiral na direção do anodo⁽⁴³⁾.
- b) Estrutura aceleradora: energizada pelas microondas da magnetron via guia de onda.
- c) Canhão de eletrons (ou catodo): constitui a fonte de elétrons que são injetados dentro da estrutura aceleradora.
- d) Circulador: localizado entre a magnetron e o tubo acelerador; ele evita que a onda refletida retorne para a magnetron, desviando-a para uma carga d'água.
- e) Cabeçote de tratamento: contém os colimadores, o filtro de plasma, a câmara de ionização para o monitoramento e o tubo acelerador.

2.8.4. Outros Componentes

- a) Mesa de tratamento: os movimentos da mesa de tratamento são controlados por um pendente operado pelo técnico. A maioria

das mesas de tratamento também possibilita a rotação da mesa ao redor de um eixo vertical passando pelo isocentro.

- b) Console de controle: centro de controle do acelerador. Ele controla o tempo de cada tratamento, propicia visão do paciente e foi projetado para evitar qualquer problema técnico ou com o paciente⁽³²⁾.

As Figuras 2.6, 2.7 e 2.8 mostram os componentes e os detalhes de aceleradores lineares.



Figura 2.6. Estrutura do acelerador com a indicação algumas partes importantes:

1. Canhão de elétrons;
2. Estrutura aceleradora do tipo onda estacionária;
3. Magnetron;
4. Circulador;
5. Filtro de planura;
6. Colimadores;
7. Câmara de ionização

(Figura cortesia da Empresa Varian Medical Systems Brasil Ltda)

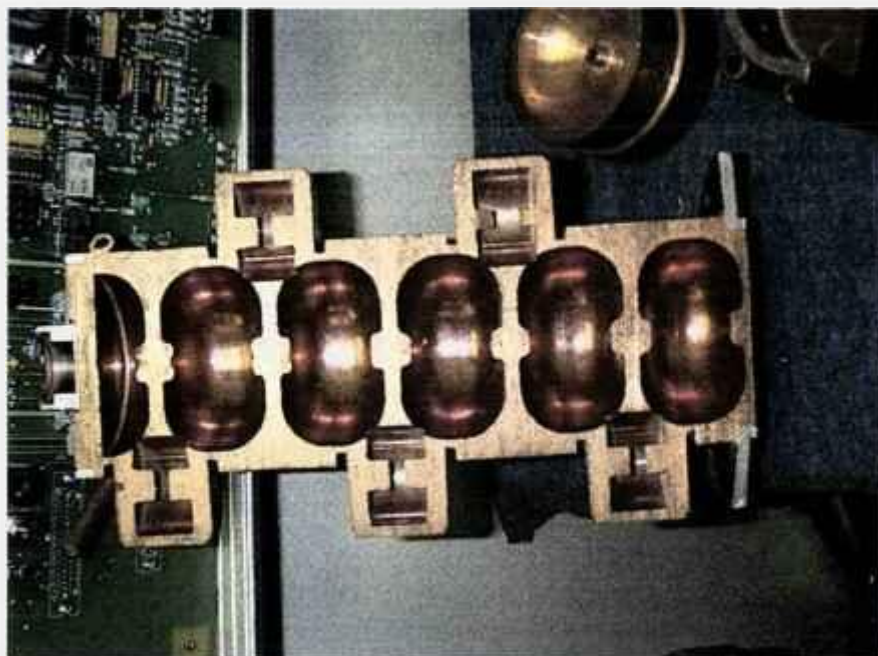


Figura 2.7. Fotografia de um acelerador do tipo onda estacionária com suas respectivas cavidades aceleradoras.

(Foto cortesia da Empresa Varian Medical Systems Brasil Ltda)

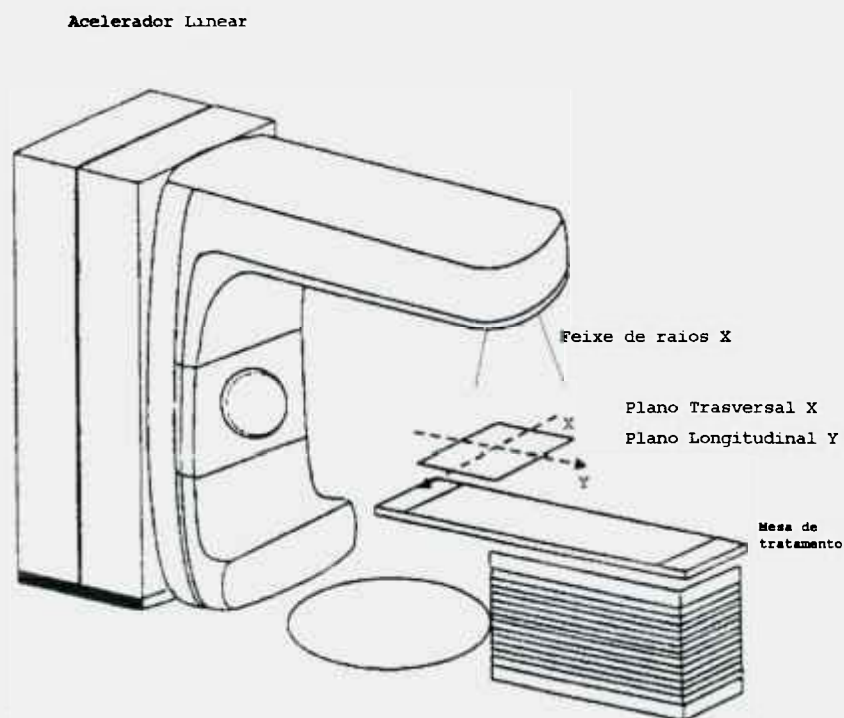


Figura 2.8. Visão esquemática do acelerador, mostrando a relação geométrica do aparelho com a mesa de tratamento⁽³²⁾.

2.9. Protocolos de Dosimetria

O propósito de um protocolo de dosimetria é o de fornecer um método seguro para a determinação da dose na água para feixes de fótons e elétrons de energias altas utilizados em radioterapia.

Existem vários protocolos internacionais para uso em radioterapia^(2,4-6,13,19,21,22,24,26-28,30,34-37,41,42,45). Os protocolos mais utilizados no Brasil são o da AAPM Task Group 21 de 1983⁽²⁾, e o da IAEA n° 277 de 1987^(19,21).

2.9.1. Protocolo AAPM (TG 21)

O protocolo da Associação Americana de Físicos na Medicina⁽²⁾ utiliza o parâmetro $N_{\text{gás}}$, que é o fator de calibração de uma cavidade de gás.

A calibração do monitor para a energia de 6 MeV é feita na água, a 5 cm de profundidade, para um campo de radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Esta profundidade é recomendada para se evitar a contaminação de elétrons.

O fator de calibração, segundo o protocolo americano⁽²⁾, é dado por:

$$F_c = L(p,t)/100 \times N_{\text{gás}} \times (L/\rho)_{\text{ar}} \times P_{\text{wall}} \times P_{\text{ion}} \times P_{\text{repl}} \times 100/ \text{PDP} (5 \text{ cm})$$

onde:

$L(p,t)$ = Média das leituras do eletrômetro, com tensões de +300V e -300V corrigidas para pressão e temperatura de referência.

O fator de correção para temperatura e pressão de referência é dado por:

$$\phi(p, T) = (273,2 + T) / (273,2 + 20) \times (101,3 p)$$

onde T e p são dados em °C e kPa respectivamente.

$$N_{\text{gás}} = \frac{N_x \cdot k \cdot (\overline{W/e}) \cdot \beta_{\text{wall}} \cdot A_{\text{ion}} \cdot A_{\text{wall}}}{(\overline{L/\rho})_{\text{ar}}^{\text{wall}} (\overline{\mu_{\text{er}}/\rho})_{\text{wall}}^{\text{ar}}}$$

onde:

N_x = Fator de calibração em exposição, não corrigido para recombinação iônica

Esse fator foi obtido a partir do fator de calibração N_k do sistema dosimétrico (câmara + eletrômetro), utilizado como sistema padrão no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, por meio de:

$$N_k = N_x (\overline{W/e})^{1/(1-g)}$$

$$43,95 \times 10^{-3} \text{ Gy/ue} = N_x 33,80 \text{ J/C}$$

$$N_x = 5,04 \text{ R/ue} \text{ (ue: unidade de escala)}$$

k = Carga produzida no ar, por unidade de massa, por unidade de exposição ($2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kgR}$)

$\overline{W/e}$ = Energia média gasta, por unidade de carga, no ar, em condições de umidade usual ($\sim 33,7 \text{ J/C}$)

β_{wall} = Quociente da dose absorvida pelo kerma de colisão (1,005)

A_{ion} = Eficiência de coleta de íons na câmara, que corrige a coleta incompleta de carga na câmara durante a calibração

$$A_{\text{ion}} = 4 - (Q_1 - Q_2) / 3$$

onde:

Q_1 = Carga coletada com tensão aplicada de 300 V

Q_2 = Carga coletada com tensão aplicada de 150 V

A_{wall} = Fator de correção da parede; leva em conta a atenuação e o espalhamento do feixe primário de ^{60}Co na parede e na capa de equilíbrio eletrônico da câmara de ionização

$(\bar{L}/\rho)_{\text{ar}}^{\text{wall}}$ = Razão entre os poderes de freamento da parede e do ar = 1,0

$(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{wall}}^{\text{ar}}$ = Razão entre os coeficientes de absorção de massa e energia = 1,0

L/ρ = Razão da média do poder de freamento de colisão de massa restrito do material do *phantom* com relação ao gás da câmara (1,127)

P_{wall} = Fator de correção que leva em conta a diferença entre a composição da parede da câmara e o *phantom*

$$P_{\text{wall}} = \frac{[\alpha (L/\rho) (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho) + (1 - \alpha) (L/\rho)]}{(L/\rho)}$$

onde:

α = Fração de ionização total produzida pelos elétrons que chegam à parede da câmara

$(1 - \alpha)$ = Fração de ionização total produzida por elétrons que chegam no *phantom* de dosimetria

μ_{en} / ρ = Razão do coeficiente médio de absorção de massa e energia para o *phantom* de dosimetria com relação ao da parede da câmara

P_{ion} = Fator de correção por perda de recombinação iônica aplicável à calibração no feixe do usuário

Um método adequado para se determinar P_{ion} consiste em se realizar dois conjuntos de medidas, sendo um com potencial de 300V e o outro com potencial de 150V aplicado à câmara de ionização⁽²⁾.

$$P_{ion} = Q_1 / Q_2$$

Com a relação de tensões, pode-se determinar o valor do P_{ion} por meio do protocolo⁽²⁾.

P_{repl} = Taxa de fluência de energia do fóton no centro da cavidade, quando a cavidade é preenchida com um meio e a câmara está cheia de ar. É um fator que corrige a substituição do material do "phantom" por uma câmara de ionização

PDP (5cm) = Porcentagem de dose profunda a 5cm de profundidade na água

2.9.2. Protocolo IAEA (TRS 277)

O protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) define o parâmetro N_D , dependente da câmara, muito semelhante ao parâmetro $N_{gás}^{(40)}$. N_D é definido como^(19,21) :

$$N_D = N_k (1 - g) k_{att} k_m$$

onde:

N_k = Fator de calibração em termos de kerma no ar (Gy/divisão do eletrômetro) fornecido pelo laboratório padrão

g = Fração da energia das partículas secundárias convertidas em *bremmstrahlung* (0,003 para ^{60}Co)

k_{att} = Fator de correção para a absorção e o espalhamento dos fótons primários na parede e na capa da câmara

k_m = Fator de correção para a falta de equivalência de ar da parede da câmara

O fator de calibração (N_k) pode ser relacionado com o fator de calibração de exposição (N_x), por meio da relação:

$$N_k = N_x \frac{\overline{W}}{e} \frac{1}{1-g}$$

Para a calibração do monitor na liberação do 1 cGy/UM, no *phantom* de água, a 5 cm de profundidade, para um campo de $10 \times 10\text{cm}^2$, utiliza-se o procedimento descrito a seguir.

O fator de calibração, segundo o protocolo da IAEA^(19,21) é dado por:

$$F_C = M_U \times N_D \times (S_{w, ar}) \times P_U \times P_{cel} \times 100 / PDP (5 \text{ cm})$$

onde:

M_U = Média das leituras do eletrômetro, com tensões de +300V e -300V, corrigidas para pressão e temperatura, umidade e perdas por recombinação.

$S_{w, ar}$ = Razão entre os poderes de freamento da parede da câmara e do ar

P_U = Fator de correção para a perturbação para fótons

P_{cel} = Fator de correção que leva em conta a não equivalência a ar do material do eletrodo central da câmara de ionização

PDP (5cm) = Porcentagem de dose profunda a 5cm de profundidade na água

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado no CEBROM - Centro Brasileiro de Radioterapia, Oncologia e Mastologia, em Goiânia, Goiás, que colocou à disposição os seguintes equipamentos para a realização deste trabalho:

3.1. Acelerador Linear

O acelerador linear do CEBROM, com 6 MeV de energia nominal, da Varian, modelo Clinac 600C, permite a irradiação de pacientes com feixes de fótons, além de ser isocêntrico e possibilitar a irradiação em campos fixos e rotatórios; ainda possui os quatro colimadores assimétricos. (Figura 3.1.)

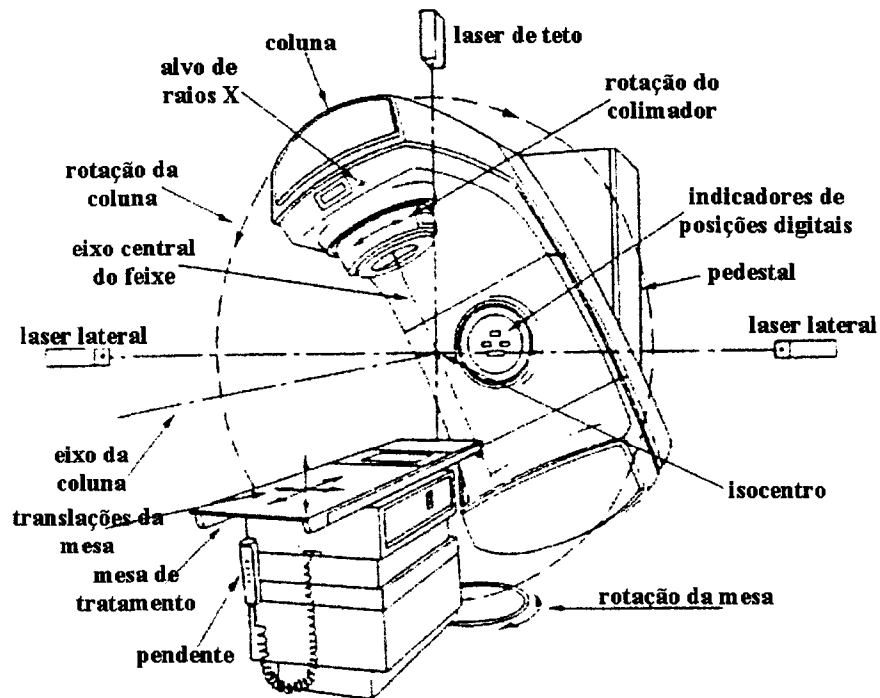


Figura 3.1. Esquema do Acelerador Linear Clinac 600C, Varian, do CEBROM, Goiânia

No sistema Clinac 600C, a energia nominal do feixe de fótons é 6 MeV, definida pela porcentagem de dose profunda (PDP) a 10cm de profundidade na água, para um campo de 10 x 10 cm² e distância fonte-superfície de 100 cm.

O aparelho trabalha com seis taxas de dose absorvida diferentes, a saber: 80, 160, 240, 320 e 400 cGy/UM (UM= unidade monitora), para uma distância fonte-superfície de 100 cm. Nos tratamentos rotatórios, o próprio aparelho ajusta a velocidade de tratamento de acordo com a dose utilizada. Este acelerador foi calibrado para trabalhar com a taxa de dose de 320 cGy/UM.

O equipamento possui duas câmaras contadoras, ou seja, um sistema duplo de dosimetria. O relógio de tratamento funciona com um sistema adicional de segurança para interrupção do feixe. O sistema de dosimetria controla a homogeneidade e a simetria do campo de tratamento.

Além disso, se por algum problema técnico a simetria variar mais que 2%, é acionado um interruptor de segurança e o feixe de radiação é cortado imediatamente.

Na Figura 3.2 pode-se observar a disposição das salas do setor de radioterapia do CEBROM.

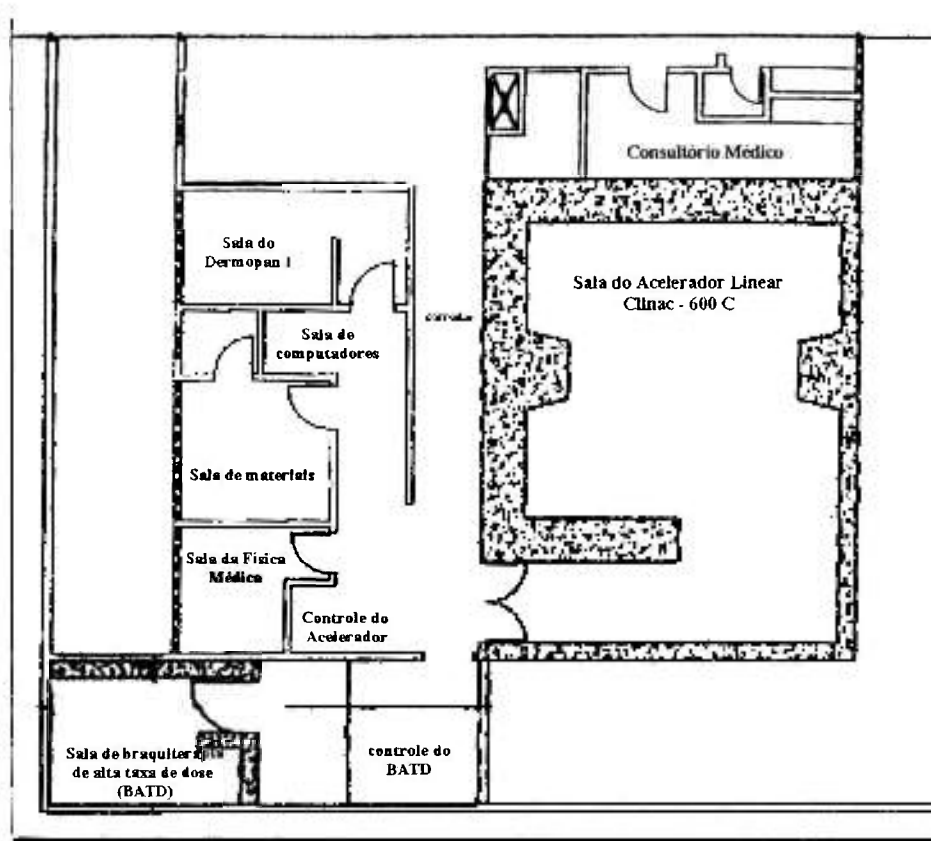


Figura 3.2. Planta baixa do setor de radioterapia do CEBROM.

3.2. Sistemas de Medida

Foi utilizado o conjunto de medida constituído por uma câmara de ionização à prova d'água, Exradin, Med Tec, modelo A12, EUA, e um eletrômetro Sun Nuclear Corporation, modelo 1010, série 1450010, EUA.

Este sistema dosimétrico (câmara e eletrômetro) apresenta certificado de calibração de 21/12/99 do IPEN-CNEN/SP.

Para as medidas de densidade óptica dos filmes radiográficos foi utilizado o densitômetro digital M.R.A., série CQ 010103, Brasil, e o filme utilizado foi o Diagnostic Film Ready-Pack X-OMAT V da Kodak.

3.3. Sistemas Auxiliares

Foram utilizados os seguintes fantasmas (*phantoms*):

- a. Fantoma de água, com dimensões de 30 x 40 x 40 cm³, com manivela manual para se realizar medidas na água em profundidade, Med Tec, modelo MT-100, EUA
- b. Fantoma de água, com dimensões de 52 x 65 x 48 cm³, e sistema automático CRS (*computerized radiation scanner*), Dosimetrika, Brasil

A sala do acelerador linear tem sistema de ar condicionado; as condições ambientais foram medidas, utilizando-se:

- a. Termômetro, Incoterm, Brasil
- b. Higrômetro, Cibracon-Satchwell, Brasil
- c. Barômetro de Torricelli (coluna de mercúrio), Incoterm, Brasil

3.4. Arranjo Experimental para Calibração do Monitor do Acelerador

O esquema do arranjo experimental de calibração do monitor do acelerador Clinac 600C está representado na Figura 3.3, utilizando-se o sistema dosimétrico e o fantoma de água.

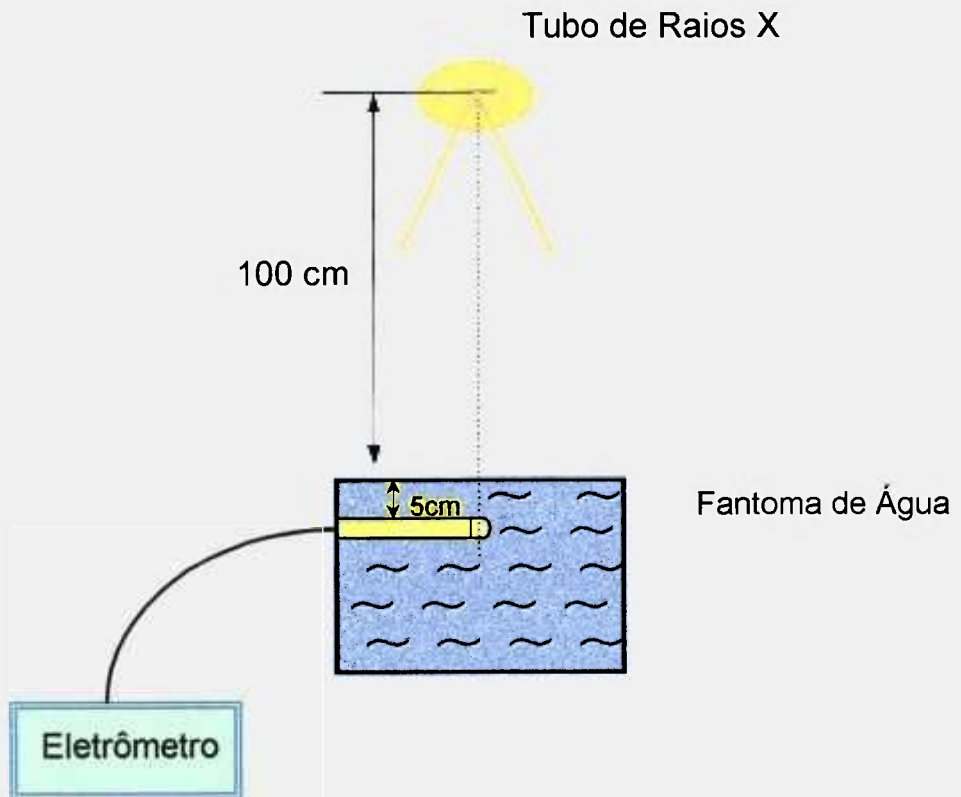


Figura 3.3. Esquema de calibração do monitor do acelerador Clinac 600C, utilizando uma câmara de ionização cilíndrica num fantoma de água

4. TESTES DE ACEITAÇÃO

Durante a instalação de um acelerador linear deve-se levar em consideração os altos graus de exatidão e precisão necessários para que o equipamento venha a ser utilizado com pacientes.

É portanto necessário comprovar-se o seu funcionamento perfeito, por meio dos testes chamados testes de aceitação. É verificado se as especificações do equipamento são concordantes com as nominais (do fabricante).

São necessários testes mecânicos, elétricos e com o feixe de radiação. Os testes iniciais incluem a verificação do funcionamento de todos os movimentos do equipamento que devem ser suaves, não podendo ter folgas ou pontos preferenciais de permanência. Deve-se verificar, também, se estão em perfeitas condições de funcionamento os botões para desligamento de emergência, sistema de áudio e vídeo de comunicação com o paciente, e o mecanismo de desligamento de feixe na porta da sala. Deve-se, também, verificar se a blindagem está adequada por meio de medidas de levantamento radiométrico⁽⁴⁰⁾.

O desempenho mecânico do equipamento deve representar apenas uma fração pequena do desalinhamento total permitido, porque há várias etapas no processo de tratamento. O paciente é tratado geralmente neste equipamento em até 70 frações. A tolerância na reprodutibilidade do posicionamento do paciente pelo técnico é de 2 mm; se a tolerância mecânica para cada parâmetro do acelerador for de 2 mm ou 2°, então a combinação do erro do técnico com a falta de exatidão do equipamento poderá levar a erros

totais excedendo a 5 mm. Esta análise simples estabelece que a tolerância mecânica total deve ser de 1-2mm ou de 1°-2° para a maioria dos movimentos dos equipamento de radioterapia⁽⁴⁴⁾.

Todos os testes de aceitação descritos a seguir foram realizados pela equipe de engenheiros do fabricante juntamente com o físico da instituição (autora deste trabalho), e o aparelho só deve ser aceito pelo físico se todos os parâmetros estiverem dentro das especificações do fabricante, normalmente dentro dos limites menores. Após o término dos testes, uma cópia dos resultados é encaminhada à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) para avaliação e liberação da máquina para uso clínico.

4.1. Variação do Isocentro Mecânico com a Rotação

Este teste deve ser feito para o colimador, a coluna e a mesa de tratamento do equipamento de radioterapia.

4.1.1. Colimador

A coluna é colocada a 0° e é instalado no aparelho o indicador mecânico do raio central (*front pointer*). Em cima da mesa coloca-se uma folha de papel milimetrado, o colimador é girado de 45 em 45° e o retículo ou o eixo central do campo deve permanecer no mesmo lugar.

Quanto à tolerância, os pontos do eixo central devem estar contidos dentro de um círculo com o diâmetro menor ou igual a 2 mm quando o colimador girar 360°⁽⁴⁰⁾.

O resultado pode ser observado na Tabela 4.1.

4.1.2. Coluna

Coloca-se o indicador mecânico do raio central no aparelho, fazendo com que sua extremidade coincida com a distância de foco-eixo de rotação (isocentro). No final da mesa é colocada outra ponteira coincidindo com a extremidade do indicador mecânico e então a coluna é girada de 360°; a ponta do indicador mecânico deve permanecer em um mesmo ponto.

Quanto à tolerância, este ponto deve se mover dentro de uma esfera com diâmetro menor ou igual a 2 mm quando a coluna girar de 360°⁽⁴⁰⁾.

O resultado pode ser observado na Tabela 4.1.

4.1.3. Mesa de Tratamento

A coluna é posicionada a 0° com o indicador mecânico do raio central instalado. Coloca-se uma folha de papel milimetrado em cima da mesa, gira-se a mesma de 90° a 270° e o eixo central não deve mudar.

Quanto à tolerância, os pontos do eixo central devem estar contidos dentro de um círculo com diâmetro menor ou igual a 2 mm quando a mesa girar de 90 a 270°⁽⁴⁰⁾.

O resultado pode ser observado na Tabela 4.1.

Tabela 4.1. Variação do isocentro mecânico do colimador, coluna e mesa

	Especificação	Medida	Resultado
Colimador	$\leq 1,0\text{mm}$	0,5mm	ótimo
Coluna	$\leq 1,0\text{mm}$	<0,5mm	ótimo
Mesa	$\leq 1,0\text{mm}$	0,5mm	ótimo

Pode-se observar que os resultados estão perfeitamente dentro das especificações; logo o isocentro mecânico do aparelho está perfeito.

4.2. Campo Luminoso e Alinhamento do Reticulo

Com uma folha de papel milimetrado, à distância do isocentro, e com a coluna a 0° , as bordas do campo luminoso produzidas pelos colimadores devem ser simétricas ao redor do eixo do colimador.

Essa simetria deve ser verificada nos ângulos principais do colimador. Esta simetria do campo luminoso deve estar dentro de 1mm ou melhor, ao redor do eixo do colimador. Depois que o colimador for rodado através de 180° , as bordas do campo luminoso devem estar na mesma posição que antes da rotação.

O retículo metálico em cruz (*cross-hair*) deve estar posicionado para projetar sua imagem no eixo de rotação do colimador. Essa posição deve ser verificada quando o colimador é rodado. A imagem do retículo não deve desviar do eixo do colimador durante a rotação por mais do que 1mm no isocentro.

Os resultados foram satisfatórios.

4.3. Rotação do Colimador e da Coluna

O teste de rotação deve ser realizado com relação ao colimador e à coluna.

4.3.1. Colimador

A importância deste teste deve-se ao fato que algumas vezes o colimador deve ser rodado para lados contrários e o campo deve ficar sempre no mesmo lugar.

Procedimento:

1. Posiciona-se a coluna a 90° e o colimador a aproximadamente 0°;
2. Coloca-se o topo da mesa no isocentro e abre-se os colimadores;
3. Coloca-se um nível na mesa de maneira que sua sombra seja projetada pelo campo luminoso;
4. Nivelá-se o nível e liga-se a lâmpada do campo. As leituras digitais e mecânicas são feitas e comparadas.

Os resultados obtidos podem ser observados na Tabela 4.2, todos dentro das especificações.

Tabela 4.2. Verificação da rotação do colimador

Ângulo (graus)	Especificação Digital (graus)	Leitura Digital (graus)	Especificação Mecânica (graus)	Leitura Mecânica (graus)
90	± 0,5	89,8	± 1,0	90
0	± 0,5	0	± 1,0	0
270	± 0,5	269,9	± 1,0	269,5

4.3.2. Coluna

A coluna é colocada a 0, 90, 180 e 270°, utilizando-se um nível, e assim pode-se observar as diferenças entre as leituras digital e mecânica.

Os resultados obtidos estão apresentados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3. Verificação da rotação da coluna

Ângulo (graus)	Especificação Digital (graus)	Leitura Digital (graus)	Especificação Mecânica (graus)	Leitura Mecânica (graus)
0	± 0,5	0	± 1,0	0
90	± 0,5	90	± 1,0	90,5
180	± 0,5	180	± 1,0	181
270	± 0,5	270,1	± 1,0	270
360	± 0,5	360	± 1,0	360,5

Os resultados se mostraram satisfatórios, dentro das especificações.

4.4. Movimentos Mecânicos da Mesa

Os movimentos mecânicos da mesa (de rotação, lateral, longitudinal e vertical) devem ser verificados.

4.4.1. Movimento de Rotação da Mesa

Procedimento:

1. Coloca-se o colimador a 0°. Verifica-se a calibração da escala de rotação, acendendo-se a luz de campo e alinhando-se a borda frontal da mesa, paralelamente com a borda do campo luminoso. A escala digital deve mostrar o valor correto dentro de 0,5° e o indicador mecânico dentro de 1,0°;
2. Deve-se verificar os valores para 90, 0 e 270°.

Os valores obtidos são apresentados na Tabela 4.4. Pode-se observar que em todos os casos foram obtidos resultados dentro das especificações.

Tabela 4.4. Movimentos de rotação da mesa

Ângulo (graus)	Especificação Digital (graus)	Leitura Digital (graus)	Especificação Mecânica (graus)	Leitura Mecânica (graus)
90	±0,5	90	±1,0	90
0	±0,5	0	±1,0	0
270	±0,5	270	±1,0	270

4.4.2. Movimento Lateral da Mesa

Procedimento:

1. Coloca-se a mesa centrada lateralmente e anota-se o valor dado pelo computador;

2. Move-se a mesa 23 cm tanto para a direita como para a esquerda da posição central e anota-se os valores dados pelo computador;
3. Esses valores devem estar dentro de $\pm 2,0$ mm dos valores especificados.

Os valores obtidos são apresentados na Tabela 4.5; os resultados estão dentro das especificações.

Tabela 4.5. Movimentos laterais da mesa

Posição Lateral (cm)	Especificação Digital (mm)	Leitura Digital (cm)
977	$\pm 2,0$	977,0
0	$\pm 2,0$	0
23	$\pm 2,0$	22,9

4.4.3. Movimento Longitudinal da Mesa

Procedimento:

1. Posiciona-se a coluna a 0° ;
2. Coloca-se a mesa na altura do isocentro;
3. Instala-se uma fita métrica com o auxílio de uma barra transversal, que possui uma abertura central; esta deve estar com o valor de 140 cm no centro da abertura, com o "zero" da fita voltado para a coluna;

4. Com o auxílio do retículo, deve-se fazer as leituras, deslocando-se o tampo da mesa para a posição de 60 cm; a leitura digital deverá estar dentro de $60 \text{ cm} \pm 2,0 \text{ mm}$, repetindo-se o procedimento para 120 e 150 cm.

Os valores obtidos são apresentados na Tabela 4.6 estando os resultados satisfatórios.

Tabela 4.6. Movimentos longitudinais da mesa

Posição Longitudinal (cm)	Especificação Digital (mm)	Leitura Digital (cm)
120	$\pm 2,0$	120,0
0	$\pm 2,0$	0
150	$\pm 2,0$	150,0

4.4.4. Movimento Vertical da Mesa

Procedimento:

1. Coloca-se a coluna a 0° ;
2. Coloca-se a mesa na altura do isocentro usando-se o indicador mecânico do raio central como referência;
3. Grava-se os valores digitais;
4. Coloca-se uma régua sobre o tampo da mesa; com o auxílio de uma fita métrica, mede-se da base de rotação da mesa até a régua do tampo da mesa (altura do tampo da mesa em relação à base);
5. Gira-se a coluna para 0 ou 270° ;

6. Adiciona-se 35 cm ao valor de referência e sobe-se a mesa para este valor. O valor digital deverá marcar 965 cm \pm 2,0 mm;
7. Subtrai-se 60 cm do valor de referência e desce-se a mesa para este valor. O valor digital deverá marcar 60 cm \pm 2,0 mm.

Os valores obtidos são apresentados na Tabela 4.7, estando os resultados dentro das especificações.

Tabela 4.7. Movimentos verticais da mesa

Posição Vertical (cm)	Especificação Digital (mm)	Leitura Digital (cm)
965	$\pm 2,0$	965,0
0	$\pm 2,0$	0
60	$\pm 2,0$	60,1

4.5. Teste de Isocentro de Radiação

Este teste é realizado para se verificar se o isocentro da radiação coincide com o isocentro mecânico, para a rotação da coluna, do colimador e da mesa.

4.5.1. Rotação da Coluna

Coloca-se primeiramente a coluna do equipamento a 0°.

Um chassi com um filme é colocado perpendicularmente ao eixo central do feixe. Utilizando-se o sistema de lasers, coloca-se o isocentro na

região central do filme. Fecha-se a quase zero ($\pm 0,2$ mm) o colimador que fica perpendicular ao filme e abre-se totalmente o que fica paralelo (± 40 cm).

São efetuadas as exposições do filme, variando-se o ângulo da coluna de 30 em 30°; e deve-se obter como imagem no filme vários segmentos de reta, que se cruzam em um único ponto, que é chamado isocentro de rotação da coluna.

Esses segmentos de reta devem mover-se dentro de um círculo com diâmetro menor ou igual a 2 mm quando a coluna girar 360°⁽⁴⁰⁾.

Na Figura 4.1 pode-se verificar o resultado satisfatório obtido.

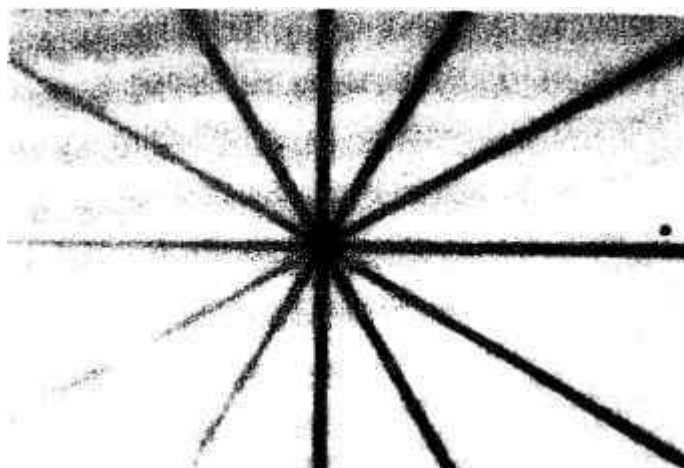


Figura 4.1. Filme mostrando o isocentro radioativo da coluna.

4.5.2. Rotação do Colimador

Coloca-se primeiramente a coluna do equipamento a 0°.

Um chassi com um filme é colocado perpendicularmente ao eixo central do feixe. Utilizando-se o sistema de lasers, coloca-se o isocentro na região central do filme. Fecha-se a quase zero ($\pm 0,2$ mm) um dos

colimadores e abre-se totalmente o outro (± 40 cm). Faz-se exposições girando o colimador de 30 em 30° e deve-se obter como imagem segmentos de reta que se interceptam num mesmo ponto.

Deve-se repetir o procedimento abrindo-se o colimador que foi fechado e fechando-se o que foi aberto.

Esses segmentos de reta devem mover-se dentro de um círculo com diâmetro menor ou igual a 2 mm quando o colimador girar 360°⁽⁴⁰⁾.

A Figura 4.2 apresenta o resultado satisfatório obtido.

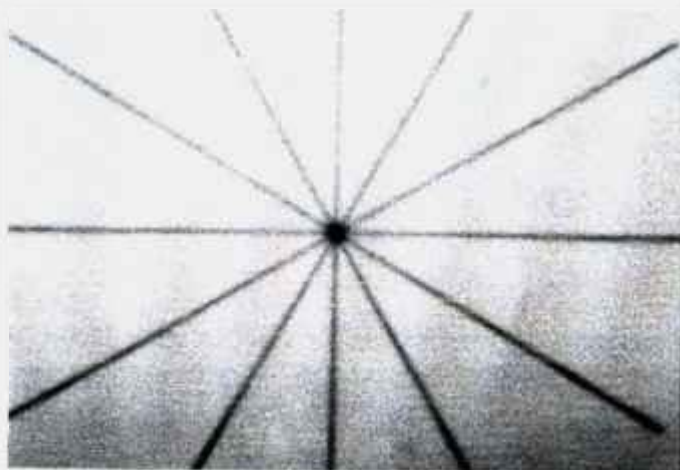


Figura 4.2. Filme mostrando o isocentro radioativo do colimador

4.5.3. Rotação da Mesa

Coloca-se primeiramente a coluna do equipamento a 0°.

Um chassi com um filme é colocado perpendicularmente ao eixo central do feixe. Com a ajuda do sistema de lasers, coloca-se o isocentro na região central do filme. Fecha-se a quase zero ($\pm 0,2$ mm) um dos colimadores e abre-se totalmente o outro (± 40 cm). Faz-se exposições

girando a mesa de 30 em 30° e deve-se obter como imagem segmentos de reta que se interceptam num mesmo ponto.

Deve-se repetir o procedimento abrindo-se o colimador que foi fechado e fechando-se o que foi aberto.

Esses segmentos de reta devem mover-se dentro de um círculo com diâmetro menor ou igual a 2 mm quando a mesa girar de 90 a 270°⁽⁴⁰⁾.

O resultado obtido, satisfatório, pode ser observado na Figura 4.3.

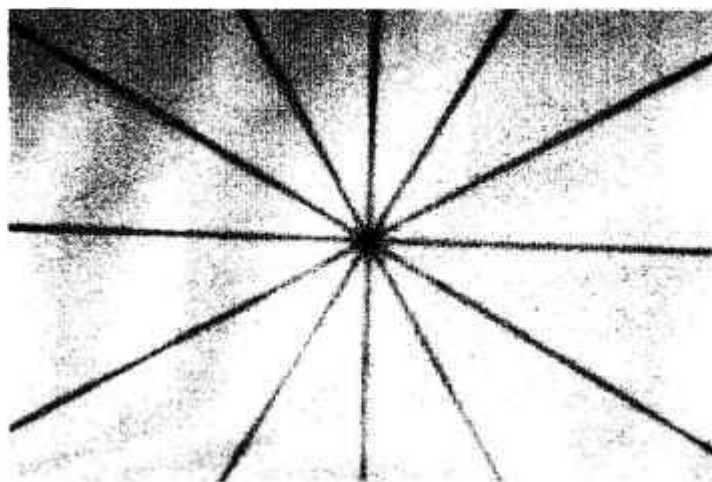


Figura 4.3. Filme mostrando isocentro radioativo da mesa

4.6. Coincidência de Campo Luminoso x Campo Radioativo

Com a folha de papel milimetrado à distância do isocentro e com a coluna a 0°, as bordas do campo luminoso produzidas pelos colimadores devem ser simétricas ao redor do eixo do colimador. Essa simetria deve ser verificada nos principais ângulos do colimador. Esta simetria do campo luminoso deve estar dentro de 1 mm, ou melhor, ao redor do eixo do colimador. Depois que o colimador é rodado através de 180°, as bordas do campo luminoso devem estar na mesma posição que antes da rotação.

Nesse ponto a congruência do campo luminoso e de radiação pode ser verificada colocando-se um filme perpendicular ao eixo do colimador à distância do isocentro. A projeção do campo luminoso pode ser demarcada no filme colocando-se objetos rádio-opacos no campo luminoso, com suas bordas externas alinhadas com a borda do campo luminoso, ou marcando com uma caneta de ponta fina as bordas do campo. Coloca-se uma placa de acrílico por cima do filme para se ter o equilíbrio eletrônico necessário e o filme é então irradiado. As bordas do campo luminoso devem corresponder ao nível de dose de 50% dentro de 2 mm⁽⁴⁰⁾.

Na Figura 4.4 é mostrado o resultado obtido.

O teste de coincidência de campo luminoso com o radioativo é muito importante para que se possa ter a certeza de que o campo luminoso, que se vê na pele do paciente, é realmente o que está sendo irradiado.

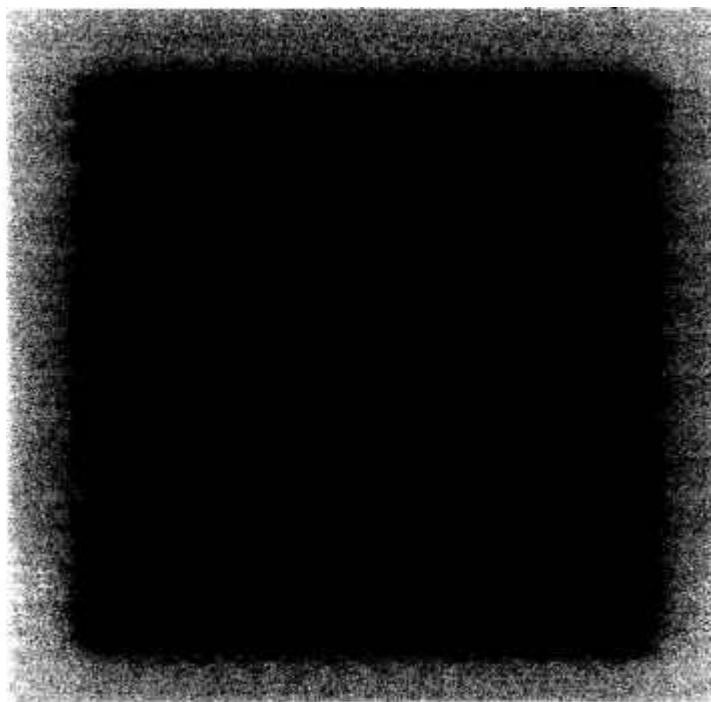


Figura 4.4. Filme mostrando a coincidência de campo luminoso x campo radioativo.

4.7. Verificação da Espessura de Equilíbrio Eletrônico e da Energia

Para este teste as medidas foram realizadas com a câmara de ionização, em várias profundidades na água para a determinação da espessura em que ocorre a dose máxima, que é a espessura de equilíbrio eletrônico (*build-up*). No caso deste acelerador de 6 MeV essa espessura é de 1,5 cm.

A energia do feixe de radiação do acelerador é determinada pela razão da medida na água em 20 cm de profundidade, pela medida a 10 cm, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. A especificação do fabricante é que esse valor da razão das medidas deva ficar em torno de $(67,0 \pm 2)\%$. Este valor deve ser de 67,5%, para a energia de 6 MeV⁽¹⁾, o valor obtido nas medidas feitas na aceitação foi de 66,5% evidenciando uma variação de 1,5%, abaixo do limite de 2%, que é o recomendado.

Na Figura 4.5 tem-se a curva de medida de dose profunda onde se pode observar a profundidade de dose máxima de 1,41 cm e, com o aumento da profundidade, a dose começa a cair.

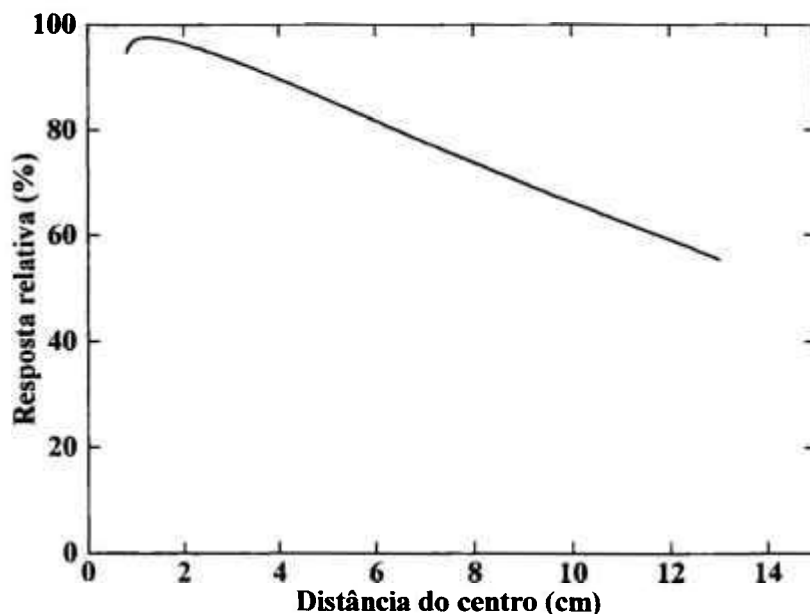


Figura 4.5. Dose profunda para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à distância fonte-superfície de 100 cm.

4.8. Uniformidade e Simetria do Campo

A uniformidade (planura, *flatness*) e a simetria de um campo de radiação são importantes no tratamento de um paciente para se ter certeza de que, durante o tratamento, todas as partes do campo do paciente estejam recebendo a mesma dose, ou seja, que a irradiação seja uniforme.

As medidas foram realizadas com a câmara de ionização posicionada a 10 cm na água do fantoma, para dois campos de radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, transversal e longitudinal, à distância fonte-superfície de 100 cm.

As Figuras 4.6 e 4.7 mostram os resultados obtidos no caso de campo de radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e as Figuras 4.8 e 4.9, de $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

A variação da intensidade mínima para a intensidade máxima dentro de 80% das dimensões do campo não deve ser maior que 6%⁽⁴⁰⁾. A uniformidade do campo de radiação apresentou-se de 4,1, 4,3, 3,0 e 2,8% para respectivamente as Figuras 4.6, 4.7, 4.8 e 4.9, verificando-se portanto que todos os resultados foram satisfatórios.

Quanto à simetria, as medidas em pontos simétricos ao eixo central não devem diferir em mais que 2%, o que também não ocorreu em nenhum dos casos. Foram obtidos apenas 0,6, 0,4, 0,6, e 0,6% para respectivamente as Figuras 4.6, 4.7, 4.8 e 4.9.

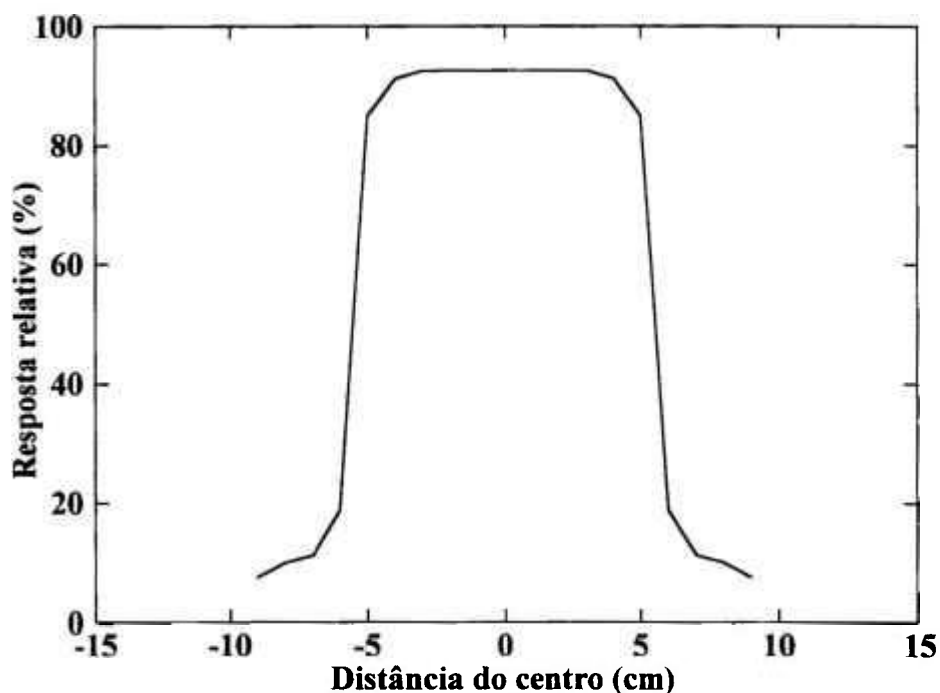


Figura 4.6. Testes de uniformidade e simetria a 10 cm de profundidade na água para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, transversal, à distância fonte-superfície de 100 cm.

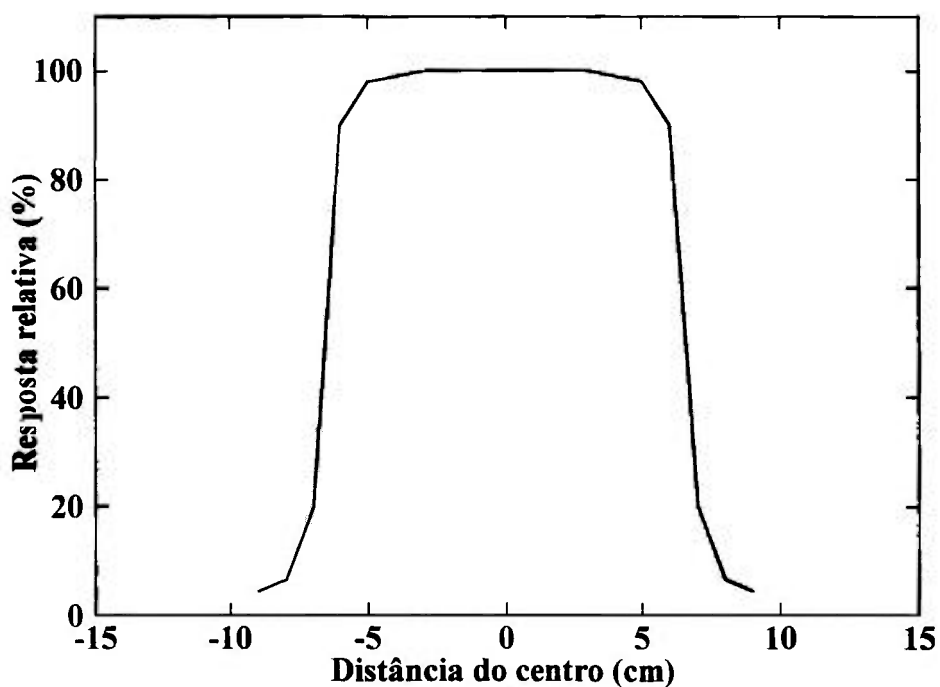


Figura 4.7. Testes de uniformidade e simetria a 10 cm de profundidade na água para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, longitudinal, à distância fonte-superfície de 100 cm.

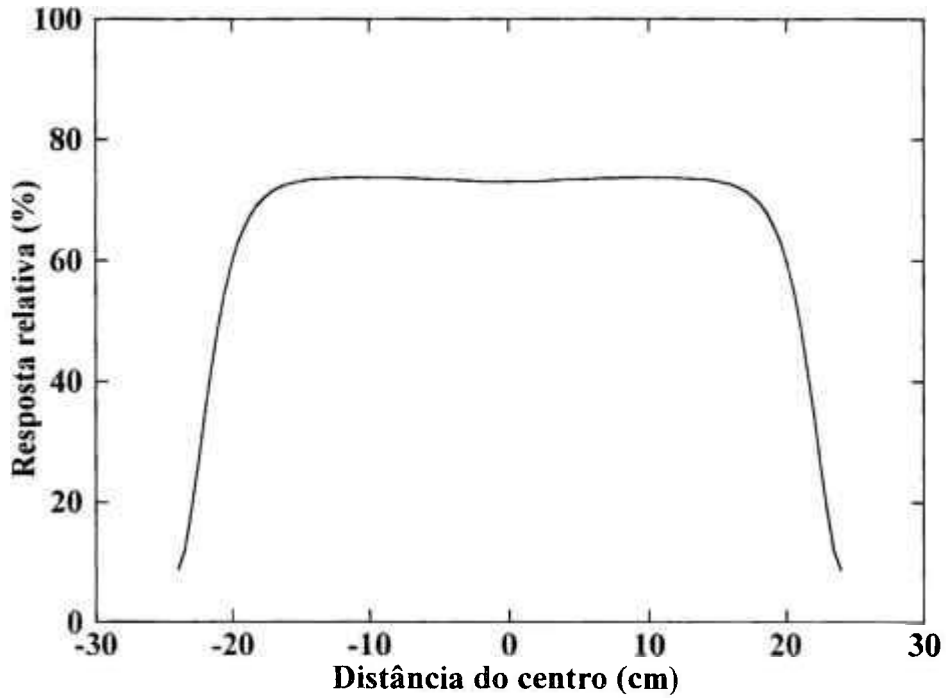


Figura 4.8. Testes de uniformidade e simetria a 10 cm de profundidade na água para o campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, transversal, à distância fonte-superfície de 100 cm.

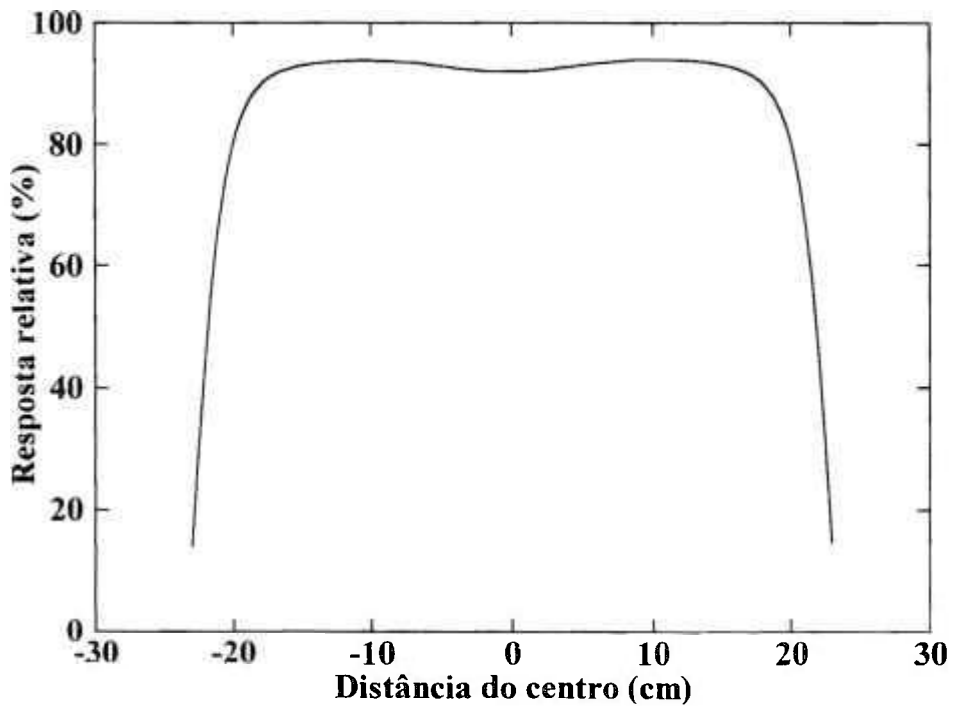


Figura 4.9. Teste de uniformidade e simetria a 10 cm de profundidade na água para o campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$, longitudinal, à distância fonte-superfície de 100 cm .

Terminados os testes de aceitação, iniciou-se a dosimetria total do equipamento, para a obtenção dos dados para os cálculos de doses em pacientes, que são os chamados testes de comissionamento.

5. DOSIMETRIA DO SISTEMA

A dosimetria é sem dúvida o fator primordial na aceitação de um acelerador linear, porque é com base nestes dados que a dose dada ao paciente será calculada, daí a importância de se ter dados confiáveis.

Para a realização da dosimetria deste acelerador foi utilizado o protocolo americano AAPM Task Group 21⁽²⁾.

5.1. Calibração do Monitor para liberar 1 cGy/UM, no fantoma de Água a 1,5 cm de Profundidade para o Campo de 10 x 10 cm²

O fator de calibração do monitor foi determinado utilizando-se os dois protocolos de dosimetria AAPM (TG21)⁽²⁾ e IAEA (TRS 277)^(19,21), obtendo-se os resultados apresentados na Tabela 5.1. O desvio padrão percentual máximo das medidas foi de 0,4%.

Tabela 5.1. Fator de calibração do monitor, acelerador Clinac 600C

Protocolo	Fator de Calibração (cGy/UM)
AAPM (TG 21)	0,998 ± 0,005
IAEA (TRS 277)	0,997 ± 0,005

UM: unidade do monitor

Como a diferença entre os resultados obtidos utilizando-se os dois protocolos está dentro da incerteza associada, optou-se pela utilização do protocolo AAPM (TG 21) neste trabalho, por ser mais fundamentado que o protocolo da IAEA.

5.2. Determinação da Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

Uma maneira de caracterizar a distribuição de dose no eixo central é normalizar a dose em uma profundidade com relação à dose em uma profundidade de referência d_0 . A porcentagem de dose profunda (PDP) pode ser definida como o quociente da dose absorvida, D , em qualquer profundidade d , com relação à dose absorvida, D_0 , em uma profundidade de referência fixa d_0 ⁽³³⁾ :

$$PDP = (D_d / D_{d_0}) \times 100$$

A PDP depende de profundidade, do tamanho de campo, da distância fonte-superfície e da energia do feixe.

As medidas neste acelerador foram feitas inicialmente utilizando-se o fantoma de água de 30 x 40 x 40 cm³ com manivela, para facilitar as medidas em várias profundidades e para vários tamanhos de campos.

Foram feitas medidas utilizando-se a câmara de ionização, para cada tamanho de campo e para cada profundidade, obtendo-se os dados das Tabelas 5.2 e 5.3. O desvio padrão máximo das medidas foi de 0,5%.

Os valores das Tabelas 5.2 e 5.3 estão apresentados em porcentagem (%). Sabe-se que a 1,5 cm, que é a espessura de equilíbrio eletrônico, a dose é de 100% e, à medida que a profundidade vai aumentando, essa porcentagem vai diminuindo.

Nas Tabelas 5.4 e 5.5 estão apresentados os resultados obtidos, utilizando-se o fantoma de água de 52 x 65 x 48 cm³, automático. O desvio padrão máximo das medidas foi de 0,5%.

Tabela 5.2. Medidas da porcentagem de dose profunda, PDP, na água com câmara de ionização e fantoma manual.

Profundidade (cm)	Campo de radiação (cm²)					
	4 x 4	6 x 6	8 x 8	10 x 10	12 x 12	15 x 15
1,0	98,1	98,0	98,4	98,5	98,8	98,9
1,5	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
2,0	99,0	99,3	99,2	99,2	98,9	98,9
3,0	94,3	94,9	95,0	95,1	95,0	95,1
5,0	84,5	85,6	86,3	86,8	86,9	87,3
7,0	75,1	76,7	77,7	78,6	78,9	79,6
9,0	66,6	68,4	69,7	70,9	71,4	72,4
10,0	62,7	64,5	66,0	67,2	67,9	68,9
11,0	59,0	60,9	62,4	63,7	64,4	65,6
13,0	52,2	54,1	55,6	57,1	57,9	59,3
15,0	46,2	48,0	49,6	51,1	52,1	53,5
17,0	40,9	42,6	44,2	45,7	46,7	48,1
19,0	36,3	37,9	39,4	40,9	41,9	43,3
20,0	34,2	35,7	37,2	38,7	39,6	41,1

Tabela 5.3. Medidas da porcentagem de dose profunda, PDP, na água com câmara de ionização fantoma manual.

Profundidade (cm)	Campo de radiação (cm²)					
	17 x 17	20 x 20	24 x 24	26 x 26	28 x 28	30 x 30
1,0	99,0	99,7	99,8	99,8	98,9	99,9
1,5	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
2,0	98,9	98,7	98,6	98,6	98,7	98,6
3,0	95,2	95,1	95,0	95,1	95,2	95,2
5,0	87,5	87,5	87,8	87,8	88,0	88,1
7,0	80,1	80,2	80,7	80,8	81,0	81,1
9,0	72,9	73,3	73,8	73,9	74,2	74,3
10,0	69,5	69,9	70,6	70,6	71,0	71,1
11,0	66,3	66,7	67,4	67,5	67,9	68,0
13,0	60,0	60,5	61,4	61,5	61,9	62,0
15,0	54,2	54,9	55,8	55,9	56,4	56,5
17,0	49,0	49,7	50,6	50,8	51,3	51,4
19,0	44,2	44,9	45,9	46,0	46,5	46,7
20,0	41,9	42,7	43,7	43,8	44,3	44,4

Quando são comparados os dados obtidos com os da literatura⁽¹⁾, pode-se observar que os dados estão concordantes, sendo que as diferenças variam de 0,1 a 2,2%.

Tabela 5.4. Medidas da porcentagem de dose profunda, PDP, na água com câmara de ionização e fantoma automático

Profundidade (cm)	Campo de radiação (cm²)					
	0 x 0	3 x 3	5 x 5	6 x 6	7 x 7	8 x 8
0,0	45,4	47,9	49,3	50,0	50,8	51,5
0,5	68,9	71,6	72,6	73,0	73,5	73,9
1,0	84,5	85,8	86,3	86,5	86,7	87,0
1,5	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
2,0	96,6	97,8	98,6	98,7	98,7	98,7
3,0	90,2	92,2	94,1	94,4	94,7	94,9
5,0	78,7	82,5	85,2	85,7	86,0	86,2
6,0	73,6	77,5	80,6	81,3	81,7	82,0
8,0	64,3	68,0	71,7	72,7	73,3	73,8
9,0	60,1	63,7	67,5	68,6	69,3	69,9
10,0	56,2	59,5	63,5	64,8	65,5	66,2
11,0	52,5	55,7	60,0	61,2	62,0	62,7
12,0	49,1	52,3	56,5	57,8	58,6	59,3
15,0	40,3	43,0	47,0	48,3	49,2	50,0
16,0	37,7	40,3	44,3	45,6	46,4	47,2
17,0	35,3	37,8	41,8	42,9	43,8	44,7
20,0	29,0	31,5	35,0	36,2	37,1	37,9
22,0	25,4	27,9	31,1	32,1	32,9	33,7
25,0	20,9	23,0	25,9	26,9	27,7	28,5
27,0	18,4	20,4	22,9	23,9	24,7	25,4
30,0	15,1	17,0	19,4	20,1	20,8	21,5

Tabela 5.5: Medidas de porcentagem de dose profunda (PDP), na água, com câmara de ionização e fantoma automático

Profundidade (cm)	Campo de radiação (cm²)					
	10 x 10	12 x 12	15 x 15	20 x 20	25 x 25	30 x 30
0,0	53,1	54,6	56,9	60,6	64,4	67,9
0,5	74,8	75,7	76,9	78,8	80,8	82,7
1,0	87,4	87,9	88,5	89,4	90,4	91,4
1,5	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
2,0	98,7	98,8	98,9	98,8	98,9	98,9
3,0	95,2	95,3	95,4	95,5	95,6	95,7
5,0	86,7	87,2	87,6	88,1	88,5	88,8
6,0	82,8	83,3	83,9	84,6	85,1	85,7
8,0	74,8	75,6	76,5	77,4	78,4	79,1
9,0	71,2	72,1	73,0	74,0	75,2	76,0
10,0	67,6	68,6	69,5	70,8	71,9	72,8
11,0	64,2	65,3	66,3	67,6	68,9	69,9
12,0	60,8	62,0	63,1	64,7	65,9	67,1
15,0	51,6	52,9	54,3	56,0	57,7	59,0
16,0	48,9	50,2	51,6	53,3	55,0	56,2
17,0	46,2	47,6	48,9	50,8	52,3	53,7
20,0	39,3	40,7	42,0	43,7	45,5	46,8
25,0	29,7	30,9	32,2	33,9	35,6	37,0
27,0	26,6	27,7	29,0	30,7	32,3	33,5
30,0	22,6	23,7	24,9	26,3	27,7	28,8

Quando são comparados os dados obtidos para este acelerador neste caso e os dados da literatura⁽¹⁾, nota-se que os valores obtidos estão concordantes, sendo que as diferenças encontradas variaram de 0,1 a 1,1%.

Quando se compara a dosimetria feita com o fantoma manual e com o automático, pode-se observar que as diferenças variam de 0,1 a 5,5%. Esta diferença de 5,5% ocorreu só caso do campo de 30 x 30 cm² (profundidade de 20 cm); isso deve-se provavelmente à largura do fantoma manual, que é de 30 cm. Também os dados obtidos com o fantoma manual para a profundidade de 1,0 cm não são coerentes, devido ao fato da câmara de medida ser muito grande para medida à baixa profundidade.

5.3. Determinação da Relação de Tecido Máximo

A relação de tecido máximo (TMR), segundo definição de Holt et al.⁽¹⁶⁾, é a taxa de dose num meio, num ponto P, com relação à dose de ionização máxima.

A definição do TMR é relacionada ao processo de calibração recomendado para feixes de raios X com energias mais altas que 3 MeV, pelo qual todas as medidas são feitas em um fantoma à profundidade igual ou maior do que a profundidade de dose máxima⁽¹⁶⁾.

$$\text{TMR} = D_d / D_m$$

onde: D_d = dose em uma determinada profundidade

D_m = dose na profundidade máxima (1,5 cm)

As medidas foram feitas com o fantoma de 30 x 40 x 40 cm³, em várias profundidades, para tamanhos de campo desde 0 x 0 até 30 x 30 cm². A câmara foi posicionada sempre a 100 cm do foco da radiação.

Os resultados obtidos podem ser observados nas Tabelas 5.6 e 5.7 com o uso do fantoma manual e nas Tabelas 5.8 e 5.9 com o uso do fantoma automático. O desvio padrão máximo das medidas foi de 0,5%.

Tabela 5.6. Valores determinados para a relação de tecido máximo com câmara de ionização, utilizando o fantoma manual.

Profundidade (cm)	Campo de radiação (cm ²)							
	4 x 4	5 x 5	6 x 6	7 x 7	8 x 8	9 x 9	10 x 10	11 x 11
1,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2,0	0,996	0,999	0,999	0,999	0,998	0,999	0,998	0,999
3,0	0,965	0,971	0,974	0,974	0,975	0,976	0,977	0,978
3,5	0,948	0,955	0,959	0,960	0,961	0,963	0,964	0,966
4,0	0,931	0,939	0,943	0,945	0,946	0,950	0,952	0,953
8,0	0,788	0,802	0,813	0,819	0,826	0,834	0,839	0,843
10,0	0,722	0,735	0,749	0,757	0,765	0,773	0,781	0,787
12,0	0,659	0,673	0,661	0,699	0,705	0,715	0,723	0,726
15,0	0,575	0,589	0,602	0,612	0,623	0,633	0,646	0,650
20,0	0,458	0,470	0,483	0,492	0,503	0,513	0,525	0,530

Tabela 5.7. Valores determinados para a relação de tecido máximo com câmara de ionização, utilizando o fantoma manual.

Profundidade (cm)	Campo de radiação (cm ²)				
	12 x 12	15 x 15	20 x 20	25 x 25	30 x 30
1,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2,0	0,999	0,999	0,997	0,997	0,997
3,0	0,977	0,978	0,979	0,979	0,980
3,5	0,966	0,968	0,969	0,970	0,971
4,0	0,956	0,958	0,959	0,961	0,963
8,0	0,848	0,857	0,868	0,874	0,878
10,0	0,792	0,805	0,819	0,827	0,834
12,0	0,737	0,754	0,771	0,781	0,790
15,0	0,657	0,677	0,699	0,712	0,723

Quando os dados obtidos são comparados com os da literatura⁽¹⁾, as diferenças variam de 0,1% a 3,5%, os quais dão um indicativo de que estes dados são satisfatórios.

Tabela 5.8. Valores determinados para a relação de tecido máximo, com câmara de ionização, utilizando o fantoma automático

Profundidade (cm)	Campo de radiação (cm²)							
	0 x 0	5 x 5	6 x 6	7 x 7	8 x 8	9 x 9	10 x 10	11 x 11
0,5	0,711	0,729	0,733	0,737	0,740	0,744	0,748	0,752
1,0	0,975	0,979	0,980	0,980	0,980	0,980	0,980	0,981
1,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2,0	0,976	0,996	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,998
3,0	0,929	0,968	0,972	0,975	0,977	0,979	0,980	0,981
4,0	0,884	0,940	0,945	0,948	0,951	0,954	0,956	0,958
5,0	0,842	0,911	0,916	0,919	0,921	0,924	0,927	0,930
6,0	0,801	0,877	0,884	0,889	0,893	0,897	0,901	0,904
7,0	0,763	0,842	0,851	0,857	0,862	0,867	0,872	0,876
8,0	0,726	0,808	0,818	0,825	0,832	0,838	0,843	0,848
9,0	0,691	0,774	0,785	0,793	0,801	0,808	0,815	0,821
10,0	0,658	0,739	0,753	0,763	0,772	0,779	0,786	0,793
12,0	0,596	0,679	0,694	0,704	0,714	0,723	0,731	0,739
15,0	0,514	0,592	0,607	0,619	0,630	0,640	0,649	0,658
17,0	0,466	0,542	0,557	0,569	0,580	0,590	0,599	0,608
20,0	0,402	0,476	0,489	0,502	0,514	0,524	0,533	0,541
22,0	0,364	0,436	0,448	0,459	0,470	0,480	0,489	0,497

Tabela 5.9. Valores medidos da relação de tecido máximo, com câmara de ionização, utilizando o fantoma automático

Profundidade (cm)	Campo de radiação (cm ²)					
	12x12	15x15	18x18	20x20	25x25	30x30
0,5	0,756	0,767	0,778	0,786	0,806	0,825
1,0	0,981	0,982	0,983	0,984	0,987	0,990
1,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2,0	0,998	0,998	0,998	0,998	0,999	0,999
3,0	0,981	0,982	0,983	0,984	0,985	0,985
4,0	0,960	0,963	0,965	0,966	0,968	0,970
5,0	0,932	0,936	0,940	0,942	0,946	0,949
6,0	0,907	0,913	0,918	0,921	0,927	0,932
7,0	0,880	0,889	0,894	0,898	0,906	0,914
8,0	0,852	0,862	0,869	0,873	0,883	0,892
9,0	0,826	0,838	0,845	0,850	0,862	0,872
10,0	0,799	0,811	0,820	0,826	0,839	0,849
12,0	0,746	0,761	0,772	0,779	0,795	0,808
15,0	0,666	0,685	0,698	0,707	0,726	0,744
17,0	0,616	0,637	0,651	0,660	0,680	0,697
20,0	0,549	0,572	0,586	0,595	0,615	0,636
22,0	0,505	0,530	0,543	0,552	0,574	0,593

Quando os dados obtidos são comparados com os da literatura⁽¹⁾, as diferenças variam de 0,1% a 1,5%, os quais dão um indicativo de que estes dados são satisfatórios.

Quando são comparados os resultados obtidos da dosimetria realizada com o fantoma manual e com o automático, observa-se que as diferenças variam entre 0,1 e 1,8%; no maior caso a diferença foi de 2,9%, indicando que os dados obtidos nos dois procedimentos de dosimetria são equivalentes.

5.4. Determinação dos Fatores de Abertura de Colimador e de Retro-dispersão

5.4.1. Fatores de Abertura de Colimadores

Segundo Khan et al.⁽³⁴⁾, o fator de abertura de colimador (FAC) pode ser definido como a taxa de dose primária efetiva para um dado tamanho de campo de colimador normalizado para um campo de 10 x 10 cm².

Para a determinação do FAC, as medidas foram realizadas no ar, utilizando-se a câmara de ionização com capa de equilíbrio eletrônico espessa o suficiente (nesse caso 1,5 cm), para se ter a dose máxima.

Na Tabela 5.10 são apresentados os resultados obtidos. O desvio padrão máximo foi de 0,5%. Pode-se observar que o FAC apresenta dependência com o tamanho do campo de radiação.

5.4.2. Fatores de Retro-dispersão

O fator de retro-dispersão (BSF) pode ser definido como a relação entre a dose para um dado campo em um fantoma na profundidade de referência e a dose no mesmo ponto e profundidade para o campo de referência, com a mesma abertura de colimador⁽³⁴⁾. O BSF indica como a dose de radiação é aumentada pela radiação retroespalhada do fantoma.

Segundo Khan et al.⁽³⁴⁾, a medida direta do BSF de acordo com a definição é difícil. Entretanto, o BSF pode ser determinado:

$$S_{c,p} = FAC \times BSF \quad \text{e portanto} \quad BSF = S_{c,p} / FAC,$$

onde $S_{c,p}$ é o fator de espalhamento total.

O $S_{c,p}$ é medido da seguinte forma: a câmara é colocada a 1,5 cm de profundidade à distância de 100 cm da fonte na superfície da água, e são feitas medidas de $S_{c,p}$ e FAC com a câmara de ionização para todos os tamanhos de campo. O desvio padrão das medidas não ultrapassou 0,5%.

Na Tabela 5.10 são apresentados os resultados obtidos para campos de radiação de dimensões diferentes. O BSF apresenta também dependência com o tamanho do campo de radiação.

Tabela 5.10. Fatores de abertura de colimador (FAC) e de retro-dispersão (BSF).

Campo (cm²)	FAC	BSF
4 x 4	0,951	0,947
5 x 5	0,964	0,981
6 x 6	0,976	0,987
7 x 7	0,984	0,991
8 x 8	0,990	0,994
9 x 9	0,995	0,997
10 x 10	1,000	1,000
11 x 11	1,002	1,003
12 x 12	1,006	1,005
13 x 13	1,008	1,007
14 x 14	1,011	1,010
15 x 15	1,013	1,011
16 x 16	1,014	1,014
17 x 17	1,016	1,016
18 x 18	1,018	1,018
19 x 19	1,019	1,020
20 x 20	1,021	1,021
22 x 22	1,023	1,024
24 x 24	1,026	1,027
25 x 25	1,028	1,027
27 x 27	1,030	1,030
30 x 30	1,031	1,035

5.5. Medida do Fator de *OFF-AXIS*

Filtros achatadores (*flattening filters*) são utilizados nos feixes dos aceleradores lineares para aplainar as curvas de isodose por meio de um campo numa profundidade específica. Entretanto, frequentemente isto faz com que a dose seja maior fora do raio central, particularmente em pequenas profundidades. Essa falta de uniformidade de dose precisa ser levada em consideração no cálculo de dose fora do eixo central⁽⁹⁾, que é conhecido como fator de *off-axis*.

$$OFF-AXIS = \frac{\% \text{ de dose no ponto fora do eixo}}{\% \text{ de dose no raio central}}$$

As medidas foram feitas no ar com a câmara de ionização dedal com capa de equilíbrio eletrônico, utilizando um campo de 40 x 40 cm². O desvio padrão não excedeu 0,5%.

Na Tabela 5.11 são apresentados os resultados.

Os resultados de *off-axis* para aceleradores nessa faixa de energia estão na faixa de 5%, mostrando que os resultados obtidos estão dentro do esperado.

Tabela 5.11. Fatores de *off-axis*, medidas realizadas no ar com a câmara de ionização com capa de equilíbrio eletrônico (1,5 cm). X e Y representam direções transversal e longitudinal respectivamente.

Distância do Centro (cm)	X		Y	
	Direita	Esquerda	Direita	Esquerda
0	1,000	1,000	1,000	1,000
1,0	1,002	1,002	0,998	1,006
2,0	1,006	1,009	1,001	1,012
3,0	1,014	1,017	1,007	1,019
4,0	1,020	1,024	1,015	1,024
5,0	1,025	1,030	1,021	1,028
6,0	1,028	1,033	1,026	1,032
7,0	1,030	1,036	1,030	1,033
8,0	1,032	1,038	1,033	1,034
9,0	1,032	1,038	1,034	1,034
10,0	1,035	1,040	1,035	1,036
11,0	1,036	1,042	1,037	1,037
12,0	1,039	1,044	1,038	1,039
13,0	1,042	1,047	1,041	1,041
14,0	1,046	1,050	1,044	1,044
15,0	1,047	1,051	1,046	1,044
16,0	1,049	1,052	1,048	1,044
17,0	1,049	1,051	1,047	1,029
18,0	1,046	1,048	1,047	1,015
19,0	1,035	1,036	0,935	0,663
20,0	0,285	0,326	0,824	0,312

5.6. Determinação dos Fatores de Bandeja

As bandejas lisas e furadas são utilizadas para as colimações nos campos de tratamento e elas têm um fator de absorção que precisa ser determinado.

Estas medidas foram feitas na água com a câmara posicionada a 5 cm de profundidade com distância foco-superfície da água de 100 cm. Inicialmente são realizadas medidas com a bandeja colocada no feixe e depois sem a bandeja, em cada caso. O fator de bandeja (FB) é dado por:

$$FB = \text{Leitura com bandeja} / \text{Leitura sem bandeja}$$

Os valores são mostrados na Tabela 5.12.

Tabela 5.12. Fatores de bandeja lisa e furada

Bandeja	FB
Lisa	$0,968 \pm 0,005$
Furada	$0,980 \pm 0,005$

5.7. Determinação dos Fatores de Filtros

Os filtros em cunha diminuem o rendimento da máquina; eles devem ser levados em conta nos cálculos da dose de tratamento. Os filtros em cunha são utilizados para homogeneizar a dose num determinado local; eles também corrigem a falta de tecido numa determinada parte a ser tratada. Esse efeito é caracterizado pelo fator de transmissão de filtro, ou fator de filtro (FW), definido como a razão entre as taxas de dose com e sem o filtro, em um ponto no fantoma ao longo do eixo central do feixe⁽³³⁾.

As medidas foram feitas com a câmara posicionada a 5 cm de profundidade na água, para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, mantendo-se a distância foco-superfície de 100 cm. Inicialmente são realizadas medidas com o filtro posicionado no campo e depois sem o filtro.

O fator de filtro (FW), é dado por:

$$FW = \text{Leitura com filtro} / \text{Leitura sem filtro}$$

Os resultados são apresentados na Tabela 5.13.

Tabela 5.13. Fatores de filtros

Filtro	FW
15°	0,806 ± 0,004
30°	0,706 ± 0,004
45°	0,573 ± 0,003
60°	0,409 ± 0,002

6. PROGRAMA DE CONTROLE DA QUALIDADE

Uma vez que os testes de aceitação foram realizados, as medidas de comissionamento ficaram prontas e o aparelho já está calibrado para liberar 1 cGy/UM na condição de equilíbrio eletrônico para o campo de 10 x 10 cm², o programa de controle da qualidade já pode ser implementado^(3,7,25).

Este programa, ao ser montado, deve levar em conta a necessidade dos testes a serem feitos, a freqüência com que eles devem ser realizados, as técnicas a serem seguidas, sempre lembrando que os equipamentos a serem utilizados para os testes devem ser de fácil manuseio e utilização para economizar tempo de trabalho.

Há estimativas de que aproximadamente 2,5 milhões de pacientes por ano, ao redor do mundo, se submetem à radioterapia e pode ser dito que a relação custo-benefício com um bom programa de controle de qualidade pode até mesmo aumentar por alguns por cento as taxas de cura de câncer⁽⁴⁴⁾.

Sendo assim, no CEBROM foram implementados os seguintes testes com as respectivas freqüências:

Testes	Freqüência
Fator de calibração	semanal
Energia	semanal
Botões de segurança - botões de emergência	semanal
Dimensões do campo luminoso - indicado x medido	semanal
Indicador de distância foco-superfície - escala óptica x indicador	semanal
Indicador de ângulos da coluna - digital x mecânico	semanal
Indicador de ângulo do colimador - digital x mecânico	semanal
Coincidência de campo luminoso x campo radioativo	mensal
Diferença entre retículo e escala óptica	mensal

6.1. Determinação do Fator de Calibração

O fator de calibração é determinado, tomando-se medidas na água a 5 cm de profundidade com a câmara de ionização.

Os resultados obtidos desde a instalação do sistema até novembro de 2000 são apresentados na Tabela 6.1. O desvio máximo padrão das medidas foi de 0,5%.

Tabela 6.1. Resultados obtidos para os fatores de calibração no período de fevereiro de 1998 a novembro de 2000, utilizando taxa de dose de 320 cGy/UM

		Fator de Calibração (cGy/UM)		
		1998	1999	2000
Ano	Mês			
	Janeiro	-	0,998	1,001
	Fevereiro	1,000	0,996	1,000
	Março	1,000	0,999	0,999
	Abril	0,998	0,996	0,998
	Maio	0,998	0,996	0,994
	Junho	0,998	1,000	0,995
	Julho	0,999	0,997	1,002
	Agosto	0,998	0,994	0,995
	Setembro	0,999	0,997	0,995
	Outubro	1,000	0,998	0,990
	Novembro	0,997	0,994	0,994
	Dezembro	0,997	0,997	-

Pode-se verificar que a variação máxima foi de 1,0% em apenas um caso em relação ao valor unitário, sendo que a maioria se manteve dentro do valor esperado, mostrando que os resultados são satisfatórios.

O formulário apresentado a seguir é utilizado para se determinar o fator de calibração.

**Formulário para Obtenção do Fator de Calibração
(Protocolo AAPM TG 21)**

Feixe de Fótons de 6 MV

Data: ___ / ___ / ___

Eletrômetro: Sun Nuclear

Câmara: Exradin (à prova d'água)

Modelo: 1010

Modelo: A12

Série: 1450010

DFS = 100 cm

Tamanho do campo na superfície = 10 x 10 cm²

Profundidade no centro da câmara = 5 cm

Pressão Inicial = _____ kPa

Pressão Final = _____ kPa

Temperatura Inicial = _____ °C

Temperatura Final = _____ °C

$$\phi(p, T) = [(273,2 + T) / 293,2] \cdot (760/P)$$

$$\phi(p, T) = \underline{\hspace{2cm}}$$

Unidade Monitora	L ₊ (+300V)	L ₋ (-300V)
100		
100		
100		

$$F_C = \frac{\quad \cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \cdot}{L(p, T) \cdot N_{\text{gás}} \cdot L/\rho \cdot P_{\text{wall}} \cdot P_{\text{ion}} \cdot P_{\text{repl}} \cdot 100/PDP(5)} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ (cGy/UM)}$$

$$F_C = L(p, T) \times \text{produto dos fatores acima} = \underline{\hspace{2cm}} \cdot \underline{\hspace{2cm}} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ (cGy/UM)}$$

$$\text{Erro} = F_C/F_{C_{\text{ref}}} = \underline{\hspace{2cm}} / \underline{\hspace{2cm}} = \underline{\hspace{2cm}}$$

6.2. Verificação da Energia do Feixe

Para feixes de raios X, o potencial de aceleração nominal está relacionado com as medidas de taxa de ionização feitas a uma distância fonte-detetor fixa de 100 cm e a duas diferentes profundidades. A câmara é posicionada no centro de um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no *phantom* de água primeiramente na profundidade de 10 cm e depois na profundidade de 20 cm, obtendo-se medidas com valores médios de L_{10} e L_{20} respectivamente. O desvio padrão máximo das medidas foi de 0,5%.

A energia é verificada por: L_{20} / L_{10} .

A relação para este aparelho é de $(67 \pm 2)\%$.

A energia dos aceleradores lineares é definida pela porcentagem de dose profunda a 10 cm de profundidade na água para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Os resultados para este acelerador mostraram uma relação de energia com valor de 67,6% quando comparados com a literatura⁽¹⁾ que é de 67,5%; os resultados são portanto equivalentes.

Na Tabela 6.2 são apresentados os resultados para o teste de verificação da energia deste acelerador desde fevereiro de 1998 até novembro de 2000.

Observa-se que a variação máxima, em relação ao valor de 67,5%, foi de 0,9%, mas ainda dentro de 2%, mostrando que os resultados são satisfatórios.

Tabela 6.2. Resultados obtidos para o teste da verificação da energia do feixe de radiação.

Ano Mês	(L₂₀/L₁₀)100 (%)		
	1998	1999	2000
Janeiro	-	67,8	67,9
Fevereiro	66,9	67,7	67,9
Março	66,9	67,9	67,6
Abril	66,9	68,0	67,7
Maio	67,1	67,9	67,6
Junho	67,4	67,9	67,4
Julho	67,5	67,8	67,4
Agosto	67,6	68,1	67,5
Setembro	67,8	68,0	67,5
Outubro	67,8	67,6	67,5
Novembro	67,7	67,8	67,5
Dezembro	67,7	67,7	-

6.3. Coincidência de Campo Luminoso x Campo Radioativo

Um filme dentro do envelope, onde se marca um campo de 10 x 10 cm², é colocado entre duas placas de acrílico, sendo que a de baixo é para o retroespalhamento e a de cima de 1,5 cm é para se obter a condição de equilíbrio eletrônico do aparelho. Este aparato é colocado à distância de 100 cm do foco, e o filme é irradiado com uma dose de 50 cGy. Depois de irradiado, o filme é avaliado no densitômetro, no centro do campo e nas direções x+, x-, y+ e y-. Quando a leitura em relação ao centro cair até 50%, o campo é definido, e assim então pode-se comparar o tamanho do campo radioativo com o luminoso.

Tabela 6.3. Resultados obtidos para o teste de coincidência de campo luminoso x campo radioativo

Ano Mês	Variação do campo (mm)		
	1998	1999	2000
Janeiro	-	2,0	1,0
Fevereiro	-	1,0	1,0
Março	-	1,0	0,5
Abril	-	1,0	1,0
Maio	2,0	1,0	1,0
Junho	1,0	0,5	1,0
Julho	1,0	0,5	1,0
Agosto	1,0	0,5	1,0
Setembro	1,0	1,0	2,0
Outubro	-	1,0	0,5
Novembro	0,5	1,0	0,5
Dezembro	1,0	1,0	-

Pode-se verificar que apenas em algumas vezes chegou-se a 2 mm, que é o limite recomendado, mostrando que os resultados são satisfatórios.

6.4. Diferença entre Retículo e Escala Óptica

Este teste constitui-se simplesmente da verificação de quanto o centro do campo do aparelho está deslocado com relação à escala óptica (que indica a distância foco-superfície).

O teste foi realizado mensalmente entre fevereiro de 1998 e outubro de 2000, não tendo sido detectada nenhuma variação.

6.5. Botões de Segurança - Botões de Emergência

Os botões de segurança são acionados para se verificar o corte imediato da emissão de radiação. Com o aparelho na condição de estacionário (*stand-by*), aciona-se o botão de emergência e o aparelho deve desligar por completo.

Há ainda o teste da porta que é feito com o aparelho em funcionamento. Abre-se a porta e o feixe deve parar imediatamente.

Nos dois casos, nunca houve nenhum tipo de falha mecânica no período entre 1998 e 2000.

6.6. Dimensões do Campo Luminoso

Este teste é realizado com o objetivo de verificar se o campo luminoso de radiação é exatamente o que se está utilizando durante as irradiações. As dimensões do campo foram examinadas entre o período entre fevereiro de 1998 e novembro de 2000.

Os resultados podem ser observados na Tabela 6.4.

Os resultados obtidos sempre estiveram abaixo do limite recomendado pelo fabricante.

Tabela 6.4. Resultados obtidos para dimensões do campo luminoso - indicado x medido.

Ano Mês	Campo Luminoso (cm ²)					
	10 x 10	20 x 20	10 x 10	20 x 20	10 x 10	20 x 20
	1998		1999		2000	
Janeiro	-	-	10,0 x 10,0	19,9 x 20,0	10,0 x 10,0	20,1 x 20,0
Fevereiro	10,0 x 10,0	20,0 x 20,1	10,0 x 10,1	20,1 x 20,1	10,0 x 10,1	20,0 x 20,0
Março	10,0 x 10,0	20,0 x 20,0	10,0 x 10,1	20,1 x 20,0	10,0 x 10,1	20,0 x 20,0
Abril	9,9 x 10,0	19,9 x 20,0	10,1 x 10,0	20,1 x 20,0	10,0 x 10,1	20,0 x 20,1
Maiο	10,2 x 10,0	20,2 x 20,0	10,0 x 10,0	20,1 x 20,0	10,0 x 10,1	20,0 x 20,1
Junho	10,1 x 10,0	20,0 x 19,9	10,0 x 10,0	20,1 x 20,0	10,0 x 10,1	20,0 x 20,1
Julho	10,1 x 10,0	19,9 x 19,9	10,0 x 10,1	20,1 x 20,0	10,0 x 10,1	20,0 x 20,0
Agosto	10,0 x 10,1	20,0 x 20,1	10,1 x 10,0	20,1 x 20,0	10,0 x 10,1	20,0 x 20,0
Setembro	10,1 x 10,1	20,0 x 20,0	10,0 x 10,0	20,1 x 20,0	10,0 x 10,1	20,0 x 20,1
Outubro	10,0 x 10,1	20,0 x 20,1	10,0 x 10,0	20,1 x 20,0	10,1 x 10,0	20,1 x 20,0
Novembro	10,0 x 10,1	20,1 x 20,0	10,1 x 10,1	20,1 x 20,0	10,1 x 10,0	20,0 x 20,1
Dezembro	10,0 x 10,1	20,1 x 20,0	10,0 x 10,0	20,1 x 20,0	-	-

Os testes para os colimadores assimétricos têm-se mantido dentro do mesmo padrão.

6.7. Indicador de Distância Foco-Superfície

O teste é realizado com o objetivo de verificar a distância de tratamento utilizada. Este teste é realizado medindo-se as distâncias com a escala óptica do aparelho. Estas distâncias são a seguir examinadas com os respectivos indicadores mecânicos. Foram feitas verificações semanais durante o período de fevereiro de 1998 a novembro de 2000, não tendo sido observada nenhuma variação entre os valores indicados e medidos.

6.8. Indicador de Ângulo da Coluna

O objetivo deste teste é de se verificar as angulações mostradas no marcador digital do aparelho.

Foram realizadas as verificações entre fevereiro de 1998 e novembro de 2000. Os resultados estão apresentados na Tabela 6.5. A maior variação observada foi de 1,0° em apenas um caso; a maioria se manteve abaixo das especificações. Os resultados são portanto satisfatórios.

Tabela 6.5. Resultados obtidos para os ângulos da coluna

Ano Mês	Posicionamento da Coluna											
	0°	90°	180°	270°	0°	90°	180°	270°	0°	90°	180°	270°
	1998				1999				2000			
Janeiro	-	-	-	-	0	89,7	179,7	270,1	0	90,0	179,8	270,1
Fevereiro	0	90,5	180,0	270,0	0	90,0	180,1	270,0	0	90,1	180,0	270,1
Março	0	90,5	180,0	270,0	0	90,1	180,0	270,1	0	90,1	180,0	270,1
Abril	0	90,5	180,0	270,0	0	90,2	180,0	270,0	0	90,1	180,0	270,0
Maio	0	90,5	180,0	270,0	0	90,0	180,0	270,1	0	90,0	180,0	270,1
Junho	0	90,0	180,0	270,0	0	90,1	179,9	270,1	0	90,0	179,9	270,1
Julho	0	90,0	180,0	270,0	0	90,0	180,1	269,9	0	90,1	179,8	270,1
Agosto	0	90,0	180,0	270,0	0	90,2	180,2	270,4	0	90,0	179,9	270,0
Setembro	0	90,0	181,0	270,0	0,1	90,1	180,0	269,9	0	90,1	179,9	270,0
Outubro	0	90,0	180,5	270,0	0	90,1	180,1	270,0	0	90,1	179,8	270,0
Novembro	0	90,0	180,0	270,1	0	90,1	180,1	270,1	0	90,2	179,7	270,1
Dezembro	0	90,0	180,1	270,0	0	90,1	180,1	270,0	-	-	-	-

6.9. Indicador de Ângulo do Colimador

O objetivo deste teste é de se verificar as angulações mostradas no marcador digital do aparelho.

Os resultados obtidos estão apresentados na Tabela 6.6. A maior variação foi de 1,0° em apenas 2 meses e para um lado apenas, sendo que a maioria está abaixo das especificações. Os resultados são portanto satisfatórios.

Tabela 6.6. Resultados obtidos dos ângulos do colimador

Ano Mês	Posicionamento do Colimador								
	0°	90°	270°	0°	90°	270°	0°	90°	270°
	1998			1999			2000		
Janeiro	-	-	-	0,1	90,1	270,5	0	90,0	270,0
Fevereiro	0	90,5	270,5	0	90,0	270,0	0	90,2	270,2
Março	0,5	89,5	269,1	0	90,2	270,2	0	90,1	270,1
Abril	0	90,5	271,0	0	90,2	270,2	0	90,2	270,2
Maio	0	90,9	271,0	0	90,0	270,2	0	90,0	270,2
Junho	0	90,0	270,0	0	90,1	270,2	0	90,1	270,2
Julho	0	90,0	270,0	0,1	90,0	269,2	0	90,1	270,0
Agosto	0	90,0	270,0	0	90,2	270,2	0	90,1	270,2
Setembro	0	90,0	270,1	0,1	90,1	270,4	0	90,1	270,3
Outubro	0	90,0	270,0	0	90,2	270,1	0	90,1	270,4
Novembro	0	90,1	270,1	0	90,0	270,2	0	90,2	270,5
Dezembro	0	90,1	270,1	0	90,1	270,0	-	-	-

7. CONCLUSÕES

O sistema do acelerador do CEBROM, em Goiânia, entrou em funcionamento após passar por todos os testes de aceitação, dosimetria e controle de qualidade inicial, em fevereiro de 1998, e desde então foi implantado o programa de controle de qualidade descrito neste trabalho. Após 2 anos e 10 meses de funcionamento, a maior variação verificada no fator de calibração foi de 1,0% em apenas um caso, sendo que a maioria se manteve dentro das especificações. Na determinação da energia, a maior variação foi de 0,9%, sendo que na maioria dos casos os valores se mantiveram dentro das especificações, mostrando assim a excelente estabilidade do aparelho. A longo prazo, o programa de controle de qualidade em andamento continuará, para que possamos manter a qualidade dos tratamentos.

A cada 3 meses o aparelho passa por uma revisão completa de peças e acessórios e sempre que uma apresenta qualquer defeito, a mesma é substituída.

Sempre que os botões de segurança e a porta foram acionados com o aparelho em funcionamento, o feixe foi interrompido imediatamente, mostrando que o aparelho apresenta a segurança desejada.

Os campos radioativo e luminoso têm ficado dentro de no máximo 1 mm de diferença, exceto por 3 casos em que ficaram em 2mm, mas que foram corrigidos imediatamente, conforme observado nos resultados apresentados.

Desde que o serviço começou, já foram tratados 1200 pacientes, sendo que nenhum deles apresentou qualquer efeito fora os normais da radiação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AIRD, E.G.A.; BURNS, J.E.; DAY, M.J.; DUANE, S.; JORDAN, T.J.; KACPEREK, A.; KLEVENHAGEN, S.C.; HARRISON, R.M. LILLICRAP, S.C.; MCKENZIE, A.L.; PITCHFORD, W.G.; SHAW, J.E.; SMITH, C.W. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. *Brit. J. Radiol.*, suppl. 25, 1996.
2. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. Task Group 21. *Med. Phys.*, v.10, n.6, p.741-771, 1983.
3. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *Physical aspects of quality assurance in radiation therapy*. AAPM Task Group 24, New York, 1984.
4. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group 45. *Med. Phys.*, v.21, n.17, p.1093-1121, 1994.
5. ANDREO, P. Dose determination with plane-parallel ionization chambers in therapeutic electron and photon beams. *SSDL - Newsletter*, 40, p.4-16, 1999.
6. ANDREO, P.; BURNS, D.T.; HOHLFELD, K.; HUG, M.S.; KANAI, T.; LAITANO, F.; SMYTY, V.; VYNCKIER, S. An international code of practice for radiotherapy dosimetry based on absorbed dose to water standards. *Radiother. Oncol.*, 51 (suppl. 1) 19, 1999.
7. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *Controle da qualidade de dosímetros clínicos*. Rio de Janeiro, 1985 (ABNT 20:02.007-001).

8. ATTIX, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Ionization chambers, p.292-343; Dosimetry and calibration of photon and electron beams with cavity ion chambers, p.346-388. John Wiley & Sons Inc, Madison, Wisconsin, 1986.
9. BENTEL, G.C. **Radiation therapy planning**. 2 ed. New York : McGraw-Hill, 1996.
10. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Atividades da Superintendência de Licenciamento e Controle**. Rio de Janeiro, 2000.
11. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. Rio de Janeiro, 1988. (CNEN-NE-3.01)
12. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia**. Rio de Janeiro, 1990 (CNEN - NE - 3.06).
13. DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. **Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen-und Elektronenstrahlung - Ionisationsdosimetrie**. Deutsches Norm DIN 6800, Teil 2, Berlin, 1996.
14. HAVERCROFT, J.M.; KLEVENHAGEN, S.C. Ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation. **Phys. Med. Biol.**, v.38, p.25-38, 1993.
15. HENDEE, W.R.; IBBOTT, G.S. **Radiation therapy physics**. 2 ed., St. Louis: Mosby, 1996.
16. HOLT, J.G.; LAUGHLIN, J.S.; MORONEY, M.A. The extension of the concept of tissue-air ratios (TAR) to high-energy X-ray beams. **Radiology**, v. 94, p.437-447, 1970.
17. HORTON, J.L. **Handbook of radiation therapy**. Prentice Hall, Englewood Cliffs, 1987.
18. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Manual de dosimetria en radioterapia**. Vienna, 1971 (IAEA - Technical Reports Series No. 110).

19. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice.*** Vienna, 1987 (IAEA - Technical Reports Series No. 277).
20. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of dosimeters used in radiotherapy.*** Vienna, 1994 (IAEA - Technical Reports Series No. 374).
21. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Review of data and methods recommended in the international code of practice: IAEA Technical Reports Series No. 277, Absorbed dose determination in photon and electron beams.*** Vienna, 1996 (IAEA, TECDOC-897).
22. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams: An international code of practice for dosimetry.*** Vienna, 1997 (IAEA - Technical Reports Series No. 381).
23. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Quality assurance in radiotherapy.*** Vienna, 1997 (IAEA, TECDOC-989).
24. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Design and implementation of a radiotherapy programme: Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects.*** Vienna, 1998 (IAEA, TECDOC-1040).
25. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad.*** Vienna, 2000 (IAEA, TECDOC-1151).
26. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water.*** Vienna, 2000 (IAEA - Technical Reports Series s/n).
27. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays.*** Bethesda, MD, 1973 (ICRU Report 23).

28. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Determination of absorbed dose in patient irradiated by means of X or gamma rays in radiotherapy procedures*. Bethesda, MD, 1976. (ICRU - Report 24).
29. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation quantities and units*. Bethesda, MD, 1980 (ICRU - Report 33).
30. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy*. Bethesda, MD, 1993 (ICRU - Report 50).
31. JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. *The physics of radiology*. 4 ed. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983.
32. KARZMARK, C.J.; MORTON, R.J. *A primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy*. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 1981.
33. KHAN, F.M. *The physics of radiation therapy*. 2 ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.
34. KHAN, F.M.; SEWCHAND, W.; LEE, J.; WILLIAMSOM, J.F. Revision of tissue maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy X-ray beams. *Med. Phys.*, v.7, n.3, p.230-237, 1980.
35. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Dosimetry of X-ray and gamma-ray beams for radiation therapy in the energy range 10 keV to 50 MeV*. Bethesda, MD, 1981 (NCRP Report 69).
36. NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. Procedures in external radiation therapy with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. *Acta Radiol. Oncol.*, v.19, p.55-79, 1980.

37. PEIXOTO, J.G.P. Determination of absorbed dose to water in reference conditions for radiotherapy kilovoltage X-rays between 10 and 300 kV: A comparison of the data in the IAEA, IPEM B, DIN and NCS dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol.*, v.45, p.1-13, 2000.
38. PEREZ, C.A. *Principles and practice of radiation oncology*. 3 ed. Philadelphia - New York: Lippincott-Raven, 1998.
39. PINTO, A.C.L.C. *A radioterapia no Brasil*. 2 ed. Curitiba: Soc. Brasil. Radioterapia, 2000.
40. SCAFF, L.A.M. *Física da radioterapia*. São Paulo: Sarvier, 1997.
41. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM, Madrid, 1984 (Publicación n.1).
42. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Suplemento al documento procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM, Madrid, 1987 (Publicación n.2).
43. STANTON, R.; STINSON, D. *Applied physics for radiation oncology*. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 1996.
44. WILLIAMS, J.R.; THWAITES, D.I. *Radiotherapy physics in practice*. 2 ed. Oxford: Oxford University Press, 2000.
45. WOOTTON, P.; ALMOND, P.R.; HOLT, J.G.; HUGHES, D.B.; JONES, D.; KARZMARK, C.J.; SCHULZ, R.J. Code of practice for X-ray therapy linear accelerators. *Med. Phys.*, v.2, n.3, p.110-121, 1975.