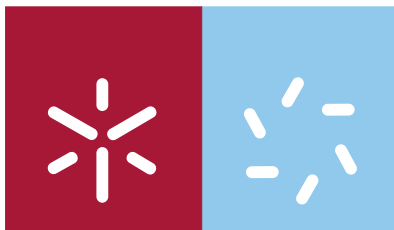


Universidade do Minho
Escola de Ciências

Ana Luísa da Silva Carvalho

**Implementação de um sistema de dosimetria
“in-vivo” em Radioterapia Externa
– aplicação no cancro da mama**



Universidade do Minho

Escola de Ciências

Ana Luísa da Silva Carvalho

**Implementação de um sistema de dosimetria
“in-vivo” em Radioterapia Externa
– aplicação no cancro da mama**

Tese de Mestrado
Física dos Materiais Avançados

Trabalho efectuado sob a orientação de:
Orientador interno (Universidade do Minho):
Senentxu Lanceros-Mendez

Orientador externo (Hospital de S. João):
Ana Rita Figueira

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE APENAS PARA EFEITOS
DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE
COMPROMETE;

Universidade do Minho, ____/____/_____

Assinatura: _____

Agradecimentos

Gostaria de deixar aqui uma palavra de gratidão às várias pessoas que contribuíram, sobre as mais diversas formas, para a realização deste estudo.

À Dra. Rita Figueira, orientadora do presente trabalho, pela atenção que me disponibilizou, pela valiosa orientação e por todo o conhecimento transmitido.

Ao Professor Doutor Senentxu Lanceros Mendez, orientador deste trabalho, pelo incentivo, ajuda e aconselhamento expressos.

Ao Serviço de Radioterapia do Hospital de S. João pela oportunidade de realizar a minha dissertação na área da Física Médica.

Ao Dr. Jorge Pereira, à Dra. Gabriela e à Terapeuta Armanda pelos valiosos conselhos e comentários construtivos.

À Vera e à Teresa, o meu sincero agradecimento pela ajuda e paciência que demonstraram ao longo deste trabalho.

À Liga Portuguesa Contra o Cancro – Núcleo Regional do Norte, pelo apoio financeiro concedido para a realização deste trabalho.

À minha família pelo carinho e apoio manifestado.

Aos meus amigos que, de diversas formas, me apoiaram na procura e na consolidação do conhecimento, ajudando-me a atingir esta importante meta.

A todos, o meu reconhecimento.

Resumo

Um dos grandes objectivos da dosimetria em Radioterapia é assegurar que a dose prescrita pelo radioterapeuta é realmente a depositada no paciente. Para isso, é necessário o uso de pequenos detectores que permitam a avaliação dos parâmetros dos feixes. Tradicionalmente, a dosimetria “in vivo” tem sido feita com dosímetros TLD ou díodos que possuem alguns inconvenientes como custo elevado, dificuldade de manuseio, baixa resolução espacial, não realização da leitura em tempo real e processo de obtenção da dose bastante complexo.

Neste trabalho, utilizou-se um conjunto de pequenos detectores, designados por MOSFETs e baseados na tecnologia de semicondutores, para determinar a dose recebida num determinado ponto em pacientes com cancro de mama.

Um MOSFET (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) é um pequeno dispositivo electrónico que, quando exposto a radiação ionizante, sofre alterações na sua estrutura que se vão traduzir numa variação da voltagem de *threshold* (voltagem acima da qual há condução de corrente através do dispositivo), proporcional à dose de radiação depositada na camada de óxido. É esta a base da utilização do MOSFET como dosímetro. Os MOSFETs apresentam algumas vantagens: pequenas dimensões, recolha imediata de informação, exactidão mesmo para doses pequenas aplicadas e capacidade para guardar a “história” de dose. No entanto, os resultados obtidos mostraram que os MOSFETs apresentam uma resposta fortemente anisotrópica, o que põe em causa a sua utilização em situações clínicas com campos com diferentes ângulos de incidência.

Abstract

One of the major objectives of dosimetry in Radiotherapy is to ensure that the dose prescribed by the radiation oncologist is actually deposited in the patient. Therefore, it is necessary to use small detectors that can test beam parameters. Traditionally, the “in vivo” dosimetry has been made with TLD dosimeters or diodes which have some drawbacks such as: expensive cost, difficult to manage, low spatial resolution, the impossibility of a real time reading and a rather complex process for obtaining the dose.

In this study, to determine the dose received in one particular point in patients with breast cancer, we used a set of small detectors, known as MOSFETs that are based on semiconductor technology.

A MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) is a small electronic device that, when exposed to ionizing radiation, suffers changes in its structure that will result in a change in threshold voltage (voltage above which there is current conduction through the device), proportional to the dose of radiation deposited in the oxide layer. This is the basis of using the MOSFET as a dosimeter. The MOSFETs have some advantages: small size, immediate collection of information, accuracy even for small doses applied and ability to save the "history" of dose. However, our results showed that the MOSFETs have a strongly anisotropic response, which calls into question its use in clinical situations with fields with different angles of incidence.

Conteúdo

Agradecimentos.....	i
Resumo.....	iii
Abstract.....	v
Conteúdo.....	vii
Lista de Figuras.....	xi
Lista de Gráficos.....	xv
Lista de Tabelas.....	xvii
Nomenclatura.....	xix
1 – Introdução.....	1
1.1 – Radioterapia Externa.....	1
1.2 – Radiobiologia.....	2
1.3 – Equipamentos.....	5
1.3.1 – Acelerador Linear.....	5
1.3.1.1 – Princípio de funcionamento do Acelerador Linear...	8
1.3.1.2 – Unidades Monitoras.....	10
1.3.2 – Simulador.....	10
1.3.3 – Tomografia Computorizada.....	11
1.3.4 – Sistemas de Planeamento Computorizado.....	13
1.3.5 – Dosimetria Básica e Controlo da Qualidade	14
1.3.5.1 – Parâmetros de caracterização dos feixes de radiação.....	14
1.3.5.1.1 – Distância Fonte – Superfície.....	15
1.3.5.1.2 – Isocentro.....	15
1.3.5.1.3 – $D_{máx}$	15
1.3.5.1.4 – <i>Build-up</i>	15
1.3.5.1.5 – <i>Output</i>	16
1.3.5.1.6 – Factor de campo.....	16
1.3.5.2 – Distribuição da dose absorvida.....	16
1.3.5.2.1 – Lei do inverso do quadrado da distância	16
1.3.5.2.2 – Percentagem de Dose em Profundidade.	18
1.3.5.2.3 – Perfil.....	19

1.3.5.3 – Sistema básico de dosimetria e calibração.....	20
1.3.5.3.1 – Fantômas.....	21
1.3.5.4 – Equipamentos associados ao método de medida.....	21
1.3.5.4.1 – Câmara de ionização.....	22
1.3.5.4.2 – Electrómetro.....	23
1.3.5.4.3 – Fantôma de placas de água sólida.....	24
1.3.5.4.4 – Fantôma Rando.....	25
1.4 – Percurso do paciente em Radioterapia.....	26
1.4.1 – Simulação.....	27
1.4.1.1 – Simulação Virtual.....	27
1.4.1.2 – Simulação Convencional ou Física.....	27
1.4.2 – Planeamento.....	28
1.4.2.1 – Delimitação de volumes.....	28
1.4.2.2 – Tipos de Planeamento.....	29
1.4.2.3 – Avaliação do plano de tratamento.....	30
1.4.3 – Tratamento.....	32
2 – Transístores de efeito de campo.....	33
2.1 – MOSFET de canal n.....	34
2.1.1 – Funcionamento sem tensão na gate.....	35
2.1.2 – Criação de um canal para a condução de corrente	35
2.1.3 – Funcionamento com pequeno valor de V_{DS}	37
2.1.4 – Funcionamento com V_{DS} superiores.....	39
2.2 – MOSFET de canal p.....	40
2.3 – NMOS versus PMOS.....	41
2.4 – Reforço e Deplecção.....	41
2.5 – Circuito para o MOSFET de canal-n.....	42
2.5.1 – Operação na região de tríodo.....	44
2.5.2 – Operação na região de saturação.....	45
2.5.3 – Resistência de saída finita em saturação.....	46
2.6 – Circuito para o MOSFET de canal-p.....	47
2.6.1 – Operação na região de tríodo.....	48
2.6.2 – Operação na região de saturação.....	48

2.7 – O papel do substrato – o efeito do corpo.....	49
2.8 – Efeitos da temperatura.....	50
2.9 – Ruptura e protecção de entrada.....	50
2.10 – Aplicações dos MOSFETs.....	51
2.11 – Aplicação como detectores de radiação.....	51
3 – Dosimetria “in vivo”.....	53
3.1 – Dosimetria “in vivo” – Descrição.....	53
3.2 – Tipos de detectores.....	55
3.3 – Dosimetria “in vivo” com MOSFETs.....	56
4 – Cancro da Mama – Abordagem Terapêutica.....	58
4.1 – Selecção da patologia.....	58
4.2 – Anatomia da Mama.....	59
4.3 – Classificação Tumoral.....	61
4.4 – Classificação Anátomo–Patológica.....	62
4.5 – Cirurgia.....	63
4.6 – Indicações Cirúrgicas.....	65
4.7 – Quimioterapia.....	65
4.8 – Hormonoterapia.....	66
4.9 – Tratamentos de Radioterapia após cirurgia.....	66
4.9.1 – Campos de tratamento.....	67
5 – Materiais e Métodos.....	69
5.1 – Descrição do Serviço de Radioterapia do Hospital de S. João.....	69
5.1.1 – Serviço de Radioterapia.....	69
5.1.2 – Sistema de Planeamento.....	69
5.1.3 – Conjunto de MOSFETs utilizados na elaboração deste trabalho.....	71
5.1.4 – Outros equipamentos utilizados na realização das medidas...	72
6 – Metodologia.....	73
6.1 – Caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs no fantôma de placas de água sólida.....	73

6.2 – Caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs simulando uma situação real	75
6.2.1 – Determinação do ponto de medida.....	75
6.2.2 – Realização de uma Tomografia Computorizada ao tórax do fantôma Rando	76
6.2.3 – Elaboração de um plano de tratamento de mama adaptado ao fantôma	76
6.2.4 – Realização do tratamento no Fantôma Rando	77
6.3 – Medidas de dose “in vivo” em pacientes	78
7 – Resultados e Análise.....	79
7.1 – Caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs no fantôma de placas de água sólida	79
7.1.1 – SSD	79
7.1.2 – Tamanho de campo	81
7.1.3 – <i>Fade</i>	82
7.1.4 – Linearidade	83
7.1.5 – Reprodutibilidade	85
7.1.6 – Exactidão.....	86
7.1.7 – Dependência Energética.....	87
7.1.8 – Dependência Angular.....	87
7.2 – Caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs simulando uma situação real	89
7.2.1 – Realização do tratamento no Fantôma Rando	89
7.3 – Medidas de dose “in vivo” em pacientes	91
8 – Conclusões.....	93
Anexo I – Grandezas e Unidades.....	95
Anexo II – Resultados obtidos pelo fabricante para a caracterização do sistema de medida dos MOSFETs.....	103
Anexo III – características dos planos de tratamento de cada uma das 12 pacientes e as correcções aplicadas.....	105
Bibliografia	119

Lista de Figuras

Figura 1 – Efeitos da radiação nas células.....	3
Figura 2 – Ciclo celular.....	4
Figura 3 – Acelerador Linear Siemens do HSJ.....	6
Figura 4 – Blocos de liga metálica.....	6
Figura 5 – Colimador multi-folhas.....	7
Figura 6 – Diagrama de um Acelerador Linear usado em Radioterapia.....	8
Figura 7 – Ilustração do isocentro de rotação da gantry de um AL.....	9
Figura 8 – (a) <i>Magnetron</i> ; (b) Sistema de guia de ondas; (c) Tubo acelerador e (d) Alvo.....	9
Figura 9 – Simulador.....	10
Figura 10 – Visualização 3D das diferentes estruturas (volume a tratar e órgãos de risco).....	13
Figura 11 – Curva de dose em profundidade com representação do <i>Build up</i>	16
Figura 12 – Feixe divergente de fótons, originado a partir de uma fonte pontual (F), em que são representadas a área A e a área B do feixe nas profundidades d_a e d_b	17
Figura 13 – Esquema ilustrativo da relação entre a dose a uma determinada profundidade, D_d , e a dose na profundidade de equilíbrio electrónico, D_m	18
Figura 14 – Curvas de dose em profundidade para as energias de 6 e de 15 MV..	19
Figura 15 – Perfil de dose de um feixe de fótons.....	20
Figura 16 – Tanque de água utilizado no Controlo da Qualidade dos Aceleradores.....	20
Figura 17 – Exemplos de fantômas utilizados em RT: fantôma de placas de água sólida, fantôma de água e fantôma Rando.....	21
Figura 18 – Câmara de ionização do tipo Farmer.....	22
Figura 19 – Electrómetro.....	23
Figura 20 – Fantôma de placas de água sólida.....	25
Figura 21 – Fantôma Rando.....	25
Figura 22 – Esquema do delineamento de volumes.....	29
Figura 23 – Avaliação do plano de tratamento através da análise das curvas de dose.....	31

Figura 24 – Histograma Dose – Volume (patologia da mama).....	31
Figura 25 – Estrutura física do MOSFET do tipo canal-n ou NMOS.....	34
Figura 26 – Criação de um canal para a condução de corrente.....	36
Figura 27 – Aplica-se uma tensão V_{DS} positiva entre o <i>drain</i> e a <i>source</i>	37
Figura 28 – Esboço de i_D versus V_{DS} para vários valores de V_{GS}	38
Figura 29 – Canal com maior profundidade do lado da <i>source</i> e menor do lado do <i>drain</i>	39
Figura 30 – V_{DS} aumenta e $i_D - V_{DS}$ deixa de ser rectilíneo.....	40
Figura 31 – Secção transversal duma pastilha CMOS que ilustra como os transístores PMOS e NMOS são fabricados.....	41
Figura 32 – (a) símbolo de circuito para o MOSFET de enriquecimento de canal n; (b) distinção entre o terminal da <i>source</i> e o terminal do <i>drain</i> ; (c) situação em que a <i>source</i> está ligada ao corpo do dispositivo.....	42
Figura 33 – Características tensão – corrente do MOSFET.....	43
Figura 34 – Representação do circuito em funcionamento na região de saturação.....	46
Figura 35 – Representação da modulação do comprimento do canal.....	47
Figura 36 – (a) símbolo de circuito para o MOSFET de enriquecimento de canal p; (b) símbolo modificado, uma seta aponta na direcção normal de fluxo de corrente; (c) situação em que o substrato está ligado à <i>source</i>	47
Figura 37 – Anatomia da Mama.....	59
Figura 38 – Irrigação linfática. Representação dos gânglios e veias.....	60
Figura 39 – Exemplificação dos dois tipos de cirurgia terapêutica mamária, conservadora e mastectomia, e suas variantes.....	64
Figura 40 – Exemplo de um plano de tratamento de mama (a) Plano de tratamento ao isocentro; (b, c e d) visualização 3D dos volumes delimitados e dos campos de tratamento em diferentes angulações.....	70
Figura 41 – (a) Estrutura de um MOSFET; (b) Conjunto de MOSFETs e respectivo leitor.....	71
Figura 42 – <i>Setup</i> de irradiação do MOSFET.....	71
Figura 43 – <i>Setup</i> de irradiação dos MOSFETs no fantôma de placas de água sólida.....	74

Figura 44 – Campos de tratamento.....	75
Figura 45 – (a) TC realizada à região do tórax do fantôma Rando; (b e c) Coincidência entre o marcador e os lasers.....	76
Figura 46 – <i>Setup</i> de irradiação dos MOSFETs no fantôma Rando.....	77
Figura 47 – Paciente posicionada e imobilizada para a realização do tratamento..	78
Figura 48 – Grandezas Físicas, de Protecção e Operacionais.....	96

Lista de Gráficos

Gráfico 1 – Variação da dose com a SSD (dose normalizada para o valor a SSD=100 cm). As barras representam a tolerância de +/- 5% definida para os valores medidos.....	80
Gráfico 2 – Factor de correcção para a SSD.....	80
Gráfico 3 – Variação da dose com o tamanho de campo (dose normalizada para o campo de 10x10 cm ²). As barras representam a tolerância de +/- 5% definida para os valores medidos.....	81
Gráfico 4 – Factor de correcção para o tamanho de campo.....	82
Gráfico 5 – Variação da dose com o tempo decorrido após a irradiação do MOSFET.	83
Gráfico 6 – Linearidade entre o número de MU's e a dose (cGy) para os MOSFETs.	84
Gráfico 7 – Variação da dose com o ângulo (dose normalizada para o ângulo 0 rad).....	88
Gráfico 8 – Comparação entre os valores de dose medidos e os valores calculados pelo SP para cada paciente. As barras representam a tolerância de +/- 5% definida para os valores medidos.....	92

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Números de TC e densidades mássicas e electrónicas, para diferentes materiais relevantes em RT.....	12
Tabela 2 – Condições para que o transistor conduza.....	42
Tabela 3 – Condições de irradiação para a caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs.....	74
Tabela 4 – Valores calculados pelo Sistema de Planeamento e valores medidos com os MOSFETs, para as diferentes SSDs.....	79
Tabela 5 – Valores calculados pelo Sistema de Planeamento e valores medidos com os MOSFETs, para os diferentes tamanhos de campo.....	81
Tabela 6 – Valores resultantes da leitura dos MOSFETs, alguns minutos após a irradiação dos mesmos.....	82
Tabela 7 – Valores medidos com os MOSFETs, para diferentes números de MU's e correspondente desvio para a linearidade, tomando como referência a medida para 200 MUs.....	84
Tabela 8 – Medidas de dose realizadas com diferentes números de MU's para verificação da reprodutibilidade dos MOSFETs.....	85
Tabela 9 – Medidas de dose realizadas com diferentes números de MU's para verificação da exactidão dos MOSFETs.....	86
Tabela 10 – Valores medidos e factor de correcção para as energias de 6 e 18 MV.....	87
Tabela 11 – Valores obtidos para diferentes ângulos e normalização da resposta ao ângulo 0°.....	88
Tabela 12 – Características do plano de tratamento realizado no fantôma Rando e correcções aplicadas.....	90
Tabela 13 – Valor calculado pelo SP e valor medido com o MOSFET, com e sem correcções, no fantôma Rando.	90
Tabela 14 – Valores calculados pelo SP e valores, com e sem correcções, resultantes das medidas efectuadas com os MOSFETs nas pacientes. A diferença apresentada corresponde à discrepância entre os valores calculados e os valores medidos corrigidos.....	91
Tabela 15 – Factor de correcção do tecido ou órgão.....	100

Tabela 16 – Factor de correcção da radiação.....	100
Tabela 17 – Grandezas e unidades.....	101
Tabela 18 – Características do plano de tratamento da paciente 1 e correcções aplicadas.....	106
Tabela 19 – Características do plano de tratamento da paciente 2 e correcções aplicadas.....	107
Tabela 20 – Características do plano de tratamento da paciente 3 e correcções aplicadas.....	108
Tabela 21 – Características do plano de tratamento da paciente 4 e correcções aplicadas.....	109
Tabela 22 – Características do plano de tratamento da paciente 5 e correcções aplicadas.....	110
Tabela 23 – Características do plano de tratamento da paciente 6 e correcções aplicadas.....	111
Tabela 24 – Características do plano de tratamento da paciente 7 e correcções aplicadas.....	112
Tabela 25 – Características do plano de tratamento da paciente 8 e correcções aplicadas.....	113
Tabela 26 – Características do plano de tratamento da paciente 9 e correcções aplicadas.....	114
Tabela 27 – Características do plano de tratamento da paciente 10 e correcções aplicadas.....	115
Tabela 28 – Características do plano de tratamento da paciente 11 e correcções aplicadas.....	116
Tabela 29 – Características do plano de tratamento da paciente 12 e correcções aplicadas.....	117

Nomenclatura

2D	Duas dimensões
3D	Três dimensões
AL	Acelerador Linear
ADN	Ácido desoxirribonucleico
ARN	Ácido ribonucleico
BEV	<i>Beam Eye View</i>
BJT	<i>Bipolar Junction Transistor</i> – Tansistor Bipolar de Junção
Bq	Becquerel
°C	Grau Celsius
Ci	Curie
CI	Circuitos Integrados
CTV	<i>Clinical Tumor Volume</i>
DFS	Distância Fonte – Superfície
d_{\max}	Profundidade de Dose Máxima
DRR	<i>Digitally Reconstructed Radiography</i>
D_T	Dose absorvida no tecido
DVH	Histograma Dose Volume
FET	<i>Field Effect-Transistors</i>
GHz	Gigahertz
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i>
Gy	Gray
$H^*(d)$	Equivalente de dose ambiente
$H'(d,\Omega)$	Equivalente de dose direccional
$H_p(d)$	Equivalente de dose individual
HSJ	Hospital de S. João
H_t	Dose equivalente no tecido
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
i_D	Corrente do <i>drain</i>
i_G	Corrente da <i>gate</i>
i_S	Corrente da <i>source</i>
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i>

Kerma	<i>Kinetic Energy Released Per Unit Mass</i>
K_n	Parâmetro de transcondutância
mBar	millibar
MeV	Mega Electrão Volt
MOS	<i>Metal-Oxide-Semiconductor</i>
MU	Unidades Monitoras
MV	Megavolts
OAR	<i>Organ at risk</i>
PDD	Porcentagem de Dose em Profundidade
PET	Positron Emission Tomography
PTV	<i>Planning Tumor Volume</i>
R	Roentgen
^{226}Ra	Radium – 226
rad	<i>radiation absorbed dose</i>
rem	<i>roentgen equivalent man</i>
RM	Ressonância Magnética
SP	Sistema de Planeamento
SPA	Supraclavicular e Axilar Anterior
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
SSD	Distância Fonte – Pele
Sv	Sievert
QF	Factor de Qualidade
TC	Tomografia Computorizada
TNM	T-tumor, N-Linfonodulo, M-metástase
TLD	<i>Termoluminescent Dosimeter</i>
UICC	União Internacional Contra o Cancro
V	Volt
V_{BS}	Tensão substrato- <i>source</i>
V_{DS}	Tensão <i>drain-source</i>
V_{DSsat}	Tensão <i>drain</i> (saturação)
V_{GD}	Tensão <i>gate-drain</i>
V_{GS}	Tensão <i>gate-source</i>
V_{OV}	Tensão de <i>overdrive</i>
V_{SB}	Tensão <i>source</i> -substrato

V_{SD}	Tensão <i>source-drain</i>
V_t	Tensão limiar
W_r	Factor de correcção da radiação
W_t	Factor de correcção do tecido ou órgão

1 – Introdução

A Radioterapia é uma especialidade clínica que utiliza radiação ionizante no tratamento de pacientes com patologias do foro oncológico. O principal objectivo da Radioterapia é a administração de uma dose rigorosa de radiação, num volume tumoral previamente definido, causando os mínimos danos possíveis nos tecidos adjacentes, resultando na diminuição ou erradicação do tumor.

Por serem administradas de modos diferentes, existem dois tipos de Radioterapia, a Externa e a Braquiterapia. Na Radioterapia Externa, a fonte de radiação é externa e está a uma distância considerável do paciente. Os tratamentos de Radioterapia Externa podem ainda ser divididos em dois grupos: os paliativos e os curativos. Na Braquiterapia, a fonte de radiação pode estar na superfície do paciente ou no interior do mesmo, localizada muito próxima do tumor.

1.1 – Radioterapia Externa

A Radioterapia Externa sofreu uma grande evolução desde os raios-X de baixas energias (ortovoltagem até 400 kVp), passando pela radiação gama do Cobalto-60, até aos raios-X de energias entre 4 e 25MV produzidos pelos modernos aceleradores lineares [1]. Estes equipamentos produzem feixes de radiação electromagnética e feixes de electrões que permitem administrar doses terapêuticas em volumes muito precisos.

As tecnologias actualmente disponíveis para o diagnóstico imagiológico, nomeadamente a Tomografia Computorizada, a Ressonância Magnética ou o PET, funcionam como um importante auxiliar em RT e, em conjunto com os actuais sistemas informáticos de planeamento dos tratamentos, permitem administrar doses cada vez maiores, em volumes de tecido cada vez mais precisos.

Actualmente a técnica de tratamento mais comum em RT é a 3DCRT ou Radioterapia Conformacionada Tridimensional em que se usa um conjunto de campos de tratamento com dimensões e forma ajustadas ao volume alvo a irradiar. Outra técnica mais avançada, ainda pouco utilizada no nosso país, é o IMRT ou Radioterapia por Intensidade Modulada, em que cada campo de tratamento consiste num conjunto de

pequenos segmentos, otimizados para produzir uma distribuição de dose o mais adaptada possível quer aos volumes alvo quer aos órgãos e estruturas de risco na sua proximidade.

Um Serviço de Radioterapia dispõe de diversos equipamentos e é constituído por uma equipa multidisciplinar de profissionais na qual estão incluídos médicos especialistas em Radioterapia, técnicos de Radioterapia, físicos, enfermeiros, administrativos e auxiliares de acção médica.

A dimensão e a capacidade de um Serviço avalia-se pelo número total de aparelhos disponíveis, pela aparelhagem de suporte imprescindível ao seu funcionamento e pelo pessoal necessário para a sua utilização adequada, uma vez que são todos estes factores que determinam o número de pacientes passível de ser tratado.

O funcionamento dos equipamentos de alta tecnologia carece de toda uma estrutura de suporte pré-terapêutica, que envolve verificações técnicas, dosimetrias e controlo da qualidade, efectuadas pelo serviço de física através de físicos e de técnicos especializados em mecânica e em física. Esta estrutura utiliza uma panóplia de aparelhos de medição e calibração, de cujo desempenho e actualidade depende o trabalho efectuado e a concretização de uma adequação tecnológica isenta de falhas.

O tempo de vida útil de um aparelho de Radioterapia externa, funcionando 8 ou 10 horas por dia, está estimado respectivamente em 15 e 8 anos, se tiver uma manutenção adequada, se as peças necessárias estiverem facilmente disponíveis e se as características operacionais e integridade mecânica estiverem de acordo com os padrões de desempenho e segurança [2].

1.2 – Radiobiologia

As radiações dizem-se ionizantes por levarem à formação de iões nos meios em que incidem, induzindo modificações mais ou menos importantes nas moléculas nativas, através de um conjunto de eventos que se inicia no primeiro milésimo de segundo da interacção (figura 1). A ionização inicial é seguida de lesão imediata de macromoléculas vitais ou, indirectamente, pela divisão de moléculas de água de que resultam radicais livres de oxigénio, altamente reactivos a nível molecular. Após alguns minutos a lesão bioquímica sobre as moléculas de ADN e ARN é potencialmente letal.

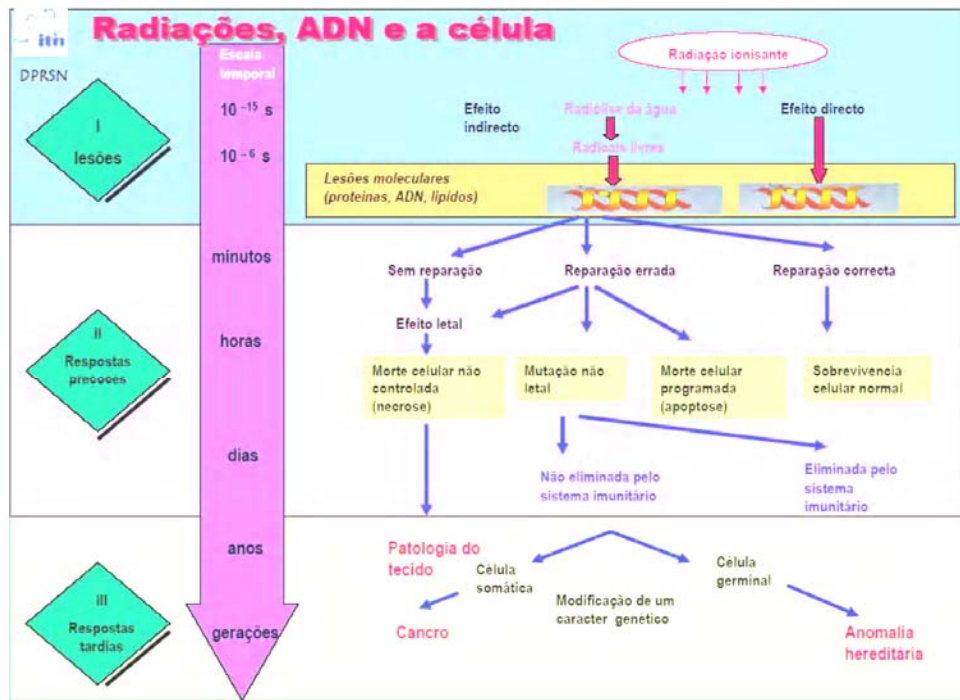


Figura 1 – Efeitos da radiação nas células [3].

A vida de uma célula começa no momento em que a divisão celular que a originou acaba e o momento em que ela mesma se divide ou morre (toda a actividade celular cessa). Basicamente, o ciclo celular é o programa para o crescimento e divisão (proliferação) celular. Existem 4 fases no ciclo celular: G1 (e G0), S, G2 e M.

Fase G₁

Nesta fase sintetizam-se muitas proteínas, enzimas e ARN. Verifica-se também a formação de organitos celulares e, conseqüentemente, a célula cresce.

Fase S

É nesta fase que ocorre a auto-replicação das moléculas de ADN.

Fase G₂

Neste período dá-se a síntese de moléculas necessárias à divisão celular.

Mitose

Nesta fase ocorre a divisão nuclear.

O modelo do ciclo celular (figura 2) permite-nos compreender as vias e processos que controlam o crescimento tumoral. Como a sensibilidade à radiação é maior durante a fase de divisão celular, as células tumorais, que se dividem mais rapidamente que as células normais, são mais sensíveis à radiação.

Por outro lado, o ciclo celular representa um esquema integrado que relaciona as células em proliferação, recrutamento celular, hipoxia, apoptose e diferenciação [3].

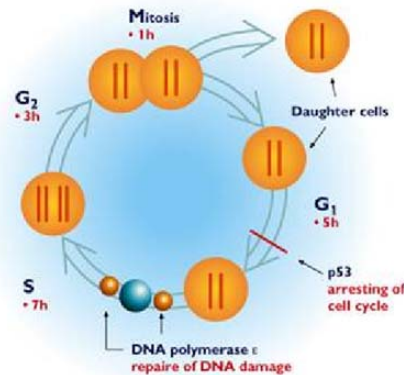


Figura 2 – Ciclo celular [3].

A causa mais frequente de morte celular induzida pelas radiações é a devida à incapacidade de corrigir as lesões na cadeia de ADN e manifesta-se quando a célula se tenta dividir. Assim uma célula em G₀ não é susceptível de evidenciar estas lesões. É o caso de tecidos como o osso, cujas células mantêm funções vegetativas durante longos períodos, sem se dividirem.

Teoricamente nenhuma célula ou tecido é imune à acção das radiações ionizantes, apenas podendo variar a dose necessária. Na prática há um limite à quantidade de radiação possível de administrar, imposto pelos tecidos sãos do paciente. Alguns tumores são intrinsecamente muito sensíveis às radiações, pelo que a dose a

administrar fica bem abaixo da tolerância dos tecidos adjacentes, tornando fácil o seu controlo com Radioterapia. Outros apresentam uma enorme capacidade de resistência à radiação, sendo necessário administrar doses mais elevadas para conseguir o mesmo alcance terapêutico.

Em Radioterapia Externa a dose total é administrada em pequenas fracções diárias, durante um período de várias semanas. Esta prática surgiu da observação de que assim se obtinha uma boa taxa de curas com efeitos secundários pouco significativos.

A administração de pequenas fracções diárias, ou por um intervalo mínimo de seis horas, permite a recuperação dos tecidos sãos sem comprometer o controlo tumoral. O esquema de fraccionamento ideal será aquele que permite o maior diferencial entre destruição tumoral e lesão nos tecidos sãos – índice terapêutico [1].

1.3 – Equipamentos

1.3.1 – Acelerador Linear

É o equipamento de eleição para administrar tratamentos de Radioterapia Externa.

Idealmente, deve dispor de duas ou mais energias de fotões, para tratamentos profundos, e diversas energias de electrões, para tratamentos mais superficiais.

Este equipamento é composto por sofisticados sistemas de produção, administração e controlo de radiação, equipamentos para posicionamento do paciente e sistemas de localização e verificação dos campos a irradiar.

Ao Acelerador Linear estão associados: uma mesa de tratamento específica, onde o paciente é posicionado; um sistema de lasers de localização; um sistema electrónico de aquisição de imagens em tempo real do campo irradiado; um sistema de dimensionamento dos campos a irradiar; um sistema de vídeo em circuito fechado para vigilância do paciente durante o tratamento e um equipamento computadorizado de comando.



Figura 3 – Acelerador Linear Siemens do HSJ.

Os Aceleradores Lineares (figura 3) possuem um de dois tipos de colimadores, os colimadores tradicionais ou os colimadores multi-folhas.

Os colimadores tradicionais são compostos por dois pares de blocos metálicos, orientados perpendicularmente entre si e que permitem adequar o tamanho do campo de irradiação a cada tratamento. Dado que os tumores não apresentam formas regulares e que os colimadores tradicionais só permitem a abertura de campos retangulares, é necessária a elaboração de blocos de liga metálica (figura 4) para que a forma do feixe de radiação seja igual à forma do tumor.



Figura 4 – Blocos de liga metálica.

Os Aceleradores mais modernos possuem um sistema de colimação composto por múltiplas pequenas lâminas monitorizadas que permitem o tratamento de campos irregulares sem necessidade de recorrer a protecções personalizadas fabricadas individualmente. Este sistema designado por multi-folhas, embora mais dispendioso no momento da aquisição, reduz o custo de produção uma vez que não é necessária a preparação de protecções específicas para cada tratamento e diminui o tempo necessário para cada tratamento, o que permite melhorar a rentabilidade do acelerador linear.

Os colimadores multi-folhas (figura 5) são formados por 80 a 160 segmentos, com uma dimensão entre alguns milímetros e 1cm (ao nível do isocentro).

Cada folha é individualmente monitorizada e controlada por computador, permitindo posições com uma precisão superior a 1 mm e a formação de campos de radiação irregulares [4].



Figura 5 – Colimador multi-folhas [5].

Ainda como parte integrante do Acelerador Linear está o sistema de verificação de campos, constituído por um sistema de detecção de radiação que permite verificar, através de um sistema informático, a conformidade entre os campos irradiados e os campos planeados.

O sistema de verificação electrónico está normalmente montado no braço de tratamento do acelerador linear podendo ser colocado rapidamente na posição de aquisição de imagem. A imagem adquirida (imagem portal) pode ser comparada com a imagem obtida no sistema de planeamento e a sua conformidade verificada de modo manual ou electrónico, dependendo do sistema informático instalado.

1.3.1.1 – Princípio de funcionamento do Acelerador Linear

O Acelerador Linear é um equipamento que usa microondas de frequência de 3,0 GHz, para acelerar electrões, através de um tubo linear. Os electrões ganham energia viajando em fase com o campo eléctrico que é formado no interior do tubo acelerador. O próprio feixe de electrões de alta energia pode ser usado no tratamento de tumores superficiais, ou pode atingir um alvo para produzir raios-X para tratar tumores profundos [6].

O funcionamento básico de um AL pode ser descrito da seguinte forma (figura 6): electrões são libertados por emissão termo-iónica da fonte de electrões, que consiste de um cátodo aquecido a uma temperatura de 1100 a 1200 °C e um ânodo. Os electrões entram no tubo acelerador (figura 8) com uma energia de aproximadamente 500 KeV e nele são acelerados pelas microondas de altas frequências geradas no *Magnetron* ou no *Klystron*. O tubo acelerador é feito de cobre com o seu interior dividido em discos de cobre com aberturas e espaçamentos variáveis para proporcionar a captura dos electrões no campo eléctrico sinusoidal formado no tubo. Ao emergirem da outra extremidade do tubo, o feixe de electrões tem um formato cilíndrico de aproximadamente 3 mm de diâmetro. Para serem produzidos os raios-X, o feixe de electrões colide com um alvo localizado na gantry do acelerador, que gira em torno do isocentro, como se pode ver na figura 7.

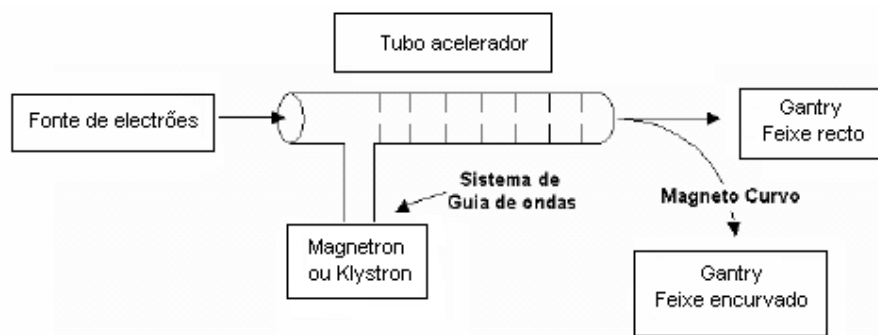


Figura 6 – Diagrama de um Acelerador Linear usado em Radioterapia [7].

Dependendo do potencial de formação do feixe do AL, o tubo acelerador pode ser aproximadamente de 0,4 m para produzir fótons com energia máxima em torno de 6 MeV ou mais longo (ex. com 1,5 m) para feixes de qualidade 18 MV. No primeiro caso, o alvo é localizado em frente à saída do feixe de electrões do tubo – Feixe recto. Como o tubo é longo para feixes formados com potenciais maiores que 6 MV, o feixe de electrões sofre um desvio na sua trajetória, em direcção ao centro do eixo de rotação da gantry, de um ângulo de 270° .

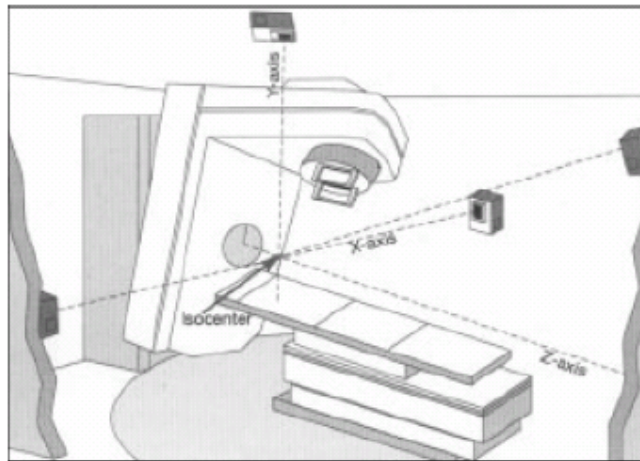


Figura 7 – Ilustração do isocentro de rotação da gantry de um AL [7].



Figura 8 – (a) Magnetron; (b) Sistema de guia de ondas; (c) Tubo acelerador e (d) Alvo [7].

1.3.1.2 – Unidades Monitoras

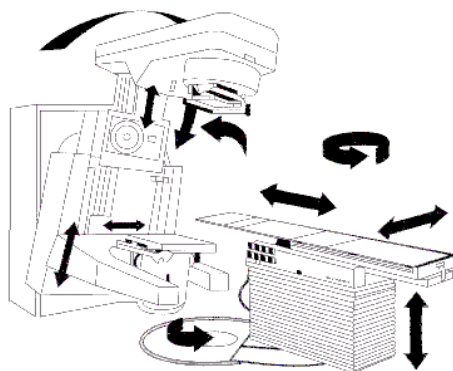
Como nos Aceleradores Lineares os feixes de radiação ionizante são pulsados, é necessário monitorizar constantemente esses feixes para garantir a eficácia do tratamento e segurança do paciente. Isto é feito através de duas câmaras de ionização localizadas na gantry. Ao ser depositada a dose desejada, essas câmaras comunicam ao sistema que a dose foi alcançada e o tratamento terminado. Assim, em Radioterapia, é usado o termo unidade monitora (MU) que é associado à dose em cGy por meio de factores de correcção. É uma prática comum ajustar a calibração do Acelerador Linear de forma que uma unidade monitora seja equivalente a 1 cGy.

1.3.2 – Simulador

O tratamento com radiações pressupõe uma localização geográfica detalhada da zona a tratar.

O procedimento relativo ao planeamento geométrico do tratamento (posição, dimensões e incidência dos campos de tratamento) é efectuado através de um sistema de simulação que reproduz as condições de tratamento usando radiação de baixa energia.

Os simuladores (figura 9) são semelhantes aos aceleradores pois também possuem um braço rotativo, um sistema de localização, uma mesa de posicionamento e um sistema de radioscopia, permitindo deste modo avaliar o correcto posicionamento dos campos a tratar.



Simulador convencional

Figura 9 – Simulador.

1.3.3 – Tomografia Computorizada

Em Radioterapia, a Tomografia Computorizada (TC) é utilizada para a aquisição de imagens anatómicas das zonas a irradiar. Esta utilização deve-se ao facto de existirem imprecisões na localização de determinados tumores e órgãos internos. A integração das imagens assim obtidas nos sistemas de dosimetria, permite uma localização muito mais precisa dos campos de tratamento.

A TC de planeamento permite determinar a informação clínica e física do paciente. A informação física compreende o tamanho, a forma, a localização dos contornos e heterogeneidades e também, através das Unidades Hounsfield, a densidade electrónica relativa dos tecidos [8].

Os coeficientes de atenuação, que dependem da densidade electrónica, do número atómico (Z) e da qualidade do feixe usado em TC, são visualizados e representados por um número relativo à atenuação da água. Em honra do inventor da TC, os números de TC também são denominados números de Hounsfield. O número de TC é dado pela relação:

$$\text{Número de TC} = k \frac{\mu_t - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (1)$$

onde μ_t é o coeficiente de atenuação do tecido, $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente de atenuação da água e k é uma constante que determina o factor de escala do intervalo dos números de TC, quando k é 1000 os números de TC são Unidades de Hounsfield.

Na tabela 1 apresentam-se os números de TC para diversos tipos de tecidos correspondentes a diferentes coeficientes de atenuação linear, para duas tensões pico.

Material	Nº atómico efectivo	Densidade (g/cm ³)	Densidade electrónica (e/Kg)	Nº de TC
Ar	7.6	1.29 x 10 ⁻³	3.01 x 10 ²⁶	-1000
Água	7.4	1.00	3.34 x 10 ²⁶	0
Gordura	5.9 a 6.3	0.91	3.34 a 3.48 x 10 ²⁶	-100
Osso	11.6 a 13.8	1.65 a 1.85	3.00 a 3.19 x 10 ²⁶	1000

Tabela 1 – Números de TC e densidades mássicas e electrónicas, para diferentes materiais relevantes em RT [8].

A capacidade para distinguir um material com uma determinada composição de outro com uma composição semelhante, independentemente do tamanho e da forma, denomina-se resolução de baixo contraste.

Consideremos uma parte do corpo que é composta por gordura, tecido e osso. Os números atómicos destes três materiais não são muito diferentes ($Z = 8,8$ para a gordura; 7,4 para o músculo e 13,8 para o osso), assim como as densidades também não ($\rho = 0,91, 1,0$ e 1,85, respectivamente), pelo que os seus números de TC seriam -100, 50 e 1000 respectivamente. O equipamento pode incrementar uma diferença de contraste de forma a aumentar também o contraste da imagem e por conseguinte permitir a distinção entre estruturas com composições semelhantes.

Uma das características essenciais para um tomógrafo computadorizado dedicado à Radioterapia é a existência de uma ampla abertura central, possibilitando o emprego dos diversos acessórios de posicionamento e imobilização existentes. Uma abertura de 70 cm é o mínimo, existindo actualmente equipamentos com mais de 80 cm. A qualidade das imagens obtidas é também importante, pelo que um modo de aquisição helicoidal é o ideal. Também a mesa utilizada deve ser adequada. Pelo menos o tampo deve possuir as mesmas características do existente na sala do Acelerador Linear, visto que o processo de simulação implica o uso dos mesmos sistemas de imobilização utilizados para o tratamento, que são habitualmente fixados à mesa em posições muito específicas.

1.3.4 – Sistemas de Planeamento Computorizado

Os sistemas de planeamento computadorizado consistem numa série de ferramentas e aplicações informáticas que contêm dados relativos às características do AL e dos feixes que este é capaz de produzir e têm a capacidade de os processar em conjunto com as imagens obtidas do paciente, durante a TC, de modo a obter uma distribuição teórica das doses nas zonas a irradiar [1]. Nos Sistemas de Planeamento é possível a inserção de diversos feixes, a variação dos ângulos da gantry, da rotação do colimador e da rotação da mesa, o uso de diferentes energias, a visualização do BEV de cada feixe e a visualização dos volumes e entradas dos feixes em 3D (figura 10).

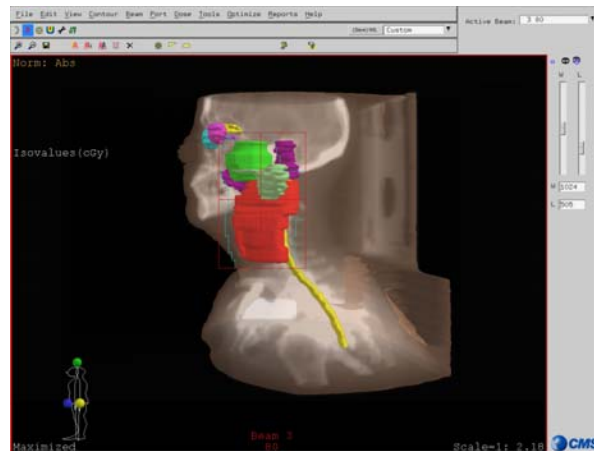


Figura 10 – Visualização 3D das diferentes estruturas (volume a tratar e órgãos de risco).

Estes sistemas utilizam algoritmos de cálculo e de processamento de imagem bastante elaborados, pelo que o seu funcionamento adequado depende de equipamentos (computadores, monitores, drivers, digitalizadores, impressoras, ligações em rede) de elevado desempenho. Estes são ligados através de redes informáticas aos restantes equipamentos para permitirem a partilha de dados e imagens. Podem ainda ser ligados a sistemas exteriores, nomeadamente sistemas de imagem, para importação de imagens obtidas em equipamentos de TC ou RM.

Para aferir que as distribuições de dose teóricas são de facto administradas conforme planeadas é necessário efectuar verificações prévias ao tratamento e/ou dosimetria “in vivo” durante o mesmo. Estas verificações podem consistir na determinação de dose num ou mais pontos e na fluência dos diversos campos individualmente e/ou em conjunto.

1.3.5 – Dosimetria Básica e Controlo da Qualidade

A utilização dos equipamentos de tratamento e simulação requer um controlo operacional minucioso, que possa garantir todos os pressupostos relativos à qualidade dos tratamentos administrados.

1.3.5.1 – Parâmetros de caracterização dos feixes de radiação

Os parâmetros de um feixe de radiação devem ser caracterizados previamente à sua utilização no Acelerador Linear.

Os dados básicos que caracterizam, do ponto de vista de dose absorvida num meio, o feixe de radiação produzido por um Acelerador Linear são usualmente obtidos num fantôma de água já que a água se assemelha, em absorção e dispersão, ao músculo e a outro tipo de tecidos moles. Outra razão da escolha da água é que ela é um meio facilmente disponível e com propriedades reprodutivas onde quer que se esteja.

Quando um feixe de radiação incide num paciente, ou num dado fantôma, a dose absorvida vai variando à medida que o feixe penetra em profundidade. Esta variação depende de muitos parâmetros: energia do feixe, profundidade, tamanho do campo, distância à fonte, sistema de colimação do feixe, etc. [9]. Um passo essencial no cálculo da dose consiste em determinar a sua variação ao longo do eixo central do campo, a chamada curva de rendimento em profundidade. À curva de rendimento em profundidade é necessário juntar-se a descrição da variação de dose ao longo de planos perpendiculares ao eixo central, a várias profundidades – os chamados perfis de dose.

1.3.5.1.1 – Distância Fonte – Superfície

A Distância Fonte – Superfície (DFS), também designada por SSD (*Source Skin Distance*) é a distância entre a fonte (foco) e a pele do paciente, ou a superfície do fantôma. Esta distância é verificada com o auxílio da escala luminosa existente no equipamento.

1.3.5.1.2 – Isocentro

O isocentro é a intercepção do eixo de rotação da gantry com o eixo de rotação do colimador da unidade de tratamento, ou seja, é um ponto no espaço que depende do equipamento envolvido.

1.3.5.1.3 – $D_{m\acute{a}x}$

A profundidade de equilíbrio máximo é a profundidade onde ocorre o equilíbrio electrónico para o feixe de fotões. Normalmente, a profundidade de ionização máxima aumenta com o aumento da energia do fotão. $D_{m\acute{a}x}$ ocorre na superfície para feixe de fotões de baixa energia e abaixo da superfície para feixes de fotões de megavoltagem.

1.3.5.1.4 – *Build-up*

Os fotões interagem com a matéria, produzindo electrões por ionização. A fluência de electrões e a dose absorvida pela matéria aumentam com a profundidade até um certo ponto, diminuindo à medida que os fotões são absorvidos. Como consequência, a dose absorvida inicialmente aumenta com a profundidade, atingindo um máximo a partir do qual passa a decrescer. A região entre a superfície irradiada e a profundidade onde a dose atingiu o valor máximo designa-se por região de *build-up* (figura 11).

A espessura da região de *build-up* é denominada espessura de equilíbrio electrónico.

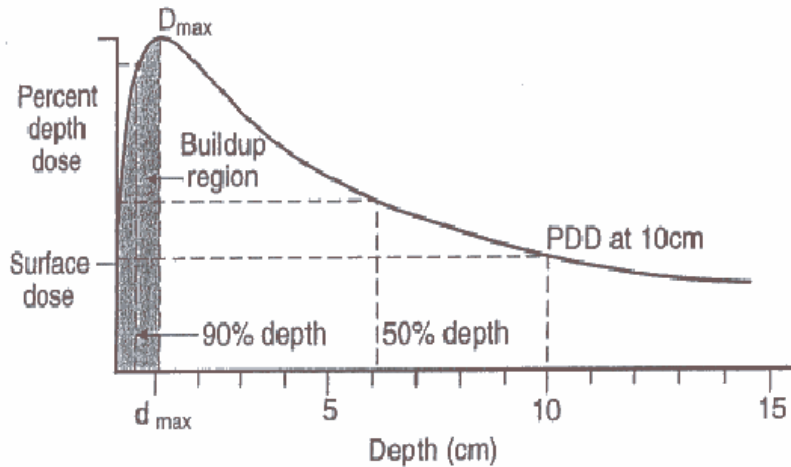


Figura 11 – Curva de dose em profundidade com representação do *Build up* [10].

1.3.5.1.5 – Output

O "output" é definido como a taxa de dose do equipamento, normalmente, expresso em Unidades Monitoras (MU) por minuto, ou também em cGy por minuto.

1.3.5.1.6 – Factor de campo

O factor de campo é a relação entre a dose medida com um campo de referência (10 x 10 cm²) e a dose medida com um campo de dimensões diferentes da referência para a mesma energia. Estas medidas de dose são realizadas nas mesmas condições: à profundidade máxima (d_{máx}) e com SSD=100cm.

1.3.5.2 – Distribuição da dose absorvida

1.3.5.2.1 – Lei do inverso do quadrado da distância

Em Radioterapia Externa as fontes de radiação são muitas vezes compreendidas como fontes pontuais e os feixes produzidos são feixes divergentes. Considere-se uma fonte pontual (F) e dois campos quadrados, um de lado "a", com uma área $A = a^2$ a uma

distância d_a da fonte, e outro de lado b com uma área $B=b^2$ a uma distância d_b . Os dois campos relacionam-se da seguinte forma:

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{a/2}{d_a} = \frac{b/2}{d_b} \text{ ou } \frac{a}{b} = \frac{d_a}{d_b} \quad (2)$$

onde β é o ângulo entre o eixo do feixe central e a extremidade do feixe.

A fonte F emite fótons produzindo uma fluência φ_a a uma distância d_a e uma fluência de fótons φ_b a distância d_b (figura 12).

O número de fótons N que passa através da área A é igual ao número total de fótons que atravessa a área B (assumindo que não há interação de fótons com o ar), pelo que se pode escrever:

$$N = \varphi_a A = \varphi_b B \quad (3)$$

$$\frac{\varphi_a}{\varphi_b} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{d_b^2}{d_a^2} \quad (4)$$

Assim, a fluência de fótons é inversamente proporcional ao quadrado da distância à fonte.

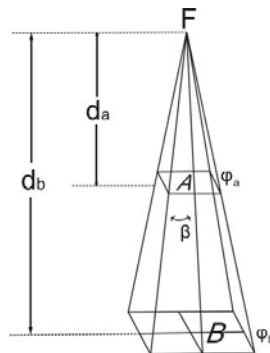


Figura 12 – Feixe divergente de fótons, originado a partir de uma fonte pontual (F), em que são representadas a área A e a área B do feixe nas profundidades d_a e d_b [11].

1.3.5.2.2 – Percentagem de Dose em Profundidade

A Percentagem de Dose em Profundidade (PDD) é a relação percentual entre a dose numa determinada profundidade, dentro do meio dispersor, e a profundidade de dose máxima (profundidade de equilíbrio electrónico) e pode ser escrita como:

$$PDD = \frac{D_d}{D_m} 100 \quad (5)$$

onde D_d é a dose na profundidade d no eixo central do feixe e D_m é a dose na profundidade de equilíbrio electrónico, d_m , no eixo central do feixe (figura 14). A distribuição no meio dispersor é usualmente normalizada com PDD igual a 100% na profundidade de equilíbrio electrónico e D_d é a dose corrigida pela absorção exponencial na profundidade d , pela lei do inverso do quadrado da distância (figura 13).

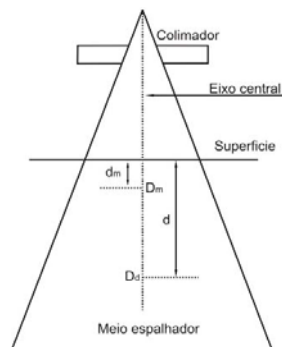


Figura 13 – Esquema ilustrativo da relação entre a dose a uma determinada profundidade, D_d , e a dose na profundidade de equilíbrio electrónico, D_m [11].

Considerando a absorção exponencial da dose com as interações no meio dispersor na profundidade d , com a lei do inverso do quadrado da distância, tem-se:

$$PDD = \frac{(DFS + d_m)^2}{(DFS + d)^2} B e^{-\mu(d-d_m)} \quad (6)$$

onde, DFS é a distância fonte - superfície, B é o factor de dispersão, e o factor exponencial representa a atenuação do feixe no meio dispersor, sendo μ o coeficiente de atenuação linear [12].

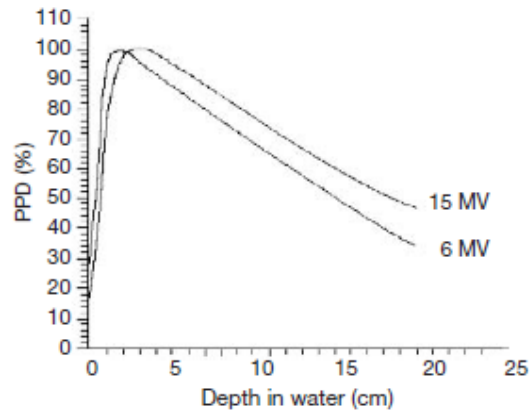


Figura 14 – Curvas de dose em profundidade para as energias de 6 e de 15 MV [13].

1.3.5.2.3 – Perfil

Para além da caracterização da deposição da dose ao longo do eixo central, como no caso descrito anteriormente (PDDs), há necessidade de saber como se distribui a dose fora desse mesmo eixo. A forma mais simples é dada pelos perfis medidos perpendicularmente ao eixo central do feixe, a uma determinada profundidade (figura 15). Os perfis podem ser medidos ao $D_{\text{máx}}$ ou a outra profundidade, conforme as especificações que se pretendam verificar.

Tal como se demonstra na figura seguinte, os perfis podem-se dividir em três zonas distintas: a região central, a penumbra e a “cauda”.

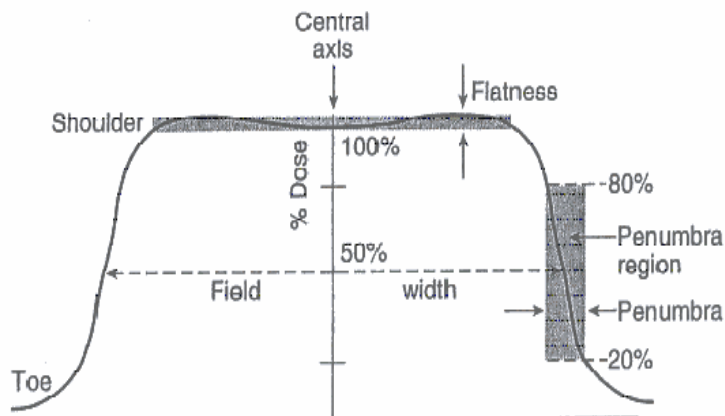


Figura 15 – Perfil de dose de um feixe de fótons [10].

1.3.5.3 – Sistema básico de dosimetria e calibração

O processo de controlo dos equipamentos passa pela sua calibração e pela aquisição de dados de caracterização dos feixes de radiação. Este controlo é efectuado durante a aceitação dos equipamentos, regularmente para efeitos de controlo da qualidade e sempre que houver lugar a reparações que envolvam determinados componentes.

O processo de calibração e dosimetria carece da existência de material específico para o efeito (tanque de água (figura 16), fantôma de placas de água sólida, câmaras de ionização, etc.) adequado aos feixes de radiação e aos modelos de tratamento a usar.



Figura 16 – Tanque de água utilizado no Controlo da Qualidade dos Aceleradores.

1.3.5.3.1 – Fantômas

Um Fantôma (figura 17) é um dispositivo que pode representar um paciente no que diz respeito às propriedades de absorção e dispersão da radiação e permite a introdução de algum tipo de detector no seu interior, por forma a poder aceder-se a informação dosimétrica relevante.

- Podem ser usados para avaliar as condições de funcionamento do equipamento, realizar verificações de controlo da qualidade, melhorar ou comparar procedimentos.
- Podem ser geométricos ou antropomórficos.
- Podem ser preenchidos com água, materiais sólidos homogêneos ou materiais equivalentes a tecidos humanos.

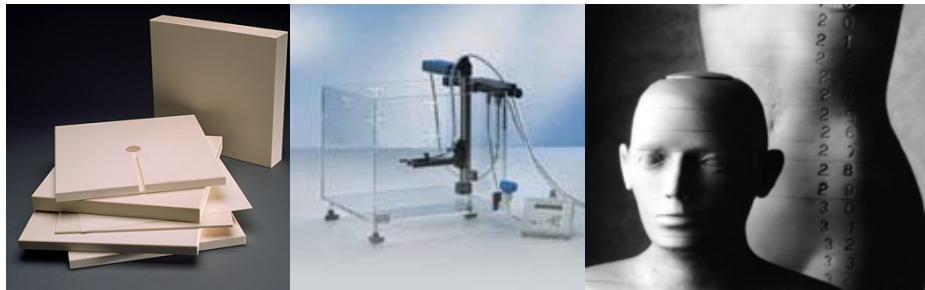


Figura 17 – Exemplos de Fantômas utilizados em RT: fantôma de placas de água sólida, fantôma de água e fantôma Rando [14].

1.3.5.4 - Equipamentos associados ao método de medida

Para ser usado como dosímetro para radiação ionizante, um material deve possuir algumas propriedades físicas que são função da grandeza dosimétrica medida. As propriedades avaliadas para que um material seja caracterizado como dosímetro são: precisão e exactidão na medida, linearidade, dependência com a dose ou com a taxa de dose, dependência energética, dependência angular e resolução espacial.

No processo de medição da dose absorvida em Radioterapia são usados diversos tipos de detectores de materiais e formas diferentes. Os mais comuns são as câmaras de ionização, seguidas pelos filmes dosimétricos e os detectores de estado sólido (TLDs, díodos).

1.3.5.4.1 – Câmara de ionização

Para ser usado como dosímetro para radiação ionizante, um material deve possuir algumas propriedades físicas que são função da grandeza dosimétrica medida. As propriedades avaliadas para que um material seja caracterizado como dosímetro são: precisão e exactidão na medida, linearidade, dependência com a dose ou com a taxa de dose, dependência energética, dependência angular e resolução espacial.

No processo de medição da dose absorvida em Radioterapia são usados diversos tipos de detectores de materiais e formas diferentes. Os mais comuns são as câmaras de ionização (figura 18), seguidas pelos filmes dosimétricos, os detectores de estado sólido (TLDs) e os dispositivos electrónicos, em geral fabricados em silício.

As câmaras de ionização do tipo Farmer são amplamente usadas devido à sua precisão na leitura. Estas câmaras possuem volumes activos que variam entre 0,1 e 1 cm³ e têm um comprimento interno inferior a 25 mm e um diâmetro interno de aproximadamente 7 mm. O material da parede da câmara é constituído por um elemento de baixo número atómico (isto é, equivalente ao ar ou tecido), com uma espessura menor que 0,1 g/cm².



Figura 18 – Câmara de ionização do tipo Farmer.

As câmaras de ionização mais simples são constituídas por um eléctrodo central (ânodo) e pela parede da câmara que é revestida por um material condutor e que funciona como cátodo. O volume sensível do detector é delimitado pela parede da câmara e constitui uma cavidade preenchida por um gás ou por uma mistura de gases, a uma pressão relativamente baixa. Entre o ânodo e o cátodo é aplicada uma diferença de potencial, para separar os pares de iões produzidos, fazendo com que os iões negativos migrem para o ânodo e os positivos para o cátodo. Este fluxo de iões produz uma corrente eléctrica extremamente baixa que pode ser medida por um electrómetro [15].

As câmaras de ionização normalmente não são seladas, ou seja, o ar no seu interior é o mesmo do ambiente, por isso é necessário fazer a correcção das leituras para a densidade do ar, isto é, para a temperatura e pressão ambientais.

Esta câmara é recomendada para dosimetria de feixe de electrões com energias abaixo de 10 MeV e usada para medidas de dose em superfície e em profundidade na região do build-up, para feixes de fotões de megavoltagem.

1.3.5.4.2 – Electrómetro

Numa câmara de ionização exposta a um feixe de radiação, a carga (ou corrente) gerada é extremamente pequena e deve ser medida por instrumentos muito sensíveis. Estes instrumentos são conhecidos como electrómetros (figura 19).

De uma forma geral, um electrómetro é um multímetro de corrente contínua sofisticado que, além de ser utilizado para todas as tarefas realizadas normalmente por um multímetro convencional, permite a medida de tensão, corrente, resistência e carga com valores cujas ordens de grandeza estejam fora das medidas usuais.



Figura 19 – Electrómetro.

Um único electrómetro pode ser acoplado a várias câmaras de ionização, dependendo da ordem de grandeza da corrente produzida na câmara e da escala do electrómetro. Desta forma, um mesmo electrómetro pode formar vários sistemas de medida quando associado a câmaras de ionização diferentes, tanto quanto ao tipo (câmaras do tipo Farmer, por exemplo) como quanto ao volume (câmaras de placas paralelas de volumes diferentes, utilizadas para diferentes propósitos – para Radioterapia ou Radioprotecção, por exemplo).

Segundo as recomendações internacionais, nos casos em que o electrómetro fizer parte do sistema dosimétrico, este deve ser calibrado conjuntamente com a câmara de ionização, ou seja, a câmara deve estar acoplada ao electrómetro.

Idealmente, o electrómetro deve ter um mostrador digital e possuir uma resolução de quatro dígitos ou 0,1%.

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

Existem basicamente dois tipos de electrómetros: aqueles em que a câmara de ionização é desconectada do electrómetro durante a exposição e novamente acoplada para a medida de carga (electrómetros tipo "string"), e aqueles em que a câmara de ionização é acoplada ao electrómetro por meio de cabos, permitindo que o electrómetro fique fora da sala onde será realizada a irradiação, não havendo a necessidade da câmara ser desconectada do electrómetro durante a exposição [15].

1.3.5.4.3 – Fantôma de placas de água sólida

O fantôma geométrico de placas de água sólida (figura 20) simula a absorção de radiação e as propriedades de difusão nos tecidos humanos. As placas de água sólida reproduzem as propriedades dosimétricas dos tecidos, embora reduzam a complexidade da anatomia e geometrias regulares. São constituídas por plástico equivalente à água e possuem inserções para diferentes tipos de câmaras de ionização, nomeadamente do tipo Farmer, permitindo a realização de medidas de dose absolutas/relativas.



Figura 20 – Fantôma de placas de água sólida.

1.3.5.4.4 – Fantôma Rando

O fantôma antropomórfico (RANDO Man Phantom) é composto por um esqueleto humano natural (sem os membros superiores e inferiores), revestido com um material de densidade $0,985 \text{ g.cm}^{-3}$ e número atômico efetivo de 7,3. Estes valores, baseados nas "Medidas do Homem Padrão" (ICRP, 1975), representam a composição nominal de gorduras, fluidos, músculos, etc. do corpo humano.

Os pulmões, moldados na situação expandida de ar, têm o mesmo número atômico mas densidade diferente ($0,32 \text{ g.cm}^{-3}$).

O fantôma (figura 21) corresponde a um adulto típico com estatura de 175 cm e peso corporal de 73,5 kg. Está dividido em 36 fatias de 2,5 cm de espessura, numeradas de 0 a 35, em ordem crescente a partir da cabeça.



Figura 21 – Fantôma Rando.

1.4 – Percurso do paciente em Radioterapia

O médico radioterapeuta começa por avaliar o paciente de forma a determinar a indicação para o tratamento e a respectiva programação. Antes do início do tratamento, existe uma fase de planeamento. A consulta de planeamento consiste na análise detalhada da situação clínica do paciente, observação do mesmo e determinação do modelo de tratamento, incluindo o sistema de imobilização, aparelho de tratamento, disposição dos feixes de radiação a utilizar e dose a administrar (por fracção, por dia e total). Na sequência desta consulta é habitualmente efectuada a simulação do tratamento.

A simulação é realizada pelo médico radioterapeuta e por técnicos de radioterapia/planeamento, sendo adquiridas referências relativas ao paciente e à localização do tumor a tratar. Estes passos decorrem no simulador, com ou sem recurso à Tomografia Computorizada ou outros dispositivos de aquisição de dados anatómicos.

A elaboração dos planos de tratamento, dosimetrias e dados de caracterização do tratamento, a partir dos dados fornecidos pelo médico na fase de planeamento, depende dos físicos hospitalares e de técnicos de dosimetria responsáveis pela dosimetria clínica. Estes dados são a base do tratamento que posteriormente irá ser efectuada pelos técnicos de Radioterapia. Após planeamento e dosimetria, a fase terapêutica depende directamente dos técnicos de Radioterapia, que exercem a sua actividade nos postos de tratamento.

Durante o tratamento, cuja duração pode variar de uma a oito ou mais semanas, o médico radioterapeuta efectua várias consultas, de rotina ou motivadas por ocorrências secundárias à irradiação. Após conclusão do tratamento prescrito, é feita uma consulta de referência, em que os dados técnicos são transcritos para o processo clínico.

Existem em simultâneo outras actividades, idênticas às praticadas noutros serviços (por exemplo, consultas, sala de enfermagem para tratamentos), que dependem da participação de elementos não mencionados anteriormente (administrativos, enfermeiros, auxiliares).

1.4.1 – Simulação

1.4.1.1 – Simulação Virtual

Na simulação virtual é utilizado um equipamento de TC, um software de localização e reconstrução 3D e um sistema de lasers que possibilitam o correcto posicionamento do paciente. O software de localização e reconstrução 3D permite obter informação tridimensional relativa à anatomia do paciente, delinear o tumor e outras estruturas adjacentes, determinar o volume alvo a tratar, efectuar marcações de referência do paciente, simular e modificar os campos de irradiação e produzir e imprimir radiografias reconstruídas digitalmente (DRR - Digitally Reconstructed Radiography).

A simulação virtual é inteiramente baseada na anatomia individual. A informação é completa e precisa relativamente ao tamanho, localização e posição de qualquer estrutura anatómica. Nesta simulação é possível determinar os parâmetros geométricos dos feixes de tratamento, incluindo o isocentro, delimitar o tumor com exactidão e efectuar a configuração e verificação dos campos de tratamento.

A simulação com TC permite visualizar a anatomia do paciente nos três eixos espaciais (axial, sagital e coronal) [1].

1.4.1.2 – Simulação Convencional ou Física

A simulação física, também designada por simulação convencional, utiliza um simulador que reproduz as condições do tratamento. Esta simulação inclui os seguintes procedimentos: alinhamento e localização da área de interesse, imobilização/fixação, aquisição de imagens 2D e marcação do plano do isocentro na pele do paciente. Esta marcação é feita através de um sistema de lasers móveis ou fixos, particularmente adaptados ao equipamento [1].

1.4.2 – Planeamento

1.4.2.1 – Delimitação de volumes

Através de softwares específicos, os dados adquiridos com TC podem ser fundidos com os obtidos com RM, PET ou SPECT, para atingir um elevado nível de visualização, morfológico e funcional [16].

O processo de determinação dos volumes a irradiar consiste numa série de passos distintos, podendo ser definidos vários volumes, correspondendo geralmente a diferentes “concentrações”, demonstradas ou suspeitas, de células malignas. Devem ser tomadas em consideração, na delimitação destes volumes, as alterações previsíveis das suas relações com os feixes durante a sua administração, dependentes da mobilidade do paciente durante a terapia, por exemplo movimentos respiratórios, e por possíveis erros no posicionamento inicial [1].

A definição dos volumes é bastante importante no planeamento de Radioterapia Externa. Os volumes (figura 22), de acordo com o relatório 50 da ICRU [17], [18], definem-se do seguinte modo:

- **GTV** (*Gross Tumor Volume*) – Tumor ou extensão tumoral demonstrada e/ou visível por palpação médica ou identificada em imagens complementares de diagnóstico (TC, RM, PET/TC). Permite o registo e o seguimento da resposta do tumor ao tratamento. Este termo não é aplicado a pacientes sujeitos a remoção do tumor e remoção de nódulos axilares, em casos clínicos de mama.
- **CTV** (*Clinical Tumor Volume*) – Volume de tecido a tratar que engloba o GTV associado à extensão da doença microscópica e sub-clínica.

Inclui:

I: uma margem finita em redor do tumor (risco clínico demonstrado).

II: zonas de drenagem ganglionar não atingidas.

- **PTV** (*Planning Tumor Volume*) – Definido pelo CTV em adição às margens de segurança (aproximadamente 1 cm), isto é, margens para compensar alterações

devidas à variação em tamanho e forma dos tecidos do CTV e variações diárias da fisionomia do paciente.

- **OAR** (*Organ at risk*) – Tecidos/órgãos normais próximos do tumor, cujas doses de tolerância podem condicionar o volume a irradiar e/ou a dose a administrar.

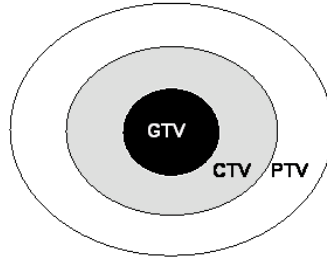


Figura 22 – Esquema do delineamento de volumes.

1.4.2.2 – Tipos de Planeamento

O planeamento de Radioterapia passa por várias etapas. Depois da definição dos volumes a irradiar, determina-se qual a melhor configuração de feixes que produz a distribuição de dose 3D pretendida.

Actualmente existem duas opções de sistemas de planeamento de Radioterapia. São eles o planeamento directo, utilizado normalmente para a 3DCRT e o planeamento inverso utilizado para o IMRT.

No primeiro caso, o responsável pelo planeamento selecciona o número de campos e o sistema de planeamento calcula a distribuição de dose tendo em conta o número de campos já definidos. Em resumo, o planeamento conformacional baseia-se nos seguintes passos:

1. Aquisição de imagens: definição de volume alvo e outras regiões de interesse;
2. Selecção de feixes, energias, filtros e compensadores;
3. Cálculo tridimensional de dose;
4. Avaliação da curva de isodose em 2D e 3D;
5. Aprovação do plano de tratamento.

No planeamento inverso, o responsável pelo planeamento especifica a dose requerida e a respectiva distribuição pelos volumes alvo, não ignorando ainda os órgãos e tecidos adjacentes. O sistema de planeamento executa a distribuição de dose e a respectiva optimização, ou seja, tendo em conta a intensidade dos feixes e o objectivo da irradiação, aproxima a distribuição de dose o mais possível ao teórico desejado. Para diminuir o tempo de optimização, é necessário definir o número de campos, as angulações e o número de níveis de intensidade.

Cada campo de tratamento é constituído por um conjunto de pequenos segmentos que permitem a modulação da intensidade do feixe.

Em resumo, o planeamento inverso é efectuado da seguinte forma:

1. Aquisição de imagens: definição de volume alvo e outras regiões de interesse;
2. Desenho de distribuição de dose 3D nos volumes alvo e órgãos de risco;
3. Procedimento computacional de optimização de distribuição 3D da dose e segmentação;
4. Avaliação da distribuição de dose;
5. Aprovação do plano de terapia.

1.4.2.3 – Avaliação do plano de tratamento

Após a conclusão de um planeamento este deverá ser avaliado pelo médico, antes de ser aprovado para tratamento. Esta avaliação faz-se normalmente através da observação de curvas de dose (isodoses – figura 23) e de histogramas dose – volume (figura 24).

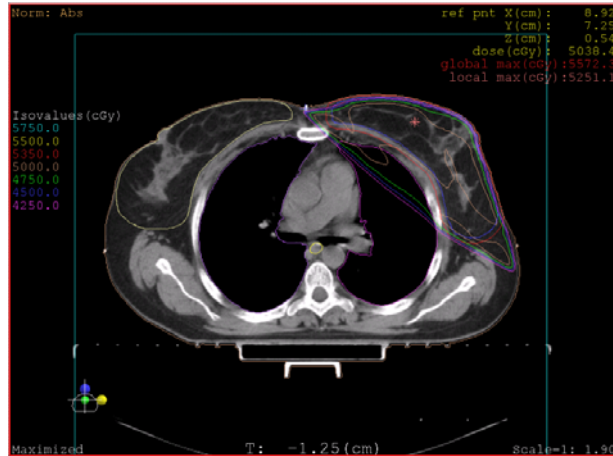


Figura 23 – Avaliação do plano de tratamento através da análise das curvas de dose.

Num histograma dose – volume, as curvas apresentadas representam a distribuição de dose no volume de um determinado órgão a tratar (neste caso, a mama) e a distribuição de dose nos órgãos de risco (ex. coração, pulmão, tireóide, esófago, etc) previamente delineados.

Através do histograma, pode-se verificar que o volume alvo se encontra correctamente coberto pela dose prescrita e que a irradiação dos órgãos de risco não ultrapassa as tolerâncias recomendadas internacionalmente.

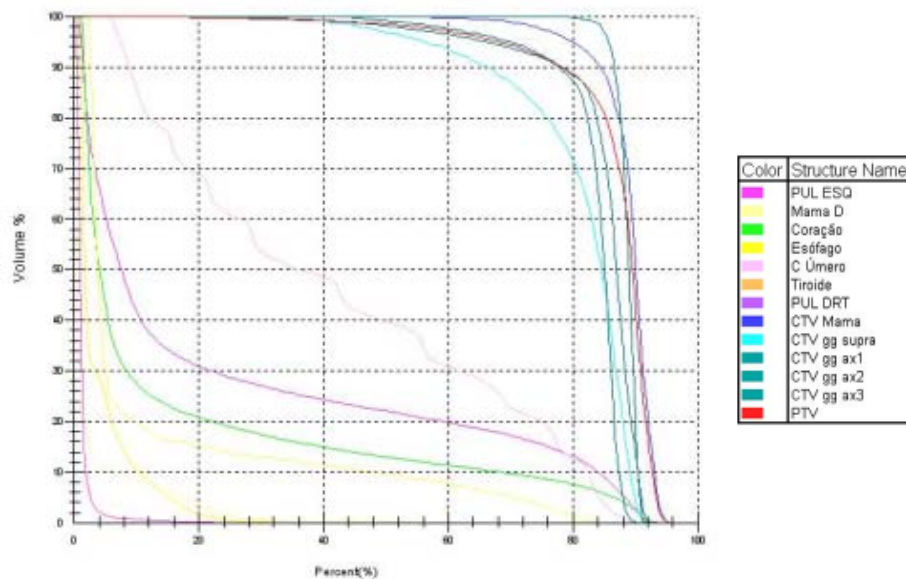


Figura 24 – Histograma Dose – Volume (patologia da mama).

1.4.3 – Tratamento

O posicionamento do doente e a localização dos campos de tratamento são pontos fulcrais no processo da Radioterapia. Deles depende a administração da dose correcta no local correcto e, conseqüentemente, o sucesso do tratamento. Assim, para cada tratamento, o paciente é deitado na mesa do Acelerador Linear e, posteriormente, é posicionado, alinhado e imobilizado, utilizando os mesmos acessórios e pontos de referência que foram usados aquando da realização da TC de planeamento, garantindo a reprodutibilidade do tratamento.

No primeiro dia, poderá ser necessário efectuar um deslocamento, nos casos em que o ponto de referência da TC de planeamento não coincide com o isocentro de tratamento. Os desvios provêm do próprio Sistema de Planeamento e os novos pontos de referência são marcados no paciente, ou seja, é marcado um novo isocentro de tratamento. Depois de concluído todo este processo, dá-se início ao tratamento.

O posicionamento e imobilização realizado na unidade de terapia é submetido a uma análise por comparação de imagens de verificação (*portal imaging*) com DRR's provenientes do Sistema de Planeamento, através de "Matching" de campos ortogonais (de tratamento ou localização).

Os tratamentos de Radioterapia são normalmente diários, de segunda a sexta-feira. No caso da patologia da mama, cada uma das 25 sessões de tratamento tem uma duração de cerca de 8 a 10 minutos.

2 – Transístores de efeito de campo

Os transístores são pequenos dispositivos semicondutores que funcionam num de dois modos:

- como interruptor electrónico de alta velocidade;
- como amplificador.

Actualmente, e ao contrário do primeiro transístor construído com base em germânio, os transístores são, na sua maioria, fabricados em silício, um semicondutor abundante na natureza que possibilita o funcionamento a temperaturas mais elevadas (175 °C, quando comparado com os ~75°C dos transístores de germânio) e também porque apresenta correntes de fuga menores.

Os materiais semicondutores não permitem uma tão boa circulação de corrente como os materiais bons condutores (ex. cobre) mas também não se opõem totalmente à sua passagem, como acontece com os isolantes, de que são exemplo o vidro e a porcelana. A sua resistência à passagem da corrente pode ser alterada pela introdução de pequenas quantidades de outras substâncias, designadas de impurezas dopantes, tal como o arsénico ou o gálio. Dependendo da impureza adicionada, o silício pode ficar com uma maioria de cargas negativas, designando-se de tipo n, ou positivas, situação em que recebe a designação de tipo p [19].

Existem dois tipos de transístores: o bipolar (BJT) e o transístor unipolar ou de efeito de campo (FET).

Os MOSFETs (Metal-Oxide-Semiconductor Field Effect-Transistors) podem ser do tipo NMOS (tipo N) ou PMOS (tipo P). Podem ser de reforço (de canal P e de canal N) ou de depleção (de canal N e de canal P). O princípio básico de um MOSFET é o uso de uma tensão entre dois terminais para controlar a corrente no terceiro terminal. O uso do sinal de controlo permite que a corrente no terceiro terminal varie de zero até um valor elevado.

2.1 – MOSFET de canal n

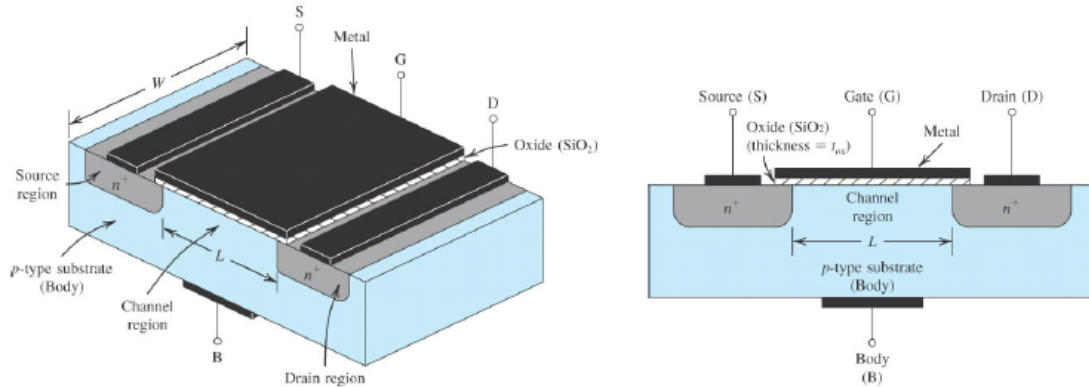


Figura 25 – Estrutura física do MOSFET do tipo canal-n ou NMOS [20].

O transístor é fabricado num substrato do tipo p. No substrato, foram criadas duas regiões do tipo n fortemente dopadas indicadas na figura 25 como regiões n^+ (n^+ corresponde a um nível de dopagem elevado e não a uma carga positiva), designadas por fonte (*source*) e dreno (*drain*).

Uma camada fina (tipicamente de 2-50 nm) de dióxido de silício (SiO_2), (isolante eléctrico), foi desenvolvida na superfície do substrato, cobrindo a área entre as regiões da *source* e do *drain*.

Posteriormente, deposita-se metal por cima da camada de óxido para formar o eléctrodo “*gate*” (porta) do dispositivo.

Por fim, realizam-se contactos metálicos nas regiões da *source*, *drain* e substrato.

Desta forma, foram criados quatro terminais: os terminais da “*gate*” (G), da “*source*” (S), do “*drain*” (D) e do substrato ou corpo (B).

O substrato forma junções pn com as regiões da *source* e do *drain*. Em funcionamento normal, estas junções pn são mantidas permanentemente inversamente polarizadas.

Uma vez que o *drain* vai estar com uma tensão positiva relativamente à *source*, as duas junções pn podem ser efectivamente colocadas em corte, ligando simplesmente o terminal do substrato ao terminal da *source*.

Desta forma, o substrato poderá ser considerado como não tendo nenhum efeito no funcionamento do dispositivo e o MOSFET poderá ser tratado como um dispositivo de três terminais, ou seja, a *gate* (G), a *source* (S) e o *drain* (D).

Verifica-se que uma tensão aplicada à *gate* controla o fluxo de corrente entre a *source* e o *drain*. Esta corrente flui na direcção longitudinal do *drain* para a *source* na região designada por “canal” [19].

A região do canal tem um comprimento L e uma largura W , dois importantes parâmetros do MOSFET (pode-se controlar as características eléctricas do MOSFET dimensionando a razão da largura pelo comprimento do canal, W/L).

Tipicamente, L tem valores entre 0,11 e 3 μm , W entre 0,2 e 100 μm e a espessura da camada de óxido de silício está entre os 0,02 a 0,1 μm .

O MOSFET é normalmente construído como um dispositivo simétrico. Assim, a *source* e o *drain* podem ser trocados sem alteração das características do transístor [21].

2.1.1 – Funcionamento sem tensão na *gate*

Se não for aplicada qualquer tensão de polarização à *gate*, entre a *source* e o *drain* existem dois díodos em série opostos e não haverá corrente entre a *source* e o *drain*.

Um díodo é constituído pela junção pn formada pela região n^+ do *drain* e o substrato do tipo p e o outro pela junção formada pelo substrato e a região n^+ da *source*.

Se se aplicar uma tensão V_{DS} positiva entre o *drain* e a *source*, a existência destes dois díodos impede que flua corrente entre o *drain* e a *source*.

O percurso entre o *drain* e a *source* tem uma resistência muito elevada (da ordem de $10^{12}\Omega$) [21].

2.1.2 – Criação de um canal para a condução de corrente

Aplica-se uma tensão positiva à *gate* (figura 26). Toda a tensão da *gate* aparece entre a *gate* e a *source*, pelo que foi designada por V_{GS} .

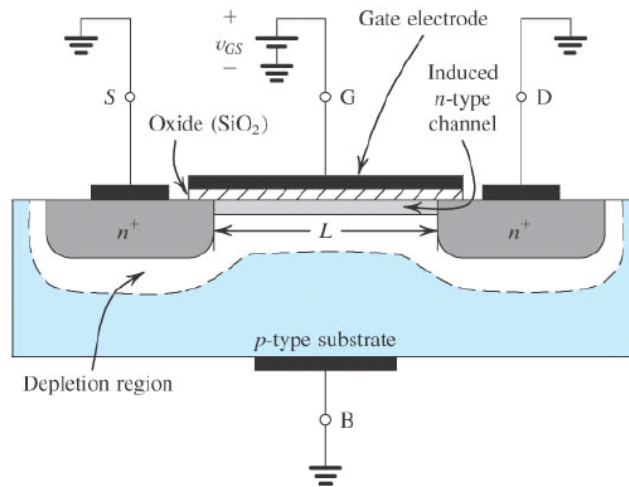


Figura 26 – Criação de um canal para a condução de corrente [20].

A tensão positiva da *gate* tem dois efeitos:

Por um lado, origina que as lacunas (cargas positivas) sejam repelidas da região do substrato, situada por baixo da *gate*, para a região do canal (o campo eléctrico atrai os electrões do substrato para a região do canal). Estas lacunas são empurradas para baixo, deixando atrás uma região vazia de portadores. Esta região de deplecção contém iões negativos correspondentes aos átomos aceitadores que perderam as lacunas que foram repelidas.

Por outro lado, a tensão positiva da *gate* atrai electrões das regiões n^+ da *source* e do *drain* (onde existem em abundância) para a região do canal. Quando o número de electrões acumulado junto da superfície do substrato, por baixo da *gate*, é suficiente, constitui-se uma região n ligando a *source* e o *drain* (figura 26).

Aplicando uma tensão positiva entre o *drain* e a *source*, flui corrente nesta região n induzida, transportada pelos electrões móveis. A região n induzida forma, assim, um canal por onde a corrente flui do *drain* para a *source*.

Um MOSFET de canal n é formado num substrato do tipo p e o canal é criado invertendo a superfície do substrato do tipo p para o tipo n. Por esta razão, o canal induzido é, também, designado por camada de inversão.

O valor de V_{GS} necessário para que um número suficiente de electrões móveis se acumule na região do canal para formar um canal condutor é chamado tensão limiar e é

designado por V_t . O valor de V_t é controlado durante o fabrico do dispositivo e, tipicamente, toma valores compreendidos entre 0.5 e 1.0 V.

A *gate* e o corpo do MOSFET formam um condensador de placas paralelas em que o dieléctrico é a camada de óxido. A tensão positiva da *gate* faz com que se acumule carga positiva na placa superior do condensador (o eléctrodo da *gate*). A correspondente carga negativa da placa inferior é formada pelos electrões do canal induzido. Desenvolve-se, assim, um campo eléctrico vertical entre a *gate* e o substrato. É este campo eléctrico que controla a quantidade de carga no canal, determinando assim a sua condutividade e, conseqüentemente, a corrente que flui no canal quando se aplica uma tensão V_{DS} [19], [21].

2.1.3 – Funcionamento com pequeno valor de V_{DS}

Consideremos o caso em que V_{DS} é pequena (aproximadamente, 50mV). A tensão V_{DS} faz com que flua uma corrente i_D no canal n induzido. Esta corrente é constituída por electrões que viajam da *source* para o *drain* (daí os nomes *source* e *drain*). Por convenção a direcção da corrente é contrária ao fluxo das cargas negativas, logo a corrente no canal é do *drain* para a *source* (figura 27).

A grandeza de i_D depende da densidade de electrões no canal que, por sua vez, depende da grandeza de V_{GS} .

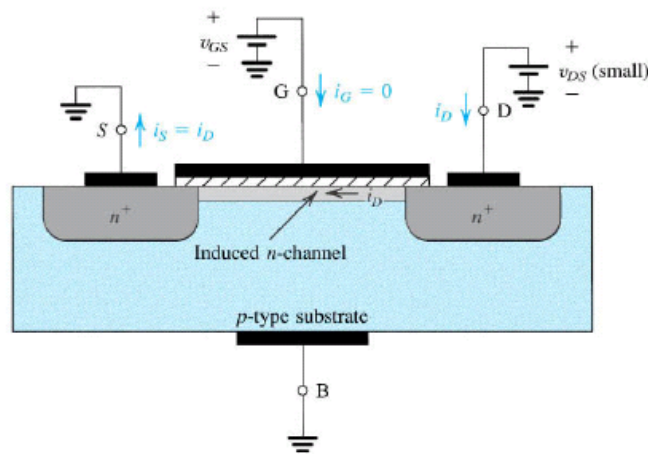


Figura 27 – Aplica-se uma tensão V_{DS} positiva entre o *drain* e a *source* [20].

Concretamente, para $V_{GS} = V_t$ o canal está limiarmente induzido pelo que a corrente é ainda muito pequena (figura 28).

Para $V_{GS} > V_t$ mais electrões são atraídos para o canal (aumento da profundidade) dando origem a uma redução da resistência ou aumento da condutância. A condutância do canal é proporcional à tensão da *gate* em excesso ($V_{GS} - V_t$) ou tensão de overdrive (V_{OV}) ($V_{OV} = V_{GS} - V_t$).

A corrente i_D será proporcional a $V_{GS} - V_t$ e, obviamente, à tensão V_{DS} que origina i_D .

O MOSFET funciona como uma resistência linear cujo valor é controlado por V_{GS} . A resistência é infinita para $V_{GS} \leq V_t$. O seu valor diminui à medida que V_{GS} se torna maior do que V_t [22].

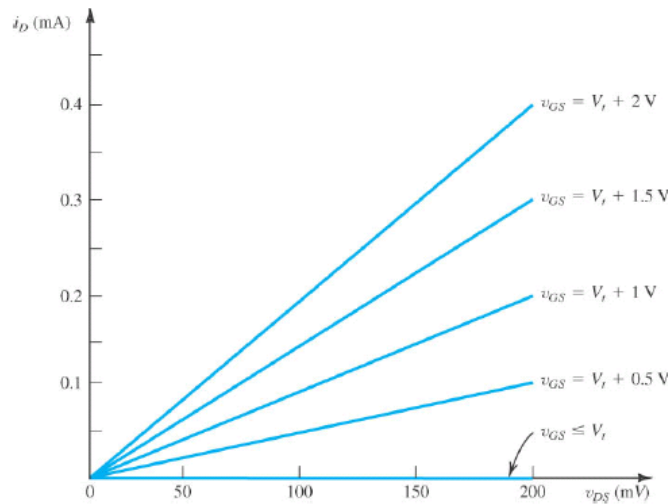


Figura 28 – Esboço de i_D versus V_{DS} para vários valores de V_{GS} [20].

Para o MOSFET conduzir, é necessário induzir um canal. O aumento de V_{GS} acima da tensão limiar V_t enriquece o canal, e daí as designações funcionamento em modo de enriquecimento e MOSFET de enriquecimento. É ainda de salientar que a corrente que sai do terminal da *source* (i_S) é igual à corrente que entra pelo terminal do *drain* (i_D) e que a corrente da *gate* $i_G = 0$.

2.1.4 – Funcionamento com V_{DS} superiores

Considere-se agora que V_{DS} se torna maior e que V_{GS} é mantida constante num valor maior do que V_t .

V_{DS} aparece como uma queda de tensão ao longo do canal, ou seja, se percorrermos o canal desde a *source* até ao *drain*, a tensão (medida em relação à *source*) aumenta de 0 até V_{DS} . Assim, a tensão entre a *gate* e pontos ao longo do canal diminui desde o valor V_{GS} , na extremidade da *source*, até ao valor $V_{GS} - V_{DS}$, na extremidade do *drain*.

Uma vez que a profundidade do canal depende desta tensão, concluímos que agora o canal não tem profundidade uniforme; pelo contrário, exibe a forma afunilada (figura 29) com maior profundidade do lado da *source* e menor do lado do *drain*.

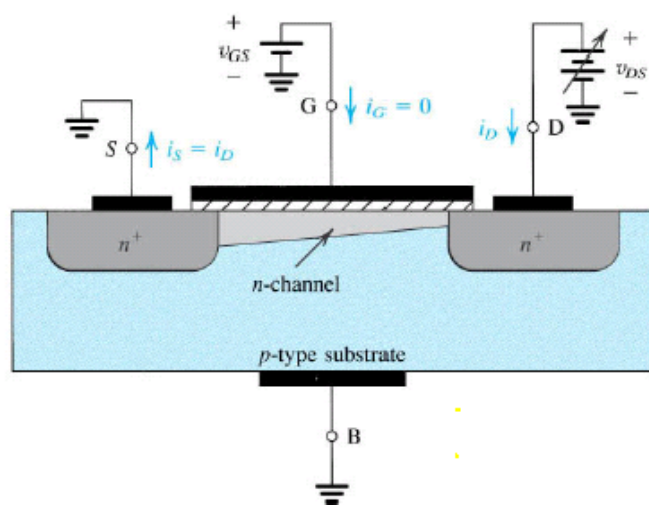


Figura 29 – Canal com maior profundidade do lado da *source* e menor do lado do *drain* [20].

Quando V_{DS} aumenta, o canal torna-se mais afunilado e a sua resistência também aumenta. Assim, $i_D - V_{DS}$ deixa de ser rectilíneo, encurvando como mostra a figura 30.

À medida que V_{DS} aumenta, a tensão $V_{GD} = V_{GS} - V_{DS}$, diminui, ou seja, a tensão entre a *gate* e o canal na extremidade do *drain*. Quando V_{DS} atinge o valor que reduz a tensão V_{GD} ao valor V_t , ou seja, $V_{GS} - V_{DS} = V_t$ ou $V_{DS} = V_{GS} - V_t$, a

profundidade do canal do lado do *drain* diminui para zero, dizendo-se então que o canal está estrangulado (pinched off) [22].

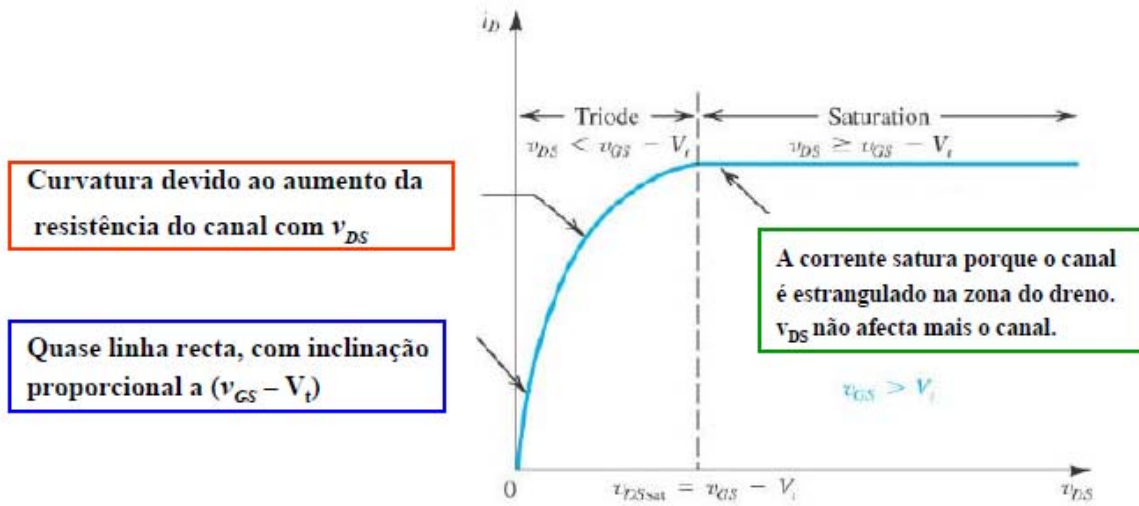


Figura 30 – V_{DS} aumenta e $i_D - V_{DS}$ deixa de ser rectilíneo [20].

A tensão V_{DS} para a qual ocorre a saturação é designada por V_{DSsat} .

Para cada valor de $V_{GS} \geq V_t$, há um valor correspondente de V_{DSsat} .

O transístor opera na região de saturação se $V_{DS} \geq V_{DSsat}$.

A região das características $i_D - V_{DS}$ obtidas para $V_{DS} < V_{DSsat}$ é chamada região de triodo. Esta região também pode ser designada como região óhmica.

2.2 – MOSFET de canal p

Um MOSFET de enriquecimento de canal p (transístor PMOS) é fabricado num substrato do tipo n com regiões p^+ para o *drain* e a *source*, e usa lacunas como portadores de carga (figura 31).

O dispositivo funciona da mesma maneira que o de canal n, excepto que V_{GS} e V_{DS} são negativas e a tensão limiar V_t é negativa. A corrente i_D entra pelo terminal da *source* e sai pelo terminal do *drain*.

2.3 – NMOS versus PMOS

Como os portadores de carga nos NMOS são electrões, e estes têm uma mobilidade cerca de três vezes maior do que as lacunas, no silício, os transístores NMOS podem ocupar uma área menor e, assim, serem mais rápidos, além de requererem menores tensões de alimentação. Contudo, não se deve ignorar os PMOS por duas razões: os PMOS continuam a ser fabricados para circuitos discretos e, principalmente, porque os circuitos CMOS (MOS complementar) que são actualmente a tecnologia dominante, utilizam os dois tipos de transístores, NMOS e PMOS [22].

Actualmente, a tecnologia CMOS é a mais usada de todas as tecnologias de circuitos integrados MOS, quer no que respeita a circuitos analógicos, quer digitais.

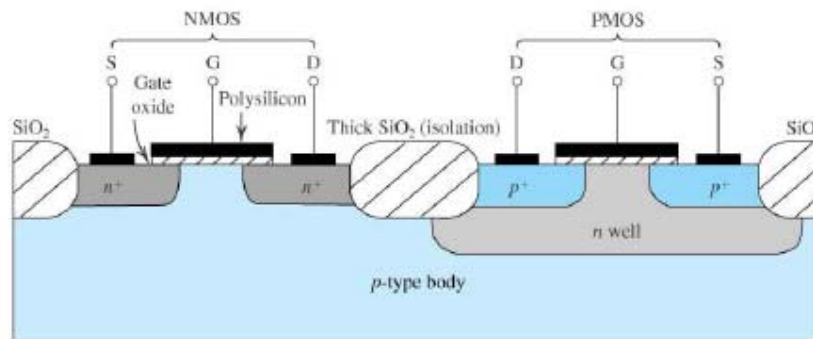


Figura 31 – Secção transversal duma pastilha CMOS que ilustra como os transístores PMOS e NMOS são fabricados [20].

Enquanto o transístor NMOS é implementado directamente no substrato do tipo p, o transístor PMOS é fabricado numa região n especialmente criada, conhecida como um poço n. Os dois dispositivos são isolados um do outro por uma espessa região de óxido que funciona como um isolante.

2.4 – Reforço e Deplecção

Um transístor NMOS ou PMOS é de deplecção quando conduz com:

- NMOS: $V_t < 0$ e $V_{GS} > V_t$
- PMOS: $V_t > 0$ e $V_{GS} < V_t$

e de reforço quando:

- NMOS: $V_t > 0$ e $V_{GS} > V_t$ para que o transístor conduza
- PMOS: $V_t < 0$ e $V_{GS} < V_t$ para que o transístor conduza

Sinal de V_t / condição de condução	Reforço	Depleção
NMOS	$V_t > 0$ $V_{GS} > V_t$	$V_t < 0$ $V_{GS} > V_t$
PMOS	$V_t < 0$ $V_{GS} < V_t$	$V_t > 0$ $V_{GS} < V_t$

Tabela 2 – Condições para que o transístor conduza.

2.5 – Circuito para o MOSFET de canal-n

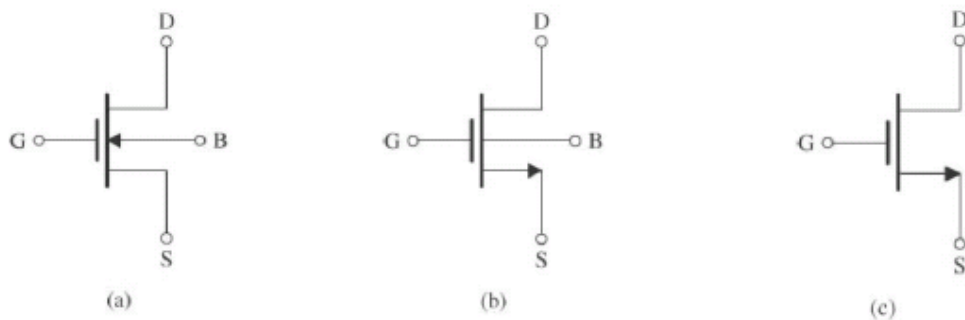


Figura 32 – (a) símbolo de circuito para o MOSFET de enriquecimento de canal n;
 (b) distinção entre o terminal da *source* e o terminal do *drain*;
 (c) situação em que a *source* está ligada ao corpo do dispositivo [20].

O espaço entre as duas linhas verticais, que representam a *gate* e o canal, indica que o eléctrodo da *gate* é isolado do corpo do dispositivo.

A polaridade do substrato do tipo p e o canal n é indicado pela seta do traço que representa o substrato. Esta seta também indica a polaridade do transístor, ou seja, que se trata de um dispositivo de canal n.

Para identificar a *source* e o *drain* (sem ter de escrever S e D), a simbologia do circuito é modificada (b). Para o efeito uma seta é colocada no terminal da *source*, distinguindo esta do terminal do *drain*. A seta aponta na direcção normal do fluxo de corrente, indicando assim a polaridade do dispositivo (i.e. *canal n*).

Embora o símbolo da figura (b) distinga a *source* do *drain*, na prática é a polaridade da tensão aplicada através do dispositivo que determina a *source* e o *drain*.

O *drain* é sempre positivo relativamente à *source* num FET de canal n [23].

Este circuito pode ser usado para medir as características $i_D - V_{DS}$, que são uma família de curvas, cada uma medida com uma tensão V_{GS} constante. As características da figura 33 indicam que há três regiões distintas de funcionamento: a região de corte, a região de tríodo e a região de saturação.

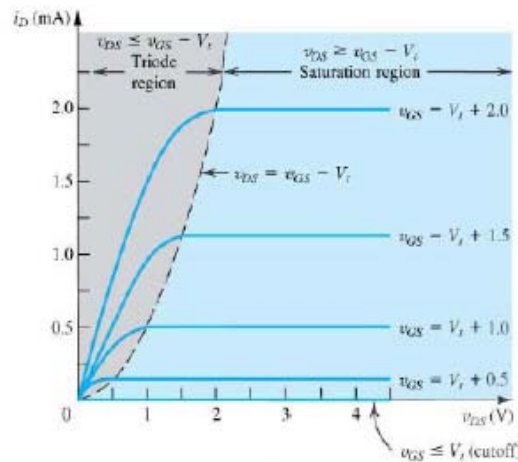


Figura 33 – Características tensão – corrente do MOSFET [20].

A região de saturação é a região usada para o funcionamento de FET como amplificador.

Para funcionar como interruptor, utilizam-se as regiões de corte e de tríodo.

O dispositivo está em corte quando $V_{GS} < V_T$.

2.5.1 – Operação na região de triodo

Para o MOSFET operar na região de triodo, precisamos primeiro de induzir o canal $V_{GS} \geq V_t$ (7) e manter V_{DS} suficientemente pequeno para que o canal permaneça contínuo. Isto consegue-se assegurando que a tensão *gate-drain* é: $V_{GD} > V_t$ (8).

Esta condição pode ser representada explicitamente em termos de V_{DS} .

$$\begin{aligned} V_{GD} &= V_{GS} + V_{SD} = V_{GS} - V_{DS} \\ V_{GS} - V_{DS} &> V_t \\ \text{ou} \quad V_{DS} &< V_{GS} - V_t \end{aligned} \quad (9)$$

As equações (8) e (9) constituem as duas condições necessárias para assegurar o funcionamento da região de triodo.

Isto é, o MOSFET de canal n enriquecido funciona na região de triodo quando V_{GS} é maior do que V_t e a tensão do *drain* é menor do que a tensão da *gate* pelo menos de V_t volt.

Na região de triodo, as características $i_D - V_{DS}$ podem ser aproximadamente descritas pela relação:

$$i_D = k_p \frac{W}{L} \left[(v_{GS} - V_t) v_{DS} - \frac{1}{2} v_{DS}^2 \right] \quad (10)$$

com, K'_n – parâmetro de transcondutância.

Se V_{DS} for suficientemente pequena, por forma a podermos desprezar o termo V_{DS}^2 , obtemos para as características $i_D - V_{DS}$ junto da origem, a seguinte relação:

$$i_D = k_p \frac{W}{L} [(v_{GS} - V_t) v_{DS}] \quad (11)$$

2.5.2 – Operação na região de saturação

Para o MOSFET operar na região de saturação, o canal tem de ser induzido $V_{GS} \geq V_t$ (12) e estrangulado na extremidade do *drain*, elevando V_{DS} a um valor que faça com que a tensão *gate-drain* se torne inferior a V_t , $V_{GD} \leq V_t$ (13).

A condição pode ser expressa em termos de V_{DS} :

$$V_{DS} \geq V_{GS} - V_t \quad (\text{Canal estrangulado}) \quad (14)$$

Isto é, o MOSFET de canal n enriquecido funciona na região de saturação quando V_{GS} é maior do que V_t e a tensão do *drain* não é inferior à tensão da *gate* mais do que V_t volt.

A fronteira entre a região de triodo e a região de saturação é caracterizada por

$$V_{DS} = V_{GS} - V_t \quad (\text{Fronteira}) \quad (15)$$

Na região de saturação, as características $i_D - V_{DS}$ podem ser aproximadamente descritas pela relação:

$$i_D = k_n' \frac{W}{L} \left[(v_{GS} - V_t) v_{DS} - \frac{1}{2} v_{DS}^2 \right]$$

$$i_D = \frac{1}{2} k_n' \frac{W}{L} (v_{GS} - V_t)^2 \quad (16)$$

Em saturação, o MOSFET fornece uma corrente do *drain* cujo valor é independente da tensão do *drain* V_{DS} e é determinado pela tensão da *gate* V_{GS} . Assim, o MOSFET saturado comporta-se como uma fonte de corrente ideal cujo valor é controlado por V_{GS} de acordo com a relação da equação (16).

As características representadas nas figuras 28 e 32 são para um MOSFET com $kn'(W/L) = 1.0 \text{ mA/V}^2$ e $V_t = 1 \text{ V}$.

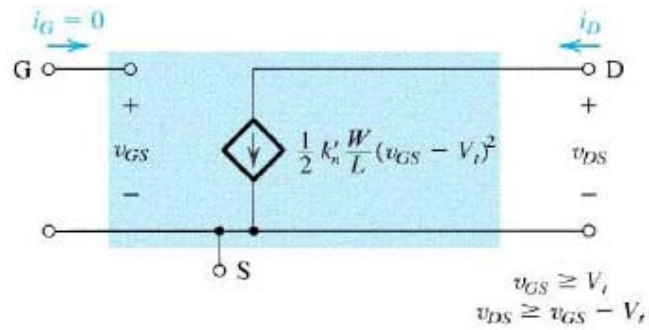


Figura 34 – Representação do circuito em funcionamento na região de saturação [20].

2.5.3 – Resistência de saída finita em saturação

A equação (11) e o circuito equivalente correspondente da figura 34 indicam que na saturação i_D é independente de V_{DS} .

A variação ΔV_{DS} na tensão *drain-source* causa uma variação nula em i_D , o que implica que a resistência incremental na direcção do *drain* de um MOSFET saturado é infinita.

Isto é no entanto uma idealização baseada na premissa de que, uma vez o canal estrangulado na extremidade do *drain*, posteriores aumentos de V_{DS} não têm qualquer efeito sobre a forma do canal.

Na prática o aumento de V_{DS} para além de $V_{DS,sat}$ afecta levemente o canal, ou seja, à medida que V_{DS} aumenta, o ponto de estrangulamento do canal move-se ligeiramente do *drain* em direcção à *source*.

Tal é ilustrado na figura 35, da qual se nota que a tensão ao longo do canal permanece constante:

$$V_{DSat} = V_{GS} - V_t \quad (17)$$

e a tensão adicional aplicada ao *drain*, surge como uma queda de tensão através da região de deplecção estreita, entre o fim do canal e a região do *drain* [23].

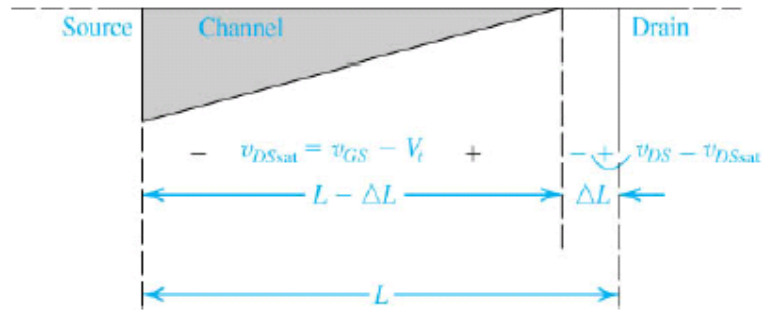


Figura 35 – Representação da modulação do comprimento do canal [20].

Esta tensão acelera os electrões que atingem o fim do *drain* do canal, varrendo-os para o *drain* através da região de deplecção.

Com a largura da camada de deplecção, o comprimento do canal é reduzido de L para $L - \Delta L$. Este fenómeno é designado por modulação do comprimento do canal.

Visto que i_D é inversamente proporcional ao comprimento do canal (equação 16), com a diminuição deste, i_D aumenta com o aumento de V_{DS} .

2.6 – Circuito para o MOSFET de canal-p

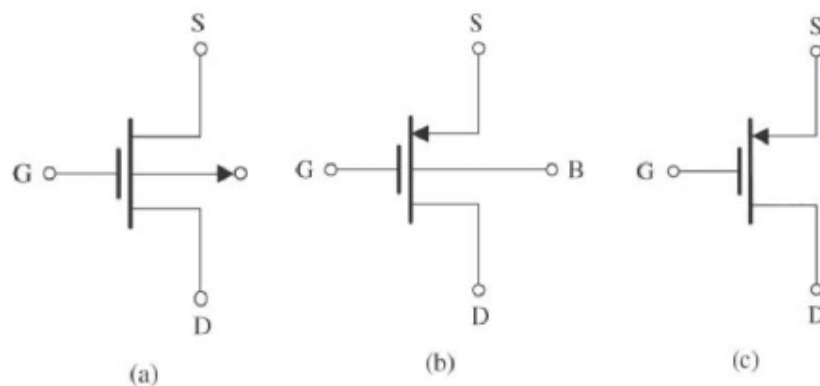


Figura 36 – (a) símbolo de circuito para o MOSFET de enriquecimento de canal p;
 (b) símbolo modificado, uma seta aponta na direcção normal de fluxo de corrente;
 (c) situação em que o substrato está ligado à *source* [20].

Para um dispositivo de canal p a tensão limiar V_t é negativa.

Para induzir um canal, aplica-se uma tensão na *gate* que seja mais negativa do que V_t .

$$V_{GS} \leq V_t \quad (18)$$

2.6.1– Operação na região de trípodo

A corrente do *drain* flui para o exterior do terminal do *drain*. Para operar na região de trípodo, V_{DS} tem de satisfazer:

$$V_{DS} \geq V_{GS} - V_t \quad (19)$$

Isto é, a tensão do *drain* deve ser maior do que a tensão da *gate* em pelo menos $|V_t|$. A corrente i_D é representada de forma idêntica à equação para o NMOS (equação 10), substituindo apenas k_n' por k_p' :

$$i_D = k_p' \frac{W}{L} \left[(V_{GS} - V_t)V_{DS} - \frac{1}{2}V_{DS}^2 \right] \quad (20)$$

V_{GS} , V_t , e V_{DS} são negativos.

2.6.2 – Operação na região de saturação

Para o MOSFET operar na região de saturação, V_{DS} tem que satisfazer a relação:

$$V_{DS} \leq V_{GS} - V_t \quad (\text{Canal estrangulado}) \quad (21)$$

Isto é, a tensão do *drain* deve ser menor do que (a tensão da *gate* + $|V_t|$).

A corrente i_D é dada pela mesma equação usada para os NMOS, substituindo apenas K'_n por k'_p .

$$i_D = \frac{1}{2} k'_p \frac{W}{L} (v_{GS} - V_t)^2 \quad (22)$$

Para que o transístor PMOS fique activo (on), a tensão da *gate* tem de ser menor do que a tensão da *source* de um valor no mínimo igual $|V_t|$.

Para funcionar na zona de triódo a tensão do *drain* deve exceder a tensão da *gate* pelo menos $|V_t|$, caso contrário, o PMOS opera na zona de saturação [23].

2.7 – O papel do substrato – o efeito do corpo

Em muitas aplicações, o terminal B do substrato (ou corpo) é ligado ao terminal da *source*, pelo que a junção pn formada entre o substrato e o canal induzido (ver figura 29) fica inversamente polarizado de forma permanente.

Nestes casos, o substrato não desempenha nenhum papel no funcionamento do circuito e a sua existência pode ser ignorada.

Nos circuitos integrados, contudo, o substrato é usualmente comum a vários transístores MOS. A fim de manter a condição de polarização inversa na junção substrato-canal, o substrato é habitualmente ligado à tensão de alimentação mais negativa num circuito NMOS (à mais positiva num circuito PMOS).

A tensão inversa resultante entre a *source* e o corpo (V_{SB} num dispositivo de canal n) vai afectar o funcionamento do transístor.

Para verificar esse efeito, considera-se um transístor NMOS e admite-se que o substrato está negativo relativamente à *source*. A tensão inversa alarga a região de depleção (ver figura 33) o que, por sua vez, reduz a profundidade do canal.

Para que o canal recupere o seu estado inicial, V_{GS} tem de ser aumentada.

O aumento da tensão de polarização inversa do substrato V_{SB} origina um aumento de V_t que, por sua vez, causa uma diminuição de i_D mesmo que V_{GS} tenha sido mantida constante. Conclui-se, então, que a tensão do substrato controla i_D . Deste modo, o corpo actua como uma segunda *gate* para o MOSFET (fenómeno designado por efeito do corpo).

O efeito do corpo pode causar uma degradação considerável do desempenho do circuito [23].

2.8 – Efeitos da temperatura

Quer V_t , quer k' são dependentes da temperatura.

O valor da tensão limiar V_t diminui cerca de 2 mV por cada °C de aumento da temperatura.

Esta diminuição de $|V_t|$ causa um aumento correspondente da corrente do *drain*, com o aumento da temperatura.

Contudo, uma vez que k' diminui com a temperatura e este efeito é dominante, o efeito global de um aumento da temperatura é a diminuição da corrente do *drain*.

Este resultado é aproveitado nas aplicações dos MOSFETs em circuitos de potência.

2.9 – Ruptura e protecção de entrada

Aumentando progressivamente a tensão do *drain*, atinge-se um valor para o qual a junção pn formada pela região do *drain* e o substrato entra em rotura por avalanche. Esta ruptura ocorre geralmente para tensões entre 20 e 150 V e manifesta-se por um súbito aumento da corrente (conhecida por avalanche fraca).

Um outro efeito de ruptura, que ocorre para tensões mais baixas (cerca de 20 V) nos dispositivos modernos, chama-se perfuração. Manifesta-se nos transístores com canais relativamente curtos, quando a tensão do *drain* aumenta até que a região de depleção que envolve a região do *drain* se estenda, através do canal, até à *source*, provocando o aumento rápido da corrente do *drain*. A perfuração, normalmente, não causa danos permanentes no transístor.

Ainda um terceiro tipo de ruptura ocorre quando a tensão “*gate*” – *source* excede um valor de cerca de 30 V. Trata-se da ruptura da camada de óxido da “*gate*” e causa a destruição do transístor. Apesar de 30 V ser uma tensão elevada e, portanto, poder pensar-se que é dificilmente atingida, deve recordar-se que o MOSFET tem uma impedância de entrada muito elevada e uma capacidade de entrada muito pequena pelo

que mesmo pequenas quantidades de carga estática acumulada na capacidade da “*gate*” podem levar a que esta tensão seja excedida.

Para evitar a acumulação de carga no condensador da *gate* de um MOSFET, os circuitos integrados MOS incluem normalmente dispositivos de protecção da *gate*, que invariavelmente fazem uso de díodos “clamping” [23].

2.10 – Aplicações dos MOSFETs

Os transístores MOSFET são usados em múltiplas aplicações. Podem, por exemplo, ser usados na amplificação de sinais, em dispositivos digitais e em dosimetria “in vivo”.

Os circuitos lógicos digitais e as memórias podem ser implementados por circuitos que usam apenas MOSFETs, ou seja, não são necessários resistências ou diodos, etc. Exemplos de circuitos implementados que usam MOS são os microprocessadores.

O transístor MOSFET tornou-se um dos dispositivos mais usados na construção de circuitos integrados (CI), empregues nos computadores digitais porque, além de outras características, são mais estáveis termicamente.

2.11 – Aplicação como detectores de radiação

O MOSFET foi classificado por Rosenfeld como detector activo por permitir uma leitura em tempo real da dose, ou detector passivo quando usado para efectuar a medição da dose de forma indirecta, sem estar alimentado com uma tensão, de tal modo que alterações no dispositivo devido à irradiação fornecem informações sobre a dose absorvida.

Os MOSFETs são dosímetros que trabalham segundo o princípio de que a radiação ionizante provoca transformações nos portadores de carga de tal modo que a alteração na tensão limiar necessária para induzir a corrente entre a *source* e o *drain* ocorre após a irradiação. Esta mudança de tensão é, normalmente, proporcional à dose e é avaliada após a irradiação e correlacionada com a dose através de um processo de

calibração adequado. Isto significa que uma determinada dose conhecida, entregue a um dispositivo a partir de uma fonte de radiação, permite-nos correlacionar, em termos de resposta, as características desse dispositivo, ou seja, permite-nos observar a alteração da tensão limiar para uma dada dose num meio de interesse [24].

Se a grandeza avaliada for a dose absorvida, a resposta dos MOSFETs tem que ser em volts/gray.

A alteração da tensão, induzida por uma determinada dose, pode variar consideravelmente quando as características físicas do dispositivo MOSFET forem modificadas. A área do detector assim como outras dimensões do dispositivo, tais como a espessura do silício e da *gate* (SiO_2), podem influenciar a sensibilidade do mesmo.

A orientação do dispositivo relativamente à radiação incidente também pode influenciar a sua resposta [25].

3 – Dosimetria “in vivo”

Este capítulo descreve a importância da verificação dos planos de tratamento e remete para os diferentes tipos de detectores usados em dosimetria “in vivo”.

3.1 – Dosimetria “in vivo” – Descrição

O termo Controlo da Qualidade em Radioterapia envolve muitos aspectos que vão desde o paciente até aos aparelhos a serem utilizados. A dosimetria é um dos aspectos fundamentais na garantia da qualidade, especificamente a dosimetria física, a qual envolve toda uma série de parâmetros que garantem o tratamento adequado de um paciente, ou seja, garantem que a dose nas condições específicas do tratamento é a correcta, produzindo o menor dano possível aos tecidos sãos [26].

O programa de verificação do plano de tratamento deveria incluir a verificação da dose, do posicionamento do campo e a confirmação de que os parâmetros de tratamento do AL estão correctos. A verificação da dose é talvez o caminho mais óbvio para se conseguir uma boa precisão no tratamento do paciente.

O ICRU estabeleceu, em 1976, que “todos os procedimentos envolvidos no planeamento e execução da Radioterapia podem contribuir para uma incerteza significativa na dose administrada no paciente” [27].

Para além da dosimetria dos feixes de radiação, a dose efectivamente administrada ao paciente pode também ser verificada através de um processo designado por dosimetria “in vivo”. Este procedimento é a garantia máxima relativa à adequação entre o tratamento planeado e o efectivamente administrado.

Os valores máximos recomendados para a incerteza na dose variam de $\pm 5\%$.

Para cada paciente, a exactidão real na dose fornecida pode ser diferente da desejada devido à variação dos contornos do paciente, à heterogeneidade da região e ao movimento dos órgãos. Podem ser introduzidos erros durante a transferência dos dados para o Sistema de Planeamento ou do Simulador para o Acelerador, e também podem ocorrer erros nos ajustes do equipamento do tratamento ou no posicionamento do paciente e modificadores do feixe [28].

Na publicação 24 do ICRU são especificados quais os parâmetros que a dosimetria “in vivo” deve incluir [27]. Esses parâmetros são: medidas de dose de entrada, medidas de dose de saída, medidas de transmissão e medidas de dose intra-cavitária. Geralmente, a dosimetria “in vivo” é limitada a medidas na superfície do paciente, conseguindo-se realizar os três primeiros objectivos mencionados anteriormente. No entanto, é possível obter informação relativa à dose no tumor ou em estruturas críticas através de medidas intra-cavitárias ou utilizando a informação combinada das medidas de dose de entrada e de saída para uma estimativa da dose absorvida no tumor.

Um dos objectivos da dosimetria “in vivo” é comparar as doses medidas a partir do sinal dos dosímetros colocados sobre a pele do paciente com os valores teóricos calculados pelo sistema de planeamento [29]. Contudo, como a exactidão do cálculo da dose na pele é menor, devido à falta de equilíbrio electrónico, o sinal do dosímetro é convertido em dose num ponto próximo da pele, mas a uma certa profundidade onde a exactidão do sistema de planeamento é muito mais satisfatória.

O ponto está localizado próximo da superfície de entrada do feixe, a uma profundidade pré-definida. As medidas de dose de entrada servem, normalmente, para verificar o rendimento e o desempenho do equipamento de tratamento, a exactidão do posicionamento do paciente, os parâmetros físicos da unidade de tratamento, a presença de filtros e outros modificadores do feixe, os erros de transferência de dados e o cálculo do número de unidades monitoras.

As medidas repetidas de dosimetria “in vivo” nos pacientes podem fornecer informações a respeito da influência da anatomia do paciente sobre a exactidão da dose administrada bem como sobre a reprodutibilidade do método de tratamento na prática diária.

Caso exista uma discrepância entre a dose planeada e a dose administrada no paciente, deve-se realizar a verificação da congruência de todos os dados técnicos e dosimétricos do plano de tratamento/simulação.

Antes de qualquer medida “in vivo” deverão ser considerados os seguintes factores:

- Qual o objectivo da medição? Dose na pele, dose ao máximo ou a uma determinada profundidade?
- A dose esperada pode ser estimada?
- O ponto de medida encontra-se numa área de elevado gradiente de dose?
- Qual o dosímetro mais apropriado e como deve ser preparado?
- Qual a precisão necessária e quais as precauções necessárias para que este nível de precisão seja atingido?
- Deve-se fazer uma medida para cada campo de tratamento?

Na utilização de um sistema de dosimetria “in vivo”, deve-se ter em consideração:

- Factores de correcção a aplicar às medidas;
- Comparação da medida obtida com a dose esperada;
- Avaliações sobre a precisão adquirida na medida. Diferenças entre duas medidas podem ser indicação de que os dosímetros estejam numa área de elevado gradiente de dose.

3.2 – Tipos de detectores

Para além dos MOSFETs, as películas radiocrómicas, os dosímetros termoluminescentes (TLD's) e os díodos podem também ser utilizados como detectores de radiação em dosimetria “in vivo”.

As películas radiocrómicas têm uma composição aproximada ao tecido humano (9% de hidrogénio, 60,6% de carbono, 11,2% de nitrogénio e 19,2% de oxigénio). Após a exposição à radiação, as películas sofrem alterações na densidade e escurecem, adquirindo uma coloração azul. Estas apresentam diversas vantagens: são fáceis de utilizar e manusear, não necessitam de revelação, são independentes da taxa de dose e

apresentam pouca sensibilidade às condições ambientais [13]. Ao contrário das películas tradicionais, que não podiam ser expostas à luz e que vinham em envelopes fechados, estas podem ser cortadas em pedaços pequenos facilmente colocáveis sobre a pele do doente.

O dosímetro termoluminescente (TLD) baseia-se nas alterações produzidas pela radiação em certos cristais de sulfato de cálcio e fluoreto de lítio. Quando estes são expostos à radiação ionizante, absorvem a sua energia. As moléculas mantêm o estado excitado até serem aquecidas a altas temperaturas, emitindo luz, voltando depois ao seu estado fundamental. A luz emitida é proporcional à quantidade de energia ionizante recebida, sendo a quantidade de luz emitida usada para extrapolação da dose de radiação de exposição.

Os díodos são fabricados com materiais semicondutores como o Silício e o Germânio, tendo como principal característica conduzir a corrente eléctrica num único sentido. Esse dispositivo (semicondutor) apresenta duas regiões: uma região p dominada por cargas eléctricas positivas e uma região n dominada por cargas negativas. Quando a radiação interage com o díodo, produz pares electrão-lacuna neste, inclusive na região de depleção. As cargas (portadores de carga minoritários) produzidas no díodo difundem-se para a região de depleção e atravessam-na devido à acção do campo eléctrico produzido pelo potencial intrínseco. Desta forma é gerada uma corrente eléctrica. Nos díodos é possível obter uma relação entre a corrente eléctrica e a dose de radiação, podendo desta forma serem utilizados como dosímetros.

Os díodos são mais sensíveis e têm menores dimensões do que as câmaras de ionização. Contudo, os díodos têm que ser frequentemente calibrados pois apresentam dependência com a temperatura, com a taxa de dose e dependência angular e energética, o que implica a aplicação de vários factores de correcção [13].

3.3 – Dosimetria “in vivo” com MOSFETs

Um sistema de dosimetria é uma ferramenta que permite avaliar a precisão e exactidão da dose prescrita, garantindo a qualidade do tratamento.

A utilização de MOSFETs em dosimetria “in-vivo” permite verificar a dose recebida pelos pacientes, quantificando diferenças que possam haver na entrega de dose

[30]. Normalmente, esta verificação é realizada no ou nos primeiros dias de tratamento de forma a se poder avaliar o impacto das possíveis discrepâncias entre o que foi planeado e o que foi medido. Estas divergências podem surgir de anomalias no funcionamento dos Aceleradores Lineares, do incorrecto posicionamento dos pacientes ou do incorrecto cálculo da dose no Sistema de Planeamento [31]. Contudo só é necessário reavaliar e/ou efectuar correcções quando as discrepâncias estão fora do intervalo de tolerância, pois considera-se que dentro deste o impacto das diferenças não afecta a qualidade do tratamento.

4 – Cancro da Mama – Abordagem Terapêutica

Actualmente, o cancro da mama é um importante problema de saúde pública, sendo considerado o tumor maligno mais comum na população feminina em países industrializados e, conhecido a nível internacional, como a primeira causa de morte por cancro na mulher.

A decisão terapêutica resulta duma consulta multidisciplinar que envolve profissionais dos serviços de Cirurgia, Quimioterapia e Radioterapia.

Neste capítulo, dá-se a conhecer a estrutura anatómica da mama, faz-se referência à classificação tumoral e anátomo – patológica e descrevem-se as armas terapêuticas de combate a esta patologia, com destaque para a Cirurgia e Radioterapia.

4.1 – Selecção da patologia

O cancro da mama é uma neoplasia maligna que se origina a partir de uma disfunção na divisão celular.

Em condições normais, o processo de divisão celular é ordenado e controlado, responsável pela formação, crescimento e regeneração de tecidos saudáveis do corpo. Por vezes, as células perdem a capacidade de limitar e comandar o seu próprio crescimento passando, então, a dividir-se e multiplicar-se muito rapidamente e de maneira aleatória. Como consequência dessa disfunção celular ocorre um desequilíbrio na formação dos tecidos do corpo, formando o que se conhece como tumor.

O cancro da mama é uma doença que tem uma história natural longa e, caso não se actue, a probabilidade de mortalidade é elevada [34].

Ainda em relação à biologia do cancro da mama, convém realçar que o tempo de duplicação tumoral médio situa-se entre os 212 a 325 dias. Assim, o tumor tardará alguns anos até tornar-se clinicamente detectável. As metástases começam a ser frequentes quando o tumor ultrapassa os 0.5 cm de tamanho e podem crescer mais rapidamente que a lesão primária.

4.2 – Anatomia da Mama

A mama é definida como a zona do corpo humano que contém a glândula mamária. Está situada na parte anterior do tórax, entre o esterno e uma linha vertical imaginária, tangente ao limite da linha média axilar anterior. Estendem-se entre a terceira e a sétima costela e encontram-se em número par.

A mama da mulher sofre alterações na sua constituição à medida que esta vai envelhecendo. Quando adolescente, a mama é constituída maioritariamente por tecido fibroglandular e muito pouca percentagem de gordura. Com o crescimento da adolescente, ocorre uma substituição lenta e gradual do tecido fibroglandular por tecido gorduroso, até que, na menopausa, a mama é maioritariamente constituída por tecido gorduroso.

Na configuração exterior da mama destaca-se a presença de uma elevação na zona central, de forma cilíndrica ou cónica, chamada mamilo (figura 37). A sua superfície não é totalmente uniforme, sendo a sua extremidade livre mais rugosa e ocupada por orifícios, denominados orifícios lactíferos, que são a extremidade mais anterior dos canais lactíferos. O mamilo está rodeado de uma zona com pigmentação distinta da do resto da mama, denominada auréola. A sua superfície também não é homogénea, devido à presença de pequenas eminências, denominadas Tubérculos de Morgagni, formados por glândulas sebáceas [35].

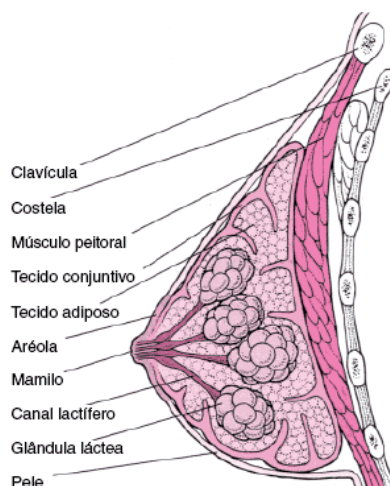


Figura 37 – Anatomia da Mama [36].

Relativamente à estrutura da mama, realça-se que à volta da pele fina e móvel da auréola estão anexas algumas fibras musculares lisas que formam o Músculo Aureolar. A glândula mamária está coberta por uma lâmina fina de tecido fibroso. A superfície da glândula é regular e quase plana na face posterior da massa glandular. Na restante extensão, a superfície é irregular, sendo atravessada por fendas profundas e largas. A glândula irradia também um prolongamento em direcção à axila.

A glândula mamária está envolta em tecido adiposo ao longo de toda a extensão, à excepção da auréola. Podem distinguir-se duas camadas de tecido adiposo, contornando a glândula: uma camada anterior e outra posterior.

No que respeita à sua constituição, a glândula mamária apresenta-se, num corte antero-posterior que passe pelo mamilo, de forma diferente conforme a mulher esteja em período de amamentação ou não. Assim, durante o período de secreção, a glândula contém uma zona periférica mais mole e outra central mais dura. Em repouso, a massa mamária adquire um aspecto mais homogéneo e claro. A glândula mamária é composta por uma série de glândulas mais pequenas e independentes, entre dez a vinte. Cada uma delas forma um lóbulo, que não é mais do que a unidade funcional da glândula, dividindo-se também em pequenas unidades. Cada lóbulo possui um canal excretor denominado canal lactífero, no qual desembocam os pequenos canais que circulam no seu interior [35].

A mama encontra-se fortemente irrigada por uma extensa rede arterial, venosa e linfática (figura 38).

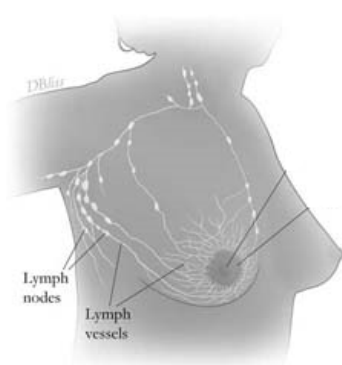


Figura 38 – Irrigação linfática. Representação dos gânglios e veias [36].

4.3 – Classificação Tumoral

Os objectivos da classificação tumoral de qualquer tipo de cancro, em particular do cancro da mama, passam por facilitar o prognóstico e permitir que a eleição do tratamento se torne mais eficaz. De forma a facilitar este processo, o médico deve basear-se tanto na clínica como na anatomia patológica.

O sistema mais usado para classificação e descrição de tumores malignos é o sistema TNM (T-tumor, N-Linfonodulo, M-metástase) desenvolvido e publicado pela UICC (União Internacional Contra o Cancro). O sistema tornou-se útil e conhecido dado que se concluiu, através da prática clínica, que o cancro localizado tinha maior probabilidade de ser tratado eficazmente do que o que se distende para além do órgão de origem. Na realidade, o estadio da patologia no momento do diagnóstico, pode ser reflexo não somente da taxa de crescimento e da extensão da neoplasia, mas também do tipo de tumor e da relação tumor/hóspede.

O sistema TNM para o cancro da mama divide-se em:

1. Tamanho do tumor:

T0 – sem tumor;

Tis – *tumor in situ* ou doença de Paget;

T1 – tumor até 2 cm;

T2 – de 2 até 5 cm;

T3 – mais de 5 cm;

T4 – extensão à parede torácica, formação de edema de pele, ulceração, inflamação ou presença de nódulos satélites.

2. Gânglios linfáticos regionais:

N0 – sem adenopatias;

N1 – adenopatias móveis (metástases);

N2 – adenopatias fixas (metástases);

N3 – metástases nos gânglios mamários internos.

3. Metástases à distância:

M0 – não existem metástases;

M1 – existem metástases.

4.4 – Classificação Anátomo–Patológica

O cancro de mama é classificado de acordo com o tipo de tecido no qual se inicia e com a extensão da sua disseminação. O cancro pode originar-se nas glândulas lactíferas, nos canais lactíferos, no tecido adiposo ou no tecido conjuntivo. Os diferentes tipos de cancro de mama evoluem de forma distinta. As generalidades sobre os tipos particulares são baseadas nas similaridades quanto à forma como estes são descobertos, como evoluem e como são tratados. Alguns cancros crescem muito lentamente e disseminam-se a outras partes do corpo (produzem metástases). Outros são mais agressivos, crescendo e disseminando-se rapidamente. No entanto, o mesmo tipo de cancro pode evoluir de maneira diferente, em mulheres diferentes. Apenas o médico que realizou a anamnese e examinou a paciente pode analisar os aspectos específicos do cancro da mama apresentado pela mesma. Deste modo temos:

– **Carcinoma in situ**, significa que o cancro é localizado e que se encontra no seu estadio inicial. Aproximadamente 90% dos cancros de mama tem início nos canais lactíferos (ductal) ou nas glândulas lactíferas (lobular).

Ductal – tem origem nas paredes dos canais lactíferos. Pode ocorrer antes ou após a menopausa. Representa 20 a 40% dos diagnósticos de cancro de mama realizados actualmente, manifestando-se em 75% dos casos por micro calcificações. Este cancro é frequentemente detectado através da mamografia, antes de existir manifestação clínica. Geralmente está restrito a uma área específica da mama e pode ser totalmente removido através da cirurgia. Neste tipo de carcinoma não é necessário avaliar os gânglios, porque não é infiltrante.

Lobular – origina-se nas glândulas lactíferas, geralmente ocorre antes da menopausa. Este tipo de carcinoma não pode ser detectado através da palpação

nem visualizado na mamografia. Entre 25 e 30% das mulheres que apresentam este tipo de tumor acabam por desenvolver um cancro de mama invasivo.

– **Carcinoma infiltrativo**, pode disseminar-se e destruir outros tecidos, pode ser localizados ou metastáticos. Aproximadamente 80% dos cancros de mama invasivos são ductais e cerca de 10% são lobulares. O prognóstico dos carcinomas infiltrativos ductais e lobulares é similar.

Ductal – é o tipo de carcinoma de mama mais frequente, que representa entre 65 e 80% do total de casos. Trata-se de uma massa palpável dura e irregular e detectável mediante mamografia como um nódulo acinzentado o esbranquiçado.

Lobular – este carcinoma origina-se nas glândulas mamárias ou lóbulos. Pode propagar-se a outras partes do corpo. Aproximadamente 10% de todos os casos de cancro de mama infiltrativo são deste tipo.

Existem ainda outro tipo de carcinomas mamários, mas com menor representação percentual. Entre eles encontram-se o Carcinoma inflamatório e a Doença de Paget.

4.5 – Cirurgia

Para o tratamento do cancro de mama primeiramente recorre-se à cirurgia para remoção do tumor e posteriormente, para complemento à mesma, recorre-se a tratamentos de Radioterapia, Quimioterapia, Hormonoterapia, que são conjugados entre si consoante a situação clínica de cada paciente.

A cirurgia pode ser realizada de dois modos:

– **Conservadora** – tal como o nome indica, existe conservação da mama da paciente (figura 39). A cirurgia conservadora pode ser realizada segundo duas vertentes:

Tumorectomia – que remove apenas o tumor;

Quadrantectomia – que retira o tumor, uma parte do tecido normal que o envolve e o tecido que recobre o peito abaixo do tumor. É indicada no estágio I e II.

– **Não conservadora** – Neste tipo de cirurgia não é feita qualquer conservação da mama. É realizada nos estádios mais avançados. Pode ser realizada de três modos distintos:

Mastectomia simples ou total – remove apenas a mama. Por vezes os gânglios linfáticos mais próximos também são removidos. É aplicada em casos de tumor difuso. Pode-se manter a pele da mama, que auxiliará muito a reconstrução plástica.

Mastectomia radical modificada – retira a mama, os gânglios linfáticos das axilas e o tecido que reveste os músculos peitorais.

Mastectomia radical – retira a mama, os músculos do peito, todos os gânglios linfáticos da axila, alguma gordura em excesso e pele. Este tipo de cirurgia é raramente realizado.

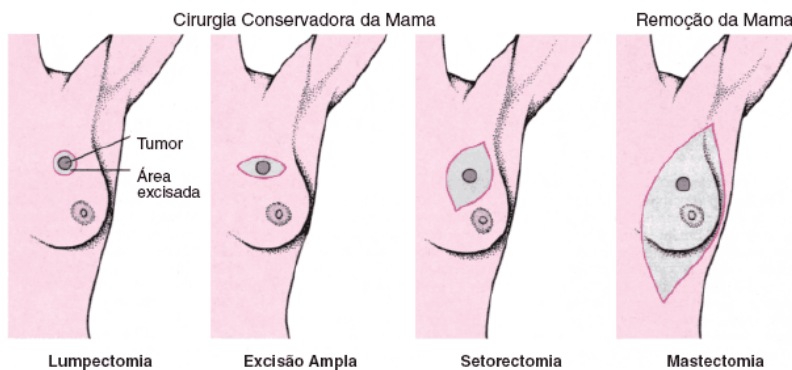


Figura 39 – Exemplificação dos dois tipos de cirurgia terapêutica mamária, conservadora e mastectomia, e suas variantes [36].

4.6 – Indicações Cirúrgicas

– Carcinoma in situ:

Lobular: Indica-se apenas tumorectomia;

Ductal: A mastectomia simples é um tratamento curativo para 98% dos casos, mas representa procedimento excessivamente mutilador para a maioria dos casos. Os tumores com diâmetro inferior a 2 cm e margens cirúrgicas livres de comprometimento podem ser tratados pela recessão segmentar seguida da Radioterapia complementar.

– Carcinomas invasores com diâmetro tumoral inferior a 3 cm:

Pesquisas do Instituto de Tumores de Milão demonstraram que os tumores menores que 3 cm tratados pela quadrantectomia, seguida de linfadenectomia axilar e Radioterapia, têm os mesmos resultados oncológicos do que aqueles tratados por mastectomia radical [37].

– Carcinomas invasores com diâmetro tumoral superior ou igual a 3 cm (com ou sem quimioterapia neoadjuvante):

A mastectomia com linfadenectomia deve ser indicada para tumores maiores que 3 cm. As técnicas modificadas, com preservação de um ou ambos músculos peitorais, são mais empregadas, pois asseguram resultados semelhantes à radical, facilitam a reconstrução plástica e reduzem a morbidade.

4.7 – Quimioterapia

A quimioterapia consiste na utilização de fármacos para tentar eliminar as células tumorais que possam existir no organismo mesmo que não tenham sido detectadas com os exames utilizados para estadiamento.

Os fármacos podem ser administrados oralmente, sob a forma de comprimidos, ou através de uma injeção intravenosa. Em qualquer das situações, os fármacos entram na corrente sanguínea e circulam por todo o organismo - terapêutica sistémica.

4.8 – Hormonoterapia

A terapêutica hormonal (Hormonoterapia) impede que as células cancerígenas "tenham acesso" às hormonas naturais do organismo, das quais necessitam para se desenvolverem. É uma terapêutica sistémica, tendo em conta que os fármacos entram na corrente sanguínea e circulam por todo o organismo. A terapêutica sistémica é usada para tratar tumores que tenham metastizado. Por vezes, este tipo de terapêutica é usado para prevenir recidivas, após a Cirurgia ou Radioterapia.

4.9 – Tratamentos de Radioterapia após cirurgia

Após cirurgia conservadora, deve-se irradiar toda a mama das pacientes submetidas a esse tipo de cirurgia.

O reforço da dose na área tumoral (“boost”) está indicado nas pacientes com menos de 50 anos, com mais de 25% de carcinoma ductal *in situ* na peça cirúrgica, na presença de margens exíguas (menor que 1 cm), comprometidas ou desconhecidas e em tumores com alta agressividade local.

Em relação aos carcinomas ductais *in situ*, se a opção for cirurgia conservadora, as pacientes devem ser submetidas à Radioterapia pós-operatória em toda a mama. Na indicação do “boost”, é necessário ter em conta o tamanho do tumor, grau nuclear e margens (menores do que 1 cm).

Nas mastectomias, a Radioterapia pós-mastectomia está indicada se algum dos seguintes parâmetro for cumprido: tumores maiores ou iguais a 5 cm (somar com biopsia prévia); pele comprometida; estadio III; dissecação axilar inadequada (menos do que 10 linfonodos); invasão extra-capsular linfonodo; margem comprometida (menor que 1 cm); quatro ou mais linfonodos comprometidos.

A indicação de se irradiar as drenagens linfáticas é a mesma tanto para as cirurgias conservadoras quanto para as mastectomias. A presença de um único gânglio linfático comprometido é suficiente para se irradiar a cavidade supra clavicular do lado da mama afectada.

4.9.1 – Campos de tratamento

Os parâmetros de tratamento (tamanho de campo, número de MU's, angulação da gantry, etc.) diferem de campo para campo e de paciente para paciente.

Na patologia da mama, os campos de tratamento tradicionalmente utilizados eram os tangenciais opostos, o supraclavicular e axilar anterior, o axilar posterior e o campo que engloba a cadeia mamária interna. De seguida, são apresentados os limites para cada um desses campos.

Tangenciais opostos: Tangencial interno e tangencial externo

Limites dos campos

- Limite interno: situado na linha média;
- Limite externo: situado ao nível da linha médio-axilar;
- Limite superior: situado ao nível do 2º espaço intercostal;
- Limite inferior: situado cerca de 1.5 cm abaixo do limite inferior da mama.

SPA (supraclavicular e axilar anterior):

Limites dos campo

- Limite interno: situado na linha média;
- Limite externo: protege a cabeça do úmero;
- Limite inferior: situado abaixo da articulação esternoclavicular, ao nível do 2º espaço intercostal;
- Limite superior: latero-cervical baixo.

Axilar Posterior:

É um campo reduzido irradiado com dose mínima, uma vez que juntamente com a dose do SPA permite que os nódulos linfáticos mais internos atinjam uma dose total de 2Gy/dia, em 25 fracções.

Limites do campo:

- Limite superior: situado abaixo da clavícula;
- Limite inferior: situado no limite inferior do campo SPA;
- Limite interno: situado a 1-1.5 cm para dentro da parede costal;
- Limite externo: cabeça umeral.

CMI (cadeia mamária interna):

Trata-se de um campo que engloba todos os gânglios da cadeia mamária interna, quer os gânglios do lado da mama lesada, quer os da mama contralateral.

Actualmente, a possibilidade de delinear tridimensionalmente a área que se pretende irradiar permite obter uma melhor adaptação dos campos alcançando-se, desta forma, maior homogeneidade da dose e melhor “cobertura” da área a irradiar.

5 – Materiais e Métodos

Neste capítulo é feita uma breve apresentação do Serviço de Radioterapia do Hospital de S. João, evidenciando as principais competências de alguns intervenientes neste tipo de Serviço Hospitalar. Também é realizada a descrição do Sistema de Planeamento deste Serviço, assim como dos equipamentos de medida utilizados durante a realização deste trabalho.

5.1 – Descrição do Serviço de Radioterapia do Hospital de S. João

5.1.1 – Serviço de Radioterapia

O Serviço de Radioterapia do Hospital de S. João encontra-se dividido em várias áreas distintas. Este Serviço possui duas áreas de tratamento, constituídas por dois bunkers onde estão instalados dois Aceleradores Lineares. Um Acelerador produz fotões de 6 MV e o outro produz fotões de 6 e 18 MV e electrões de 6, 9, 12, 15, 18 e 21 MeV, tendo incorporado imagens portais, colimador multi-folhas e cunhas dinâmicas. Numa outra sala encontra-se o simulador, utilizado para a simulação física do tratamento. O Serviço possui ainda uma sala destinada à elaboração de moldes, uma sala com o equipamento de Tomografia Computorizada e uma sala de dosimetria. Para além destas salas, existem também os gabinetes médicos e a sala de enfermagem.

Fazem parte deste Serviço cinco médicos especialistas em Radioterapia, dois médicos internos, treze técnicos de Radioterapia, três físicos, três enfermeiras, cinco administrativos e três auxiliares de acção médica.

5.1.2 – Sistema de Planeamento

O Sistema de Planeamento do Serviço de Radioterapia do HSJ é o XiO da CMS. Este possui diversos algoritmos de cálculo de dose (*Convolution*, *Multigrid Superposition* e *Fast Superposition*) que permitem ao dosimetrista seleccionar o mais

adequado a cada tratamento, tendo em conta a sua precisão e exactidão de cálculo do mesmo perante as diferentes densidades electrónicas da região a irradiar.

As ferramentas automatizadas de contorno, tais como a funcionalidade de segmentação e de desenho, permitem uma identificação fácil e rápida e a delimitação de volumes-alvo e estruturas críticas (figura 40).

No SP é ainda possível ter diversos pontos de prescrição (que podem corresponder a diferentes fases do tratamento ou diferentes zonas a tratar) assim como a prescrição a uma isodose.

A avaliação final do plano de tratamento pode ser feita através da avaliação de DVH das várias estruturas delimitadas ou das isodoses em cortes transversais, coronais ou sagitais.

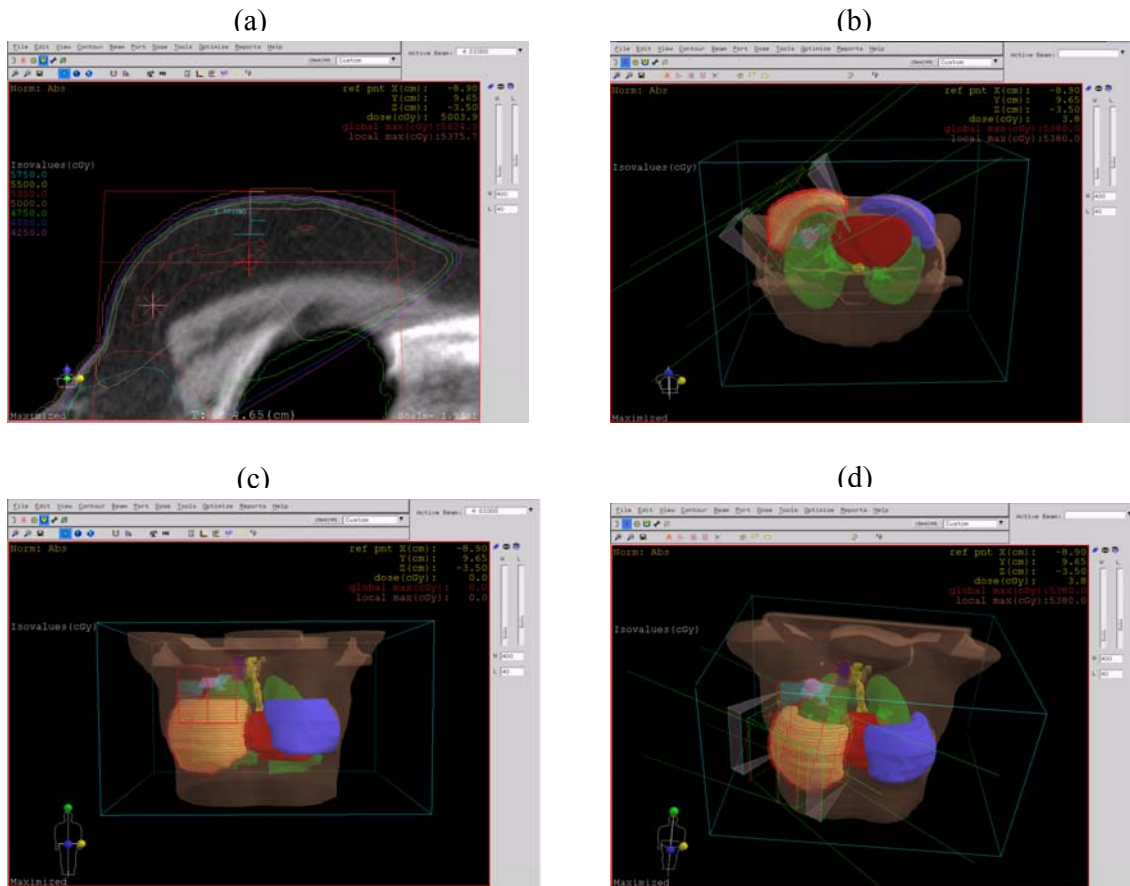


Figura 40 – Exemplo de um plano de tratamento de mama (a) Plano de tratamento ao isocentro; (b, c e d) visualização 3D dos volumes delimitados e dos campos de tratamento em diferentes angulações.

5.1.3 – Conjunto de MOSFETs utilizados na elaboração deste trabalho

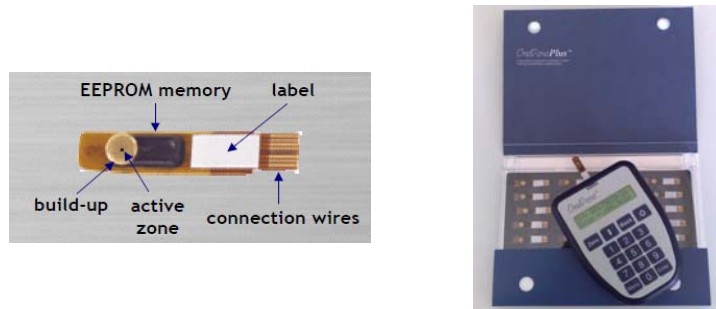


Figura 41 – (a) Estrutura de um MOSFET; (b) Conjunto de MOSFETs e respectivo leitor.

Os MOSFETs “One Dose Plus”, da Sichel Technologies (figura 41), utilizados neste estudo incluem um “build-up cap” (figura 42), aplicado sobre o dosímetro, que reporta a dose a 1,5 cm de profundidade [32].

A resposta destes MOSFETs foi testada pelo fabricante para diferentes condições de irradiação (ver Anexo II).

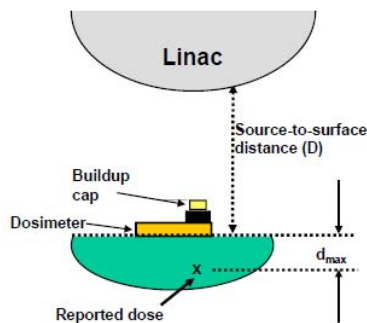


Figura 42 – Setup de irradiação do MOSFET.

Os parâmetros utilizados para a determinação dos factores de calibração foram: SSD: 100 cm; tamanho de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$; taxa de dose: 300 MU; energia: 6MV [33]. Os factores de calibração resultantes foram armazenados num dispositivo de memória localizado no MOSFET. O leitor utiliza esses factores para calcular a dose acumulada (em cGy) após a irradiação. Caso os parâmetros do tratamento sejam

diferentes dos parâmetros de calibração dos MOSFETs, o leitor possibilita a introdução dos novos dados, aplicando-lhes factores de correcção para uma correcta determinação da dose.

Estes dosímetros não são re-utilizáveis, apenas permitem medir a dose acumulada durante um tratamento, até um total de 5 Gy.

5.1.4 – Outros equipamentos utilizados na realização das medidas

Para a realização deste trabalho utilizou-se uma câmara de Farmer – Modelo 30010 da PTW com o respectivo electrómetro modelo MP3 – Tandem da PTW. Foram também utilizados: um fantôma de placas de água sólida – modelo RW3 SLAB Phantom da PTW e um fantôma antropomórfico – modelo Rando da Phantom Laboratory.

6 – Metodologia

A metodologia seguida para a elaboração deste trabalho passou por, antes da utilização do sistema para a determinação da dose administrada a pacientes, caracterizar a sua resposta em condições de referência, função de um conjunto de factores como SSD, tamanho de campo, *fade*, linearidade, reprodutibilidade, dependência energética, dependência angular. De seguida realizou-se a caracterização da resposta dos detectores simulando uma situação clínica, usando um fantôma antropomórfico. Por fim foram realizadas medidas num conjunto de pacientes em tratamento.

Antes de qualquer medida com os Mosfet foi sempre verificada a estabilidade da dose do acelerador.

6.1 – Caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs no fantôma de placas de água sólida

De acordo com o fabricante (anexo II) a resposta dos detectores pode variar em função de vários factores, pelo que, antes da sua utilização em situações clínicas, se torna necessária a sua caracterização e determinação de factores de correcção.

A variação da resposta dos detectores foi avaliada em função dos seguintes parâmetros: SSD, tamanho de campo, *fade*, linearidade, reprodutibilidade, dependência energética e dependência angular.

Para a caracterização da resposta do sistema de medida utilizou-se um conjunto de MOSFETs, com o respectivo equipamento de leitura, o fantôma de placas de água sólida e o Acelerador Linear.

Sobre a mesa de tratamento, colocaram-se 20 placas de água sólida alinhadas de modo a formarem um cubo com 20 cm de altura (figura 43). Por cima das placas colocaram-se os MOSFETs e irradiaram-se os mesmos de acordo com os parâmetros pretendidos (tabela 3). Por fim, introduziram-se os MOSFETs, independentemente, no equipamento de leitura e registaram-se os valores obtidos.



Figura 43 – *Setup* de irradiação dos MOSFETs no fantôma de placas de água sólida.

Na tabela 3 são apresentadas as condições de irradiação utilizadas.

	SSD (cm)	Tamanho de campo (cm²)	Número de MU's	Energia (MV)
SSD	Variável	10x10	200	6
Tamanho de campo	100	Variável	200	6
<i>Fade</i>	100	10x10	200	6
Linearidade	100	10x10	Variável	6
Reprodutibilidade	100	10x10	Variável	6
Dependência Energética	100	10x10	200	6 e 18
Dependência Angular	100	10x10	200	6

Tabela 3 – Condições de irradiação para a caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs.

6.2 – Caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs simulando uma situação real

De modo a otimizar a utilização dos detectores em situações clínicas reais, evitando esperas e dúvidas prejudiciais ao paciente, foi feito um estudo prévio utilizando um fantôma antropomórfico. Este segue todo o procedimento habitual de uma paciente: foi realizada uma TC de planeamento, foi feito um plano de tratamento no SP, foi posicionado e “tratado” no Acelerador em condições semelhantes às reais. Este estudo foi útil na determinação do melhor ponto de medida e condições de irradiação dos MOSFETs.

6.2.1 – Determinação do ponto de medida

Neste trabalho, foi seleccionado um ponto que corresponde à junção entre dois campos de tratamento (figura 44). Nesse ponto é necessário haver maior rigor no cálculo da dose pois, para além da incerteza associada ao cálculo, há uma probabilidade de ocorrer sobreposição ou desfasamento entre campos devido ao posicionamento do paciente e a movimentos do mesmo. Como consequência, pode haver uma sobredosagem ou subdosagem nesta região. Segundo o ICRU 50, consideram-se regiões de sobredosagem zonas com mais de 107% de dose e regiões de subdosagem zonas com menos de 95% de dose [17].

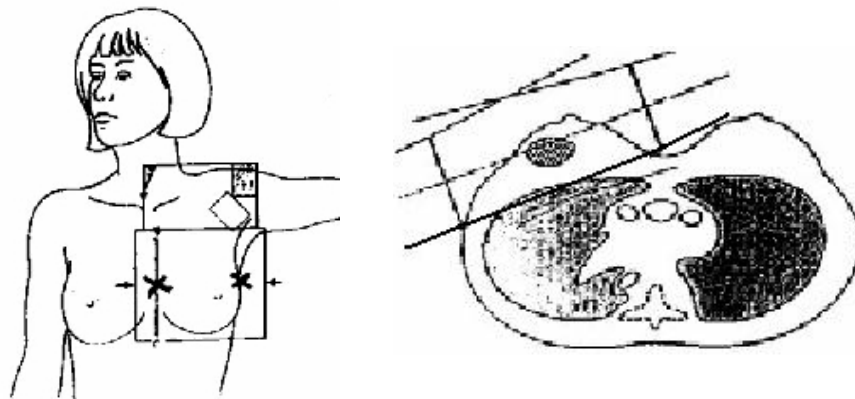


Figura 44 – Campos de tratamento [38].

6.2.2 – Realização de uma Tomografia Computorizada ao tórax do fantôma Rando

De acordo com o que foi descrito anteriormente, para a elaboração do plano de tratamento é necessário realizar uma TC de planeamento. Para tal, utilizou-se a Tomografia Computorizada, o fantôma Rando e o marcador, para identificação do ponto de medida.

Depois de posicionado o fantôma sobre a mesa, adaptando-o à posição característica das pacientes com patologia de cancro da mama, aplicou-se um marcador no ponto correspondente à junção de campos – ponto de referência (figura 45 (b)). Posteriormente, realizou-se uma TC à região do tórax do fantôma.

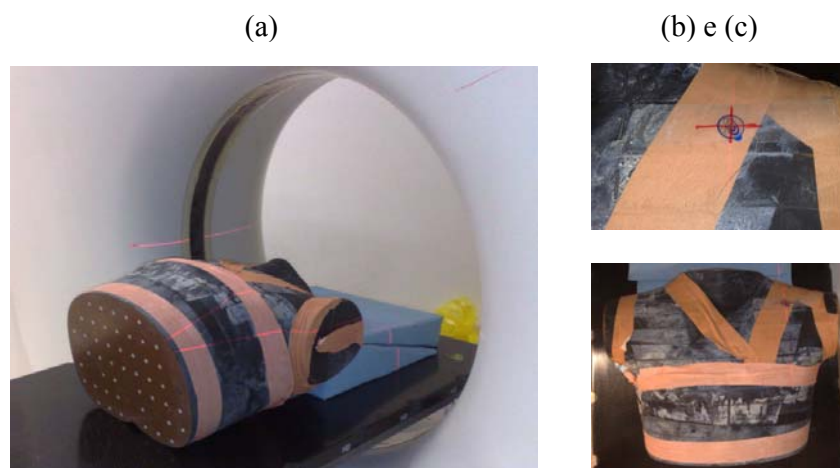


Figura 45 – (a) TC realizada à região do tórax do fantôma Rando;
(b e c) Coincidência entre o marcador e os lasers.

6.2.3 – Elaboração de um plano de tratamento de mama adaptado ao fantôma

A partir das imagens adquiridas na TC, elaborou-se um plano de tratamento de mama. Este plano é constituído por 4 campos de tratamento, dois tangenciais à mama e dois paralelos e opostos às zonas ganglionares. Para uniformização do plano utiliza-se muitas vezes cunhas como neste caso assim como segmentos na irradiação da mama. Tentamos realizar um tratamento de mama adaptado a este fantôma mas

tendo em conta os parâmetros mais utilizados neste tipo de patologia, nomeadamente ângulos de incidência da gantry, ângulos nas cunhas, tamanho dos campos e peso relativo dos mesmos [39].

6.2.4 – Realização do tratamento no fantôma Rando

Para a realização do tratamento no fantôma, simulando uma situação real, utilizou-se um conjunto de MOSFETs, com o respectivo equipamento de leitura, o fantôma Rando e o Acelerador Linear.

Começou-se por colocar o fantôma Rando sobre a mesa de tratamento de acordo com o posicionamento deste durante a realização da TC. De seguida, colocou-se o MOSFET sobre o ponto de referência e irradiou-se o mesmo de acordo com o plano de tratamento (figura 46). Por último, introduziu-se o MOSFET no equipamento de leitura e registou-se o valor obtido.



Figura 46 – *Setup* de irradiação dos MOSFETs no fantôma Rando.

6.3 – Medidas de dose “in vivo” em pacientes

Terminada a fase de caracterização dos detectores e simulação no fantôma antropomórfico, realizaram-se medidas de dose “in vivo” em pacientes com cancro da mama.

Para a realização das referidas medidas, deitou-se, posicionou-se e imobilizou-se a paciente de acordo com o seu plano de tratamento. De seguida, colou-se o MOSFET na pele da paciente (figura 47), na zona tatuada que corresponde à junção dos campos de tratamento, e iniciou-se o tratamento. Após a sua conclusão, retirou-se o MOSFET da pele da paciente e introduziu-se o mesmo no leitor para se obter o valor de dose medido (em cGy).



Figura 47 – Paciente posicionada e imobilizada para a realização do tratamento.

7 – Resultados e Análise

Neste capítulo são apresentados todos os resultados decorrentes desta investigação e é realizada uma análise detalhada aos resultados obtidos.

7.1 – Caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs no fantôma de placas de água sólida

Aos valores resultantes da leitura dos MOSFETs foi aplicado um factor de correcção para a dose, conforme medidas realizadas no próprio dia no acelerador, com câmara de ionização.

7.1.1 – SSD

A avaliação da resposta dos MOSFETs em função da SSD foi determinada irradiando 3 detectores a diferentes distâncias foco-pele. Os valores medidos são os da tabela 4 e foram comparados com os respectivos valores calculados no SP. O gráfico 1 mostra a variação da dose com a SSD (dose normalizada para o valor a SSD=100 cm).

SSD (cm)	Valor calculado (cGy)	Valor medido (cGy)
100	198,3	195,7
95	219,3	215,4
90	243,7	243,8

Tabela 4 – Valores calculados pelo Sistema de Planeamento e valores medidos com os MOSFETs, para as diferentes SSDs.

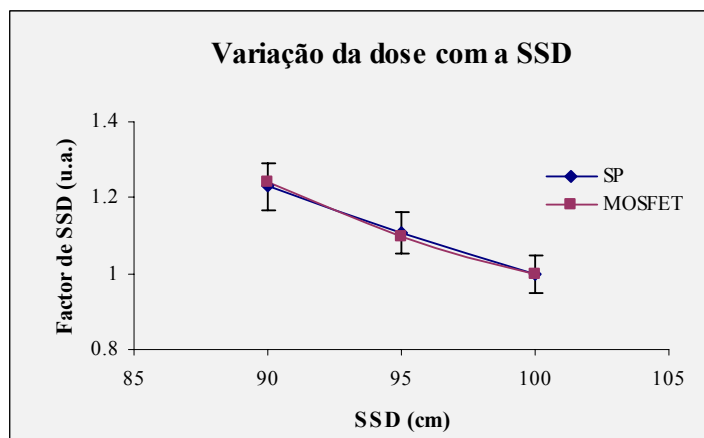


Gráfico 1 – Variação da dose com a SSD (dose normalizada para o valor a SSD=100 cm). As barras representam a tolerância de +/- 5% definida para os valores medidos.

Foi determinado um factor de correcção para as leituras dos MOSFETs comparando os valores relativos de dose, calculados pelo SP, e os valores medidos com os MOSFETs (gráfico 2).

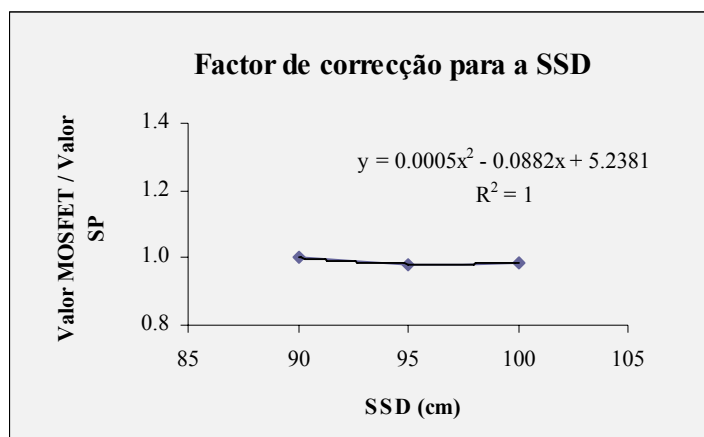


Gráfico 2 – Factor de correcção para a SSD.

Este factor de correcção é aproximadamente 1 para as várias SSD utilizadas, ou seja, a variação da resposta dos MOSFETs com a SSD está de acordo com o calculado pelo SP. Este factor determinado difere dos valores apresentados pelo fabricante (anexo II), que indica correcções da ordem dos 3 % para SSD = 90 cm.

Com base nestes resultados, foi decidido não aplicar nenhum factor de correcção às medidas de dosimetria “in vivo”.

7.1.2 – Tamanho de campo

A resposta dos MOSFETs em função do tamanho de campo foi determinada irradiando 4 detectores com diferentes tamanhos de campo. Na tabela 5 encontram-se os valores calculados pelo SP e os valores medidos com os respectivos detectores. O gráfico 3 mostra a variação da dose com o tamanho de campo (dose normalizada para o tamanho de campo de 10 x 10 cm²).

Tamanho de campo (cm ²)	Valor calculado (cGy)	Factor de campo (SP)	Valor medido (cGy)	Factor de campo (MOSFET)
5 x 5	186,2	0,939	176,4	0,901
10 x 10	198,3	1	195,7	1
15 x 15	205,8	1,038	203,2	1,038
20 x 20	209,1	1,054	215,4	1,060

Tabela 5 – Valores calculados pelo Sistema de Planeamento e valores medidos com os MOSFETs, para os diferentes tamanhos de campo.

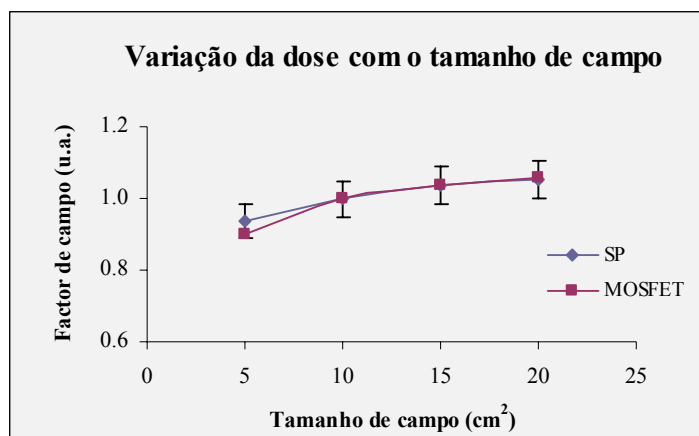


Gráfico 3 – Variação da dose com o tamanho de campo (dose normalizada para o campo de 10x10 cm²). As barras representam a tolerância de +/- 5% definida para os valores medidos.

Para o tamanho de campo de 5 x 5 cm², obteve-se uma resposta diferente da calculada pelo SP (-4%). Uma vez que para tamanhos de campo superiores a 10 o factor é inferior a 0,5%, decidiu-se aplicar uma correcção linear apenas para os campos menores (gráfico 4). Esta variação observada, em função do tamanho de campo, difere da apresentada pelo fabricante (anexo II).

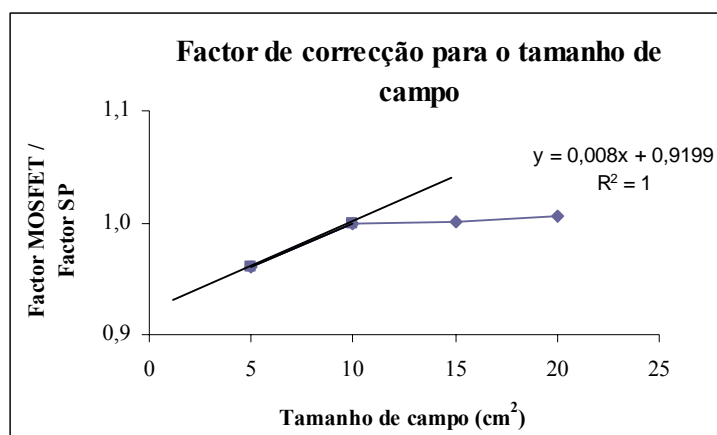


Gráfico 4 – Factor de correcção para o tamanho de campo.

7.1.3 – *Fade*

A variação da dose em função do tempo (gráfico 5) foi determinada irradiando em simultâneo 4 MOSFETs e efectuando as respectivas leituras 1, 5, 10 e 20 minutos após a irradiação dos detectores. Na tabela 6 demonstram-se os valores medidos e a perda de sinal em função do tempo decorrido.

Tempo após a irradiação (minutos)	Valor medido (cGy)	Perda de sinal (%)
1	196,3	0
5	191,4	-2,5
10	188,6	-3,92
20	188,7	-3,87

Tabela 6 – Valores resultantes da leitura dos MOSFETs, alguns minutos após a irradiação dos mesmos.

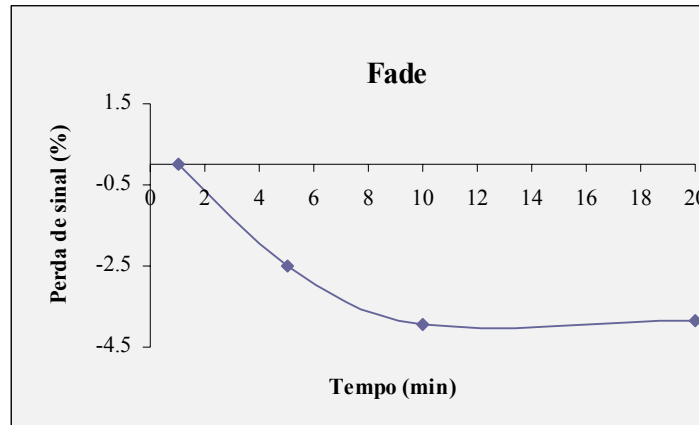


Gráfico 5 – Variação da dose com o tempo decorrido após a irradiação do MOSFET.

De acordo com as recomendações do fabricante (anexo II) a leitura deverá ser efectuada no primeiro minuto após a irradiação, havendo perda de sinal após este tempo. As medidas realizadas confirmaram este comportamento, verificando-se ao fim de 5 minutos uma perda de 2,5% de sinal. Esta perda estabiliza ao fim de 10 minutos.

Estes resultados mostram a importância da leitura ser efectuada imediatamente após a irradiação dos MOSFET, o que implica que em dosimetria “in vivo”, o leitor deve estar junto do acelerador. Em alternativa, de modo a uniformizar os resultados, deverá esperar-se um tempo mínimo de 10 minutos após a irradiação do último campo e aplicar um factor de correcção de 4% ao valor da leitura.

7.1.4 – Linearidade

Para a avaliação da resposta dos MOSFETs em função da linearidade irradiaram-se 9 detectores com diferentes números de unidades monitoras. Na tabela 7 apresentam-se os valores medidos com os detectores e o respectivo desvio para a linearidade. O gráfico 6 mostra a linearidade entre o número de MU's e a dose para os MOSFETs.

N.º de MU's	Valor medido (cGy)	Desvio (%) para a linearidade
10	9,7	-0,05
50	45,3	-6,65
80	75,1	-3,27
100	73,4	-24,37
150	110,7	-23,96
180	175,4	0,41
200	194,1	0,00
220	215,0	0,70
250	243,1	0,20

Tabela 7 – Valores medidos com os MOSFETs, para diferentes números de MU's e correspondente desvio para a linearidade, tomando como referência a medida para 200 MUs.

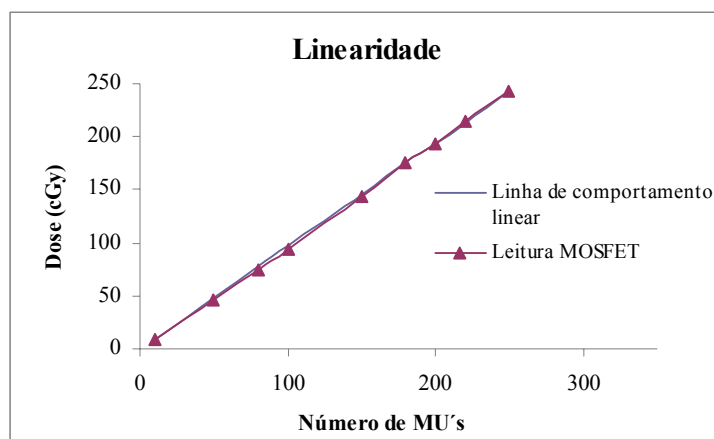


Gráfico 6 – Linearidade entre o número de MU's e a dose (cGy) para os MOSFETs.

Pela análise do gráfico 6 confirmou-se que o MOSFET tem uma resposta linear entre os 10 e os 250 MU's, o que está de acordo com o descrito pelo fabricante (anexo II).

7.1.5 – Reprodutibilidade

A resposta dos MOSFETs em termos de reprodutibilidade foi avaliada irradiando individualmente 3 detectores com o mesmo número de unidades monitoras. Este procedimento foi efectuado para 180, 200, 220 e 250 MU's. Na tabela 8 são apresentados os valores medidos, a média e o desvio padrão de cada número de unidades monitoras referido anteriormente.

N.º de MU's	Valor medido (cGy)	Média (cGy)	Desvio Padrão (cGy)	Desvio Padrão (%)
180	173,7	174,87	1,01	0,58
	175,4			
	175,5			
200	195,7	195,97	2,01	1,03
	194,1			
	198,1			
220	212,5	214,10	1,39	0,65
	215,0			
	214,8			
250	240,4	242,63	2,04	0,84
	244,4			
	243,1			

Tabela 8 – Medidas de dose realizadas com diferentes números de MU's para verificação da reprodutibilidade dos MOSFETs.

Verificou-se que o sistema de MOSFETs é reprodutível sendo o seu desvio padrão máximo, na gama de valores analisados (de 180 a 250 MU's), de 1,03%.

7.1.6 – Exactidão

A exactidão dos MOSFETs foi determinada através da irradiação individual de 3 detectores com o mesmo número de unidades monitoras. Este procedimento foi efectuado para 180, 200, 220 e 250 MU's. Os valores medidos são apresentados na tabela 9 e foram comparados com os respectivos valores calculados no SP.

N.º de MU's	Valor medido (cGy)	Média (cGy)	Valor calculado (cGy)	Diferença (%)
180	173,7	174,9	178,4	2,0
	175,4			
	175,5			
200	195,7	196,0	198,2	-1,1
	194,1			
	198,1			
220	212,5	214,1	218,0	-1,8
	215,0			
	214,8			
250	240,4	242,6	247,8	-2,1
	244,4			
	243,1			

Tabela 9 – Medidas de dose realizadas com diferentes números de MU's para verificação da exactidão dos MOSFETs.

Na gama dos valores analisados a diferença máxima em relação ao valor calculado foi de -2,1%. As diferenças encontradas estão dentro das tolerâncias do fabricante (anexo II). Uma vez que as diferenças foram todas no mesmo sentido e da mesma ordem de grandeza decidiu-se aplicar um factor de correcção único de 1,017 correspondente ao valor médio da diferença (-1,7%).

7.1.7 – Dependência Energética

A avaliação dos MOSFETs em função da energia foi determinada irradiando um detector com energia de 6 MV e o outro com energia de 18 MV. Na tabela 10 apresentam-se os valores medidos para cada uma das energias e o respectivo factor de correcção.

Energia (MV)	Valor medido (cGy)	Factor de correcção para a energia
6	146,6	1
18	147,7	1,008

Tabela 10 – Valores medidos e factor de correcção para as energias de 6 e 18 MV.

O factor de correcção obtido para a energia 18 MV é inferior ao indicado pelo fabricante (2%). No entanto, este valor poderá estar afectado de uma maior incerteza uma vez que as medidas, sendo efectuadas a uma profundidade equivalente a 1,5 cm, se realizam na região de *build up* (cerca de 3 cm para energia de 18 MV), não havendo por isso equilíbrio electrónico.

7.1.8 – Dependência Angular

Realizaram-se 5 medidas, para diferentes angulações da gantry, com o objectivo de determinar, para este caso, o respectivo factor de correcção. Os valores medidos assim como o respectivo factor de correcção são apresentados na tabela 11. No gráfico 7 mostra-se a variação da dose com o ângulo.

Ângulos (°)	Valor medido (cGy)	Factor de Correccção
0	177,9	1
45	172,5	0,97
90	195,2	1,10
135	218,8	1,23
180	207,8	1,17

Tabela 11 – Valores obtidos para diferentes ângulos e normalização da resposta ao ângulo 0°.

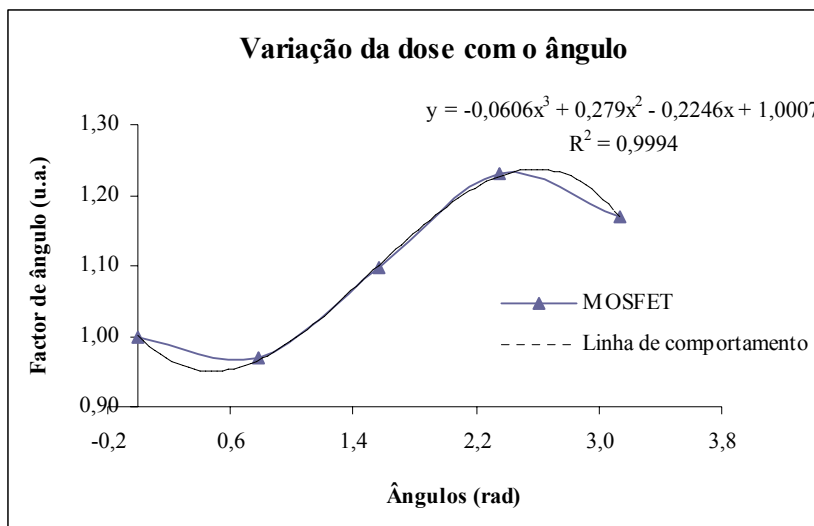


Gráfico 7 – Variação da dose com o ângulo (dose normalizada para o ângulo 0 rad).

Tal como era esperado, constatou-se que para os ângulos de 90, 135 e 180° os valores (cGy) correspondentes à leitura dos MOSFETs foram maiores do que os alcançados para os ângulos de 0 e 45°. Tal sucede porque no primeiro caso o feixe não incide directamente sobre a parte superior do MOSFET e deixa de existir o efeito de *build up*.

7.2 – Caracterização da resposta do sistema de medida dos MOSFETs simulando uma situação real

Após a caracterização da resposta dos detectores, simulou-se uma situação real, efectuando uma medida no fantôma Rando utilizando os campos de tratamento do plano calculado no Sistema de Planeamento.

7.2.1 – Realização do tratamento no Fantôma Rando

Usando o valor total medido, determinou-se a fracção correspondente a cada campo, utilizando a proporção indicada pelo SP e a estes valores foram aplicadas as correcções correspondentes, tendo em conta o tamanho de campo, a angulação e a exactidão. Os valores corrigidos para cada campo foram somados de modo a obter-se um valor total corrigido que foi comparado com o valor calculado pelo SP (tabela 12).

Dados		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6
	provenientes do SP	SSD (cm)	95,70	91,30	93,10	91,40	90,10
Ângulos (°)		49,20	165	44,70	133	108	47,30
Ângulo (Radianos)		0,86	2,88	0,78	2,32	1,88	0,83
Tamanho de Campo (cm ²)		7,37	7,37	14,73	14,73	6,54	7,4
MU's		105	93	109	109	10	10
Contribuição/ Fracção (cGy)		2,09	1,64	2,37	1,74	0,12	0,22
Percentagem de dose		25,60	20	28,9	21,30	1,50	2,60
	Fracção do valor medido (cGy)	56,20	44	63,50	46,60	3,3	5,8
Factores de correção	Tamanho de campo	0,979	0,979	1	1	0,972	0,979
	Ângulo	1,03	0,82	1,03	0,82	0,86	1,03
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correção total		1,03	0,82	1,05	0,83	0,85	1,02
Contribuição / fracção (corrigido)		57,60	36,01	66,41	38,51	2,81	5,90
Contribuição total	207,26 cGy						

Tabela 12 – Características do plano de tratamento realizado no fantôma Rando e correções aplicadas.

Na tabela 13 apresenta-se o valor calculado, o medido e o corrigido e a diferença entre estes valores.

Campo	Valor calculado (cGy)	Valor medido (cGy)	Diferença (%)	Valor medido com correções (cGy)	Diferença (%)
Sequência do plano	204,7	219,4	7,2	207,26	1,3

Tabela 13 – Valor calculado pelo SP e valor medido com o MOSFET, com e sem correções, no fantôma Rando.

A diferença encontrada após aplicação das correções foi de 1,3%. Este valor é inferior à tolerância do sistema de medida pelo que se decidiu aplicar o mesmo procedimento a um conjunto de pacientes.

7.3 – Medidas de dose “in vivo” em pacientes

Usando o mesmo procedimento descrito em 7.2, foram realizadas medidas em 12 pacientes com cancro da mama. Para cada paciente, num dos dias de tratamento, foi colocado um MOSFET no ponto previamente escolhido e efectuada a sequência normal de tratamento. Depois da irradiação, foi feita a leitura do valor de dose acumulado no MOSFET e feita a comparação com o respectivo valor calculado pelo SP, após a aplicação das necessárias correções (tabela 14). No Anexo III encontram-se as tabelas com os dados dos planos de tratamento das várias doentes e os respectivos factores de correção aplicados.

Paciente	Valor calculado (cGy)	Valor medido (cGy)	Valor medido com correções (cGy)	Diferença (%)
1	199,3	242,8	233,6	17,2
2	198,1	226,6	216,2	9,1
3	201,9	250,8	285,1	41,2
4	210,1	208,9	220,1	4,8
5	208,0	280,7	269,1	29,4
6	206,8	188,7	181,5	-12,3
7	149,7	223,1	230,1	53,7
8	187,5	236,3	226,1	20,6
9	202,1	303,0	319,1	57,9
10	194,4	182,3	174,3	-10,3
11	205,1	184,9	175	-14,7
12	197,8	226,2	220,5	11,5

Tabela 14 – Valores calculados pelo SP e valores, com e sem correções, resultantes das medidas efectuadas com os MOSFETs nas pacientes. A diferença apresentada corresponde à discrepância entre os valores calculados e os valores medidos corrigidos.

O gráfico 8 ilustra os resultados obtidos onde se pode verificar a grande variabilidade nos valores obtidos, com algumas diferenças a ultrapassarem os 50%.

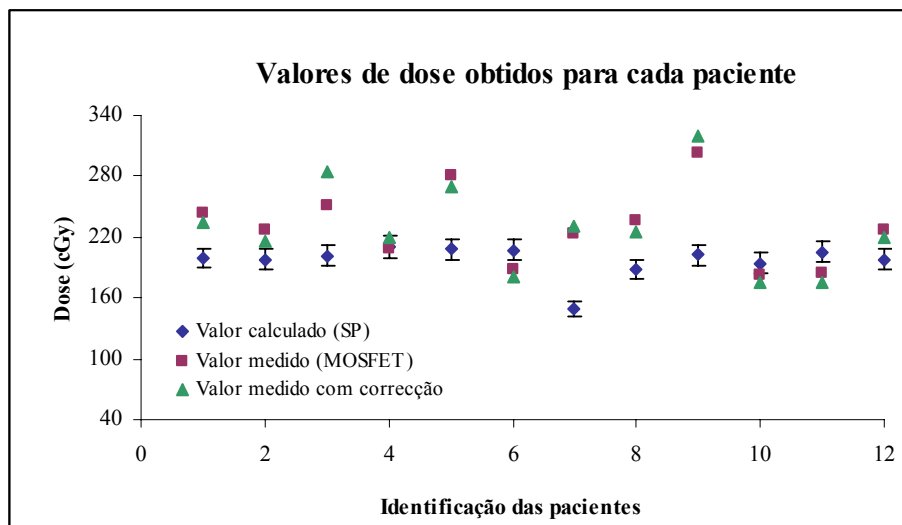


Gráfico 8 – Comparação entre os valores de dose medidos e os valores calculados pelo SP para cada paciente. As barras representam a tolerância de +/- 5% definida para os valores medidos.

Estes resultados impedem que se conclua sobre a vantagem da utilização deste sistema, uma vez que só através da repetição das medidas para cada paciente, se poderia concluir se as diferenças são reais. Deve-se referir que numa situação clínica real existem uma série de incertezas relacionadas com o posicionamento e com, por exemplo, movimentos associadas à respiração das pacientes. Uma vez que os MOSFETs são colocados numa zona na margem dos campos, em que o gradiente de dose é elevado, um pequeno desvio na posição poderá levar a grandes diferenças de dose.

8 – Conclusões

O conjunto de testes efectuados ao comportamento dos MOSFETs demonstrou uma resposta às diferentes condições de irradiação, conforme o descrito pelo fabricante. Foram determinados experimentalmente factores de correcção para variáveis como a SSD, o tamanho de campo, a *fade*, a linearidade, a reprodutibilidade, a energia e o ângulo. Após análise destes resultados concluiu-se ser necessário aplicar factores de correcção apenas para o tamanho de campo, angulação e exactidão da dose. Resultou também que, apesar do fabricante recomendar que as leituras sejam feitas no primeiro minuto após a irradiação, e uma vez que a sequência de tratamento em situações clínicas poder demorar vários minutos, se deverá esperar um tempo de aproximadamente 10 minutos para se atingir a estabilização do valor de dose. Neste caso, a todos os valores deverá ser aplicado o correspondente factor de correcção.

Das medidas efectuadas no fantôma Rando, para a sequência total do tratamento, e após a aplicação campo a campo dos factores de correcção determinados, resultou um valor muito próximo do valor calculado pelo Sistema de Planeamento. Uma vez que os campos de tratamento utilizados no fãntoma Rando são semelhantes, em termos de dimensões, angulações e SSD, aos aplicados em situações clínicas reais, este resultado parecia indicar que o método seria aplicável em situações de dosimetria “in vivo”, em pacientes com cancro da mama.

Tal como no caso do fantôma Rando, aos valores obtidos para cada paciente, aplicaram-se factores de correcção para o tamanho de campo, para o ângulo e para a exactidão das medidas. No entanto, quando comparados os valores calculados pelo SP com os valores medidos corrigidos, verificou-se que há uma considerável discrepância entre estes valores e que os resultados são bastante variáveis de doente para doente.

Dadas as características de utilização única destes detectores e o elevado custo unitário (cerca de 25€) não foi possível repetir as medidas nas várias doentes, de modo a verificar se as diferenças obtidas se mantinham ou resultavam da incerteza da medida.

A obtenção de resultados mais concordantes com o sistema de planeamento na fase de caracterização do MOSFET, deve-se ao facto de em todos os testes ter-se realizado irradiações perpendiculares e coincidentes com o centro do campo (distribuição de dose homogénea). O mesmo não se passou aquando da irradiação do MOSFET com os campos de tratamento, em que a localização deste coincidiu com a

margem do campo de tratamento, estando sujeito a incertezas de posicionamento e movimentos das pacientes.

Do conjunto de resultados obtidos é possível concluir que neste tipo de situações complexas, com campos de diferentes tamanhos, angulações e energias, este sistema não parece ser apropriado para dosimetria “in vivo”.

Para além disso e, uma vez que o objectivo principal da dosimetria “in vivo” é, através de um método rápido e de fácil utilização prática, avaliar a existência de algum erro no tratamento, este sistema, em que há necessidade de aplicação, campo a campo, de factores de correcção, tornar-se-ia moroso e pouco prático em situações de rotina.

Dadas as características observadas, a sua utilização deverá restringir-se a situações mais simples, em condições mais próximas das de referência.

Anexo I – Grandezas e Unidades

Radiação

Definição: energia na forma de partículas ou ondas.

Tipos de Radiação:

Ionizante: remove electrões de átomos

Partículas (alfa e beta)

Ondas (gama e raios – X)

Não ionizante (electromagnética): não remove electrões de átomos (Infravermelhos, visível, microondas, radar, ondas de rádio, lasers).

Radioactividade

Definição: conjunto de átomos instáveis que se transformam espontaneamente em novos elementos.

Um átomo com um núcleo instável vai decair até se transformar num átomo estável, emitindo radiação à medida que o processo de decaimento decorre.

A “quantidade” de radioactividade (actividade) é o número de decaimentos nucleares que ocorrem por unidade de tempo (decaimento por minuto).

Grandezas Físicas, de Protecção e Operacionais

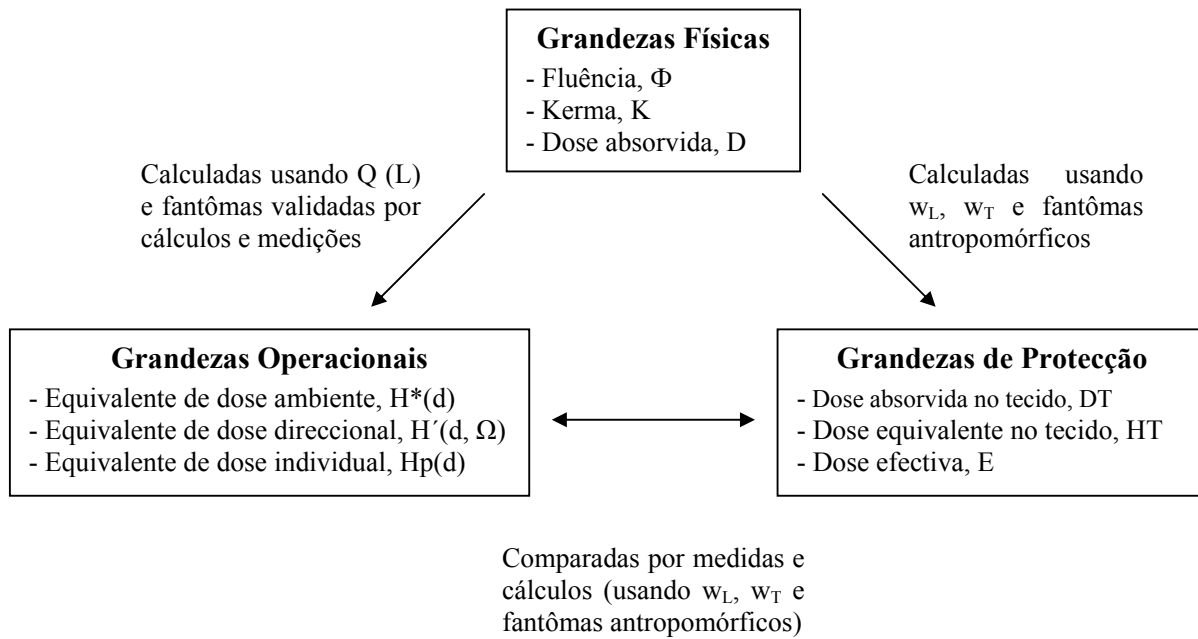


Figura 48 – Grandezas Físicas, de Protecção e Operacionais.

- Grandezas Físicas

Fluência, Kerma e Dose Absorvida

Seja a **fluência** de um feixe definida pelo número de partículas, N, (incluindo fotões) por unidade de área perpendicular ao feixe, A:

$$\Phi = \frac{N}{A} \tag{22}$$

Se o feixe for uniforme, a sua fluência é independente da área ou do instante que se considere. Se depender do tempo, pode considerar-se a taxa de alteração da fluência, a qual se designa por **fluxo de fluência**:

$$\phi = \frac{\Phi}{t} = \frac{N}{At} \quad (23)$$

Se o feixe for monocromático, a **fluência energética**, Ψ , será simplesmente o produto da fluência, Φ , pela energia de cada partícula, E :

$$\Psi = \Phi E = \frac{NE}{A} \quad (24)$$

E, do mesmo modo, pode-se definir o fluxo de energia, o qual também se designa por intensidade, e que é dado por:

$$I = \frac{\Psi}{t} = \frac{\Phi E}{t} = \frac{NE}{At} \quad (25)$$

Caso o feixe contenha várias energias, a intensidade é, então, dada por:

$$I = \frac{\Psi}{t} = \frac{\sum f_i \Phi E_i}{t} \quad (26)$$

onde f_i é a fracção de partículas com energia E_i .

Kerma (Kinetic energy released per unit mass) é uma grandeza que quantifica a energia absorvida por massa de tecido. A energia é transferida da radiação ionizante indirecta (fotões e neutrões) para a radiação ionizante directa (partículas carregadas). Kerma é definida por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (27)$$

onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas ionizantes libertadas por acção de partículas ionizantes não carregadas num material de massa dm .

As grandezas definidas anteriormente servem para caracterizar o feixe mas não dão informação sobre o seu efeito sobre os tecidos biológicos. Com esse intuito existem grandezas como sejam: a exposição, a dose absorvida e o equivalente de dose absorvida.

Admita-se que praticamente toda a energia dos raios-X (ou raios γ) é utilizada para ionizar o meio. Se Q for a carga total criada por ionização quando um pequeno volume de ar de massa m é sujeito a radiação, a **exposição** é definida como:

$$X = \frac{Q}{m} \quad (28)$$

Note-se que Q, sendo a carga total criada, inclui a carga libertada tanto primária como secundariamente (mesmo que a ionização secundária tenha lugar fora do volume considerado). A unidade de exposição tradicional é o R (Röntgen) que corresponde a 2.58×10^{-4} C/kg.

Esta grandeza é apenas aplicável a fotões γ ou raios-X com menos de 3MeV, uma vez que para energias superiores é extremamente difícil determinar o número de pares electrão / ião que se formam secundariamente fora do volume considerado.

Uma vez que para o ar, a energia média necessária para produzir um par electrão / ião é de 33.85eV, então, quando um quilograma de ar é exposto a 1 C/kg, este absorve 33.85J de energia, ou, generalizando, a quantidade de energia absorvida por unidade de massa de ar é dada pela relação: $E = 33.85X$.

Como os efeitos químicos e biológicos da exposição de um tecido à radiação dependem da energia absorvida por esse tecido e não da energia absorvida pelo ar, a **dose absorvida** é definida através da razão:

$$D = \frac{E_{ef}}{m} \quad (29)$$

Em que E_{ef} é a energia total que chega ao tecido diminuída de toda a energia que sai, ou seja, é toda a energia que efectivamente fica depositada no tecido. A sua unidade é o Gray (em SI).

- Grandezas de Protecção

Dose absorvida no tecido, Dose equivalente e Dose efectiva

A **dose absorvida** num tecido ou órgão é dada por:

$$D_t = \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (30)$$

em que ε_T é a energia total que atravessa um tecido ou órgão e m_T é a massa do tecido ou órgão irradiado.

Existe também a grandeza **dose equivalente** que é o produto da dose absorvida por um factor de qualidade, QF, que varia com a transferência linear de energia e que reflecte o facto de diferentes radiações implicarem diferentes eficiências:

$$DE = D \times QF \quad (31)$$

A unidade de dose equivalente é o Sievert (Sv) em SI.

Se for adicionado um factor relacionado com a não uniformidade da distribuição da radiação no corpo, DF, passa-se a ter:

$$DE = D \times QF \times DF \quad (32)$$

A **dose efectiva** é o produto entre a soma das doses equivalentes para cada tecido/órgão e os factores de correcção para o órgão. Pode ser escrita na forma:

$$E = \sum W_T H_T \quad (33)$$

$$E = \sum W_T \sum W_R \sum D_{T,R} \quad (34)$$

W_T – factor correctivo que prevê as diferentes sensibilidades dos órgãos e tecidos à indução de efeitos estocásticos da radiação (ex. cancro induzido pela radiação)

Tecido / órgão	W_T
Gónadas	0,20
Medula	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esófago	0,05
Tiróide	0,05
Pele	0,01
Ossos	0,01

Tabela 15 – Factor de correcção do tecido ou órgão.

W_R – factor correctivo baseado no tipo e qualidade da radiação e que é usado para contabilizar a eficiência relativa dos diferentes tipos de radiação na indução dos efeitos na saúde.

Tipos de radiação e intensidade energética	Factor de correcção para a radiação W_R
Fotões, todas as energias	1
Electrões, todas as energias	1
Partículas alfa	20
Protões, energia > 2 MeV	5
Neutrões, energia < 10 keV	5
Neutrões, energia 10 a 100 keV	10
Neutrões, energia > 100 a 2 MeV	20
Neutrões, energia > 2 a 20 MeV	10
Neutrões, energia > 20 MeV	5

Tabela 16 – Factor de correcção da radiação.

- **Grandezas Operacionais**

Equivalente de dose ambiente, Equivalente de dose direccional e Equivalente de dose individual

Num ponto de um campo de radiação, é o equivalente de dose que será produzida por um campo alinhado e expandido na esfera do ICRU de profundidade d , num raio oposto à direcção do campo alinhado. O **equivalente de dose ambiente** é apropriado para radiação fortemente penetrante (profundidade recomendada $d = 10\text{mm}$)

Num ponto de um campo de radiação, é o equivalente de dose que será produzida por um campo expandido na esfera do ICRU de profundidade d , num raio numa direcção específica. O **equivalente de dose direccional** é apropriado para radiação fracamente penetrante (profundidade recomendada $d = 0.07\text{mm}$)

O equivalente de dose pessoal para radiação fortemente penetrante é o equivalente de dose no tecido mole numa profundidade $d = 10\text{mm}$.

O equivalente de dose pessoal para radiação fracamente penetrante é o equivalente de dose no tecido mole numa profundidade $d = 0.07\text{mm}$.

Sumário:

Tipo	Unidades
Radioactividade	Bq, Ci
Dose exposição	Gy, rad (R)
Factor de qualidade	Q
Dose biológica	Sv, rem

Tabela 17 – Grandezas e unidades.

1 Curie (Ci) – número de desintegrações por segundo que ocorrem num grama de ^{226}Ra

1 Becquerel (Bq) – uma desintegração por segundo

1Ci = $3,7 \times 10^{10}$ Bq (independente da natureza da radiação)

1 Roentgen (R) – quantidade de raios-X ou γ necessária para produzir 2×10^9 pares de íões (ionização) quando atravessa 1 cm^3 de ar a 0°C

1 R = 2.58×10^{-4} C/kg

1 rad - corresponde à libertação de 100 erg de energia por grama de material irradiado

1rad = 1R (se a radiação for de fotões)

rad: radiation absorbed dose

erg - unidade de energia no sistema de unidades centímetro-grama-segundo (CGS)

1 Gy = 100 rad (= 100R) (independente do tipo de radiação)

1Sv = 100 rem

rem: roentgen equivalent man

No anexo II são apresentados os resultados obtidos pelo fabricante para a caracterização do sistema de medida dos MOSFETs.



OneDosePlus Dosimeter Lot Calibration

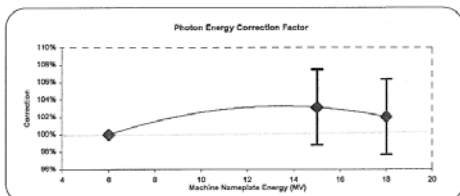
Product:	OneDosePlus Dosimeter, 907-00800-20
Lot #:	W898
Calibration completed:	03/21/08

Lot Performance Data

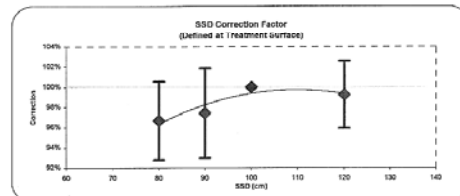
Correction factors indicated in the following charts are established for each lot unless stated. The correction factors are automatically applied to dose calculations when the associated parameters are entered into the dosimeter prior to the dose reading. If the parameter is not entered, or if it is 0, the correction factor is not applied and reference conditions are assumed. For each correction factor the equations are only verified within the displayed range. Dose is reported at D_{max} .

OneDosePlus accuracy specifications: 30 - 500cGy, +/- 5% (2σ), <30 cGy, +/- 2 cGy.

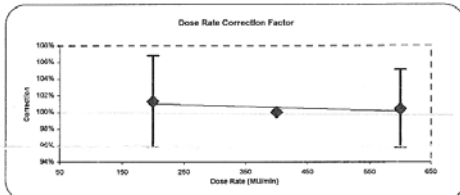
Testing reference conditions: 6MV; 30cm x 30cm Virtual Water phantom; 10cm x10cm field size; 100cm SSD, setup; 300 or 400 MU/min; no wedge



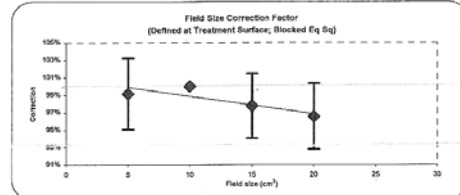
$$\text{Correction} = -4.9404 \cdot 10^{-05} (\text{MV})^3 + 1.3344 \cdot 10^{-03} (\text{MV})^2 - 7.2163 \cdot 10^{-03} (\text{MV}) + 1.0059$$



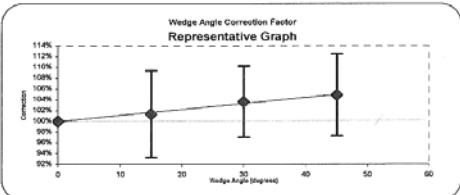
$$\text{Correction} = -3.8268 \cdot 10^{-06} (\text{SSD})^3 + 8.3980 \cdot 10^{-03} (\text{SSD}) + 5.3665 \cdot 10^{-01}$$



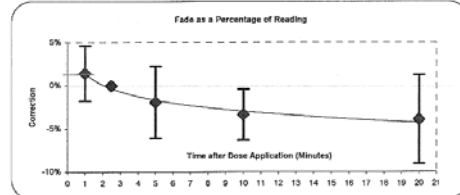
$$\text{Correction} = -2.2425 \cdot 10^{-06} (\text{DoseRate}) + 1.0147$$



$$\text{Correction} = -2.0270 \cdot 10^{-03} (\text{FieldSize}) + 1.0090$$



$$\text{Correction} = 1.3744 \cdot 10^{-02} (\text{FieldSize}) + 1.0000$$

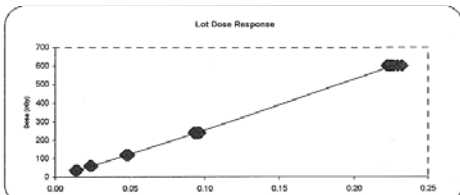


University of Wisconsin Radiation Calibration Lab (UWRCL) Lot Verification Data

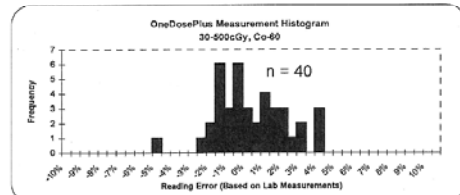
Lot verification performed at UWRCL to ISO 17025, 2005 specifications.

UWRCL Test Equipment: ion chamber UWRCL NEL, model 2571 (s/n 1556); electrometer Standard Imaging Max4000 s/n E010243

Calibration Source: UW Theratronics, El-Dorado 78, Co-60 Irradiator



$$\text{Correction} = 2.3882 \cdot 10^{-13} x^3 + 1.5828 \cdot 10^{-02} x^2 + 2.4869 \cdot 10^{-03} x + 9.9766 \cdot 10^{-01}$$



ANEXO III

Neste anexo são apresentadas as características dos planos de tratamento de cada uma das 12 pacientes e as correcções aplicadas.

Paciente 1

Valor medido com o MOSFET: 242,8 cGy

Valor corrigido: 233,6 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6	Campo7
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	94,30	81,90	91,40	91,40	91,40	91,40	93,90
	Ângulos (°)	48,60	160	43,40	124	43,40	124	113
	Ângulo (Radianos)	0,85	2,79	0,76	2,16	0,76	2,16	1,97
	Tamanho de campo (cm ²)	9,52	9,34	16,36	16,36	16,32	16,28	5,65
	MU's	127	99	95	101	22	22	10
	Contribuição/Fracção (cGy)	58,82	30,77	50,65	42,56	9,64	6,82	0,03
	Percentagem de dose	29,50	15,40	25,40	21,40	4,80	3,40	0,00
	Fracção do valor medido (cGy)	71,70	37,50	61,70	51,80	11,70	8,30	0,00
Factores de correcção	Tamanho de campo	0,996	0,995	1	1	1	1	0,965
	Ângulo	1,03	0,81	1,04	0,83	1,04	0,83	0,85
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,04	0,82	1,05	0,84	1,05	0,84	0,83
Contribuição/Fracção (corrigido)		74,54	30,84	65,08	43,68	12,39	7,00	0,03
Contribuição total	233,6 cGy							

Tabela 18 – Características do plano de tratamento da paciente 1 e correcções aplicadas.

Paciente 2

Valor medido com o MOSFET: 226,6 cGy

Valor corrigido: 216,2 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	94,50	88,10	90,40	90,70	90,40	90,70
	Ângulos (°)	49,20	165	43,90	127	43,90	127
	Ângulo (Radianos)	0,86	2,88	0,77	2,22	0,77	2,22
	Tamanho de campo (cm ²)	9,00	9,00	15,75	15,75	15,75	15,75
	MU's	116	95	79	90	28	38
	Contribuição/Fracção (cGy)	55,96	35,42	41,08	31,64	16,59	17,40
	Percentagem de dose	28,20	17,90	20,70	16,00	8,40	8,80
	Fracção do valor medido (cGy)	64,00	40,50	47,00	36,20	19,00	19,90
Factores de correcção	Tamanho de campo	0,992	0,992	1	1	1	1
	Ângulo	1,03	0,82	1,04	0,82	1,04	0,82
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,03	0,83	1,05	0,84	1,05	0,84
Contribuição/Fracção (corrigido)		66,21	33,50	49,51	30,33	20	16,68
Contribuição total	216,2 cGy						

Tabela 19 – Características do plano de tratamento da paciente 2 e correcções aplicadas.

Paciente 3

Valor medido com o MOSFET: 250,8 cGy

Valor corrigido: 285,1 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6	Campo7
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	95,50	86,50	90	89,80	90	89,80	90
	Ângulos (°)	15	27,90	57	33,90	57	33,90	57
	Ângulo (Radianos)	0,26	0,49	0,99	0,59	0,99	0,59	0,99
	Tamanho de campo (cm ²)	9,44	9,44	15,76	15,76	15,76	15,76	4,69
	MU's	113	100	79	91	26	37	10
	Contribuição/Fracção (cGy)	55,61	38,49	36,73	36,98	13,79	18,39	1,91
	Percentagem de dose	27,50	21,20	20,20	20,40	7,60	10,10	1,10
	Fracção do valor medido (cGy)	69,10	53,20	50,70	51,10	19	25,40	2,60
Factores de correcção	Tamanho de campo	0,995	0,995	1	1	1	1	0,957
	Ângulo	1,04	1,05	1,01	1,05	1,01	1,05	1,01
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,05	1,07	1,02	1,07	1,02	1,07	0,98
Contribuição/Fracção (corrigido)		72,84	55,61	51,91	54,51	19,49	27,11	2,59
Contribuição total	285,1 cGy							

Tabela 20 – Características do plano de tratamento da paciente 3 e correcções aplicadas.

Paciente 4

Valor medido com o MOSFET: 208,9 cGy

Valor corrigido: 220,1 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	95,90	92,70	95,90	97,40	81,80
	Ângulos (°)	56	33,70	56	15	27,90
	Ângulo (Radianos)	0,98	0,59	0,98	0,26	0,49
	Tamanho de campo (cm ²)	13,64	13,64	3,98	10,52	10,72
	MU's	107	109	14	125	90
	Contribuição/Fracção (cGy)	57,57	57,09	1,22	66,16	28,07
	Percentagem de dose	27,40	27,20	0,60	31,50	13,40
	Fracção do valor medido (cGy)	57,20	56,80	1,20	65,80	27,90
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	0,952	1	1
	Ângulo	1,01	1,05	1,01	1,04	1,05
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,03	1,07	0,98	1,06	1,07
Contribuição/Fracção (corrigido)		58,74	60,59	1,19	69,69	29,86
Contribuição total	220,1 cGy					

Tabela 21 – Características do plano de tratamento da paciente 4 e correcções aplicadas.

Paciente 5

Valor medido com o MOSFET: 280,7 cGy

Valor corrigido: 269,1 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	92,60	87,70	90,30	89,60	90,30	90,30
	Ângulos (°)	48,60	160	44,30	138	44,30	127
	Ângulo (Radianos)	0,85	2,79	0,77	2,41	0,77	2,22
	Tamanho de campo (cm ²)	11,10	10,71	14,40	13,81	14,75	14,03
	MU's	117	92	76	80	29	35
	Contribuição/Fracção (cGy)	63,99	36,92	41,61	29,71	17,32	18,44
	Percentagem de dose	30,80	17,70	20	14,30	8,30	8,90
	Fracção do valor medido (cGy)	86,40	49,80	56,20	40,10	23,40	24,90
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	1	1	1	1
	Ângulo	1,03	0,81	1,04	0,81	1,04	0,82
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,04	0,83	1,05	0,83	1,05	0,84
Contribuição/Fracção (corrigido)		90,18	41,21	59,13	33,11	24,62	20,85
Contribuição total	269,1 cGy						

Tabela 22 – Características do plano de tratamento da paciente 5 e correcções aplicadas.

Paciente 6

Valor medido com o MOSFET: 188,7 cGy

Valor corrigido: 181,5 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	91,90	87,90	88,50	88,60	88,50	88,60
	Ângulos (°)	49,20	165	44,60	132	44,60	132
	Ângulo (Radianos)	0,86	2,88	0,78	2,30	0,78	2,30
	Tamanho de campo (cm ²)	10,71	10,71	15,76	15,76	15,76	15,76
	MU's	120	82	87	98	29	30
	Contribuição/Fracção (cGy)	61,44	28,32	45,43	38,42	17,70	15,54
	Percentagem de dose	29,70	13,70	22	18,60	8,60	7,50
	Fracção do valor medido (cGy)	56,10	25,80	41,40	35,10	16,10	14,20
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	1	1	1	1
	Ângulo	1,03	0,82	1,03	0,82	1,03	0,82
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,04	0,83	1,05	0,83	1,05	0,83
Contribuição/Fracção (corrigido)		58,46	21,53	43,61	29,15	16,99	11,78
Contribuição total	181,5 cGy						

Tabela 23 – Características do plano de tratamento da paciente 6 e correcções aplicadas.

Paciente 7

Valor medido com o MOSFET: 223,1 cGy

Valor corrigido: 230,1 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	94,10	94,10	85,70	95,40	85,20
	Ângulos (°)	57	57	32,90	15	27,90
	Ângulo (Radianos)	0,99	0,99	0,57	0,26	0,49
	Tamanho de campo (cm ²)	14,06	14,18	14,54	11,35	11,52
	MU's	111	11	116	125	107
	Contribuição/Fracção (cGy)	122,44	0,66	26,02	0,03	0,57
	Percentagem de dose	81,80	0,40	17,40	0,00	0,40
	Fracção do valor medido (cGy)	182,50	1,00	38,80	0,00	0,80
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	1	1	1
	Ângulo	1,01	1,01	1,05	1,04	1,05
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,02	1,02	1,07	1,06	1,02
Contribuição/Fracção (corrigido)		186,74	1	41,41	0,04	0,91
Contribuição total	230,1 cGy					

Tabela 24 – Características do plano de tratamento da paciente 7 e correcções aplicadas.

Paciente 8

Valor medido com o MOSFET: 236,3 cGy

Valor corrigido: 226,1 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	91,60	93,40	87,30	88,80	93,60	84,50
	Ângulos (°)	44,30	48,70	125	118	49,20	165
	Ângulo (Radianos)	0,77	0,85	2,18	2,06	0,86	2,88
	Tamanho de campo (cm ²)	15,71	12,42	15,71	11,67	9,53	9,53
	MU's	106	10	122	11	106	99
	Contribuição/Fracção (cGy)	55,51	1,95	44,12	4,01	49,77	32,11
	Percentagem de dose	29,60	1,00	23,50	2,10	26,50	17,10
	Fracção do valor medido (cGy)	70	2,50	55,60	5,10	62,70	40,50
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	1	1	0,996	0,996
	Ângulo	1,04	1,03	0,83	0,84	1,03	0,82
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,05	1,04	0,84	0,85	1,04	0,83
Contribuição/Fracção (corrigido)		73,68	2,56	46,77	4,31	65,17	33,60
Contribuição total	226,1 cGy						

Tabela 25 – Características do plano de tratamento da paciente 8 e correcções aplicadas.

Paciente 9

Valor medido com o MOSFET: 303 cGy

Valor corrigido: 319,1 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6	Campo7
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	93,20	88,10	88,10	93,60	89	94,80	86
	Ângulos (°)	53	33,30	33,30	48	34,40	15	27,90
	Ângulo (Radianos)	0,93	0,58	0,58	0,84	0,60	0,26	0,49
	Tamanho de campo (cm ²)	14,58	14,58	13,51	14,24	6,95	9,51	9,51
	MU's	100	100	12	12	11	110	104
	Contribuição/Fracção (cGy)	59,20	39,79	1,14	0,80	5,18	56,72	39,26
	Percentagem de dose	29,30	19,70	0,60	0,40	2,60	28,10	19,40
	Fracção do valor medido (cGy)	88,80	59,70	1,70	1,20	7,80	85	58,90
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	1	1	0,975	0,996	0,996
	Ângulo	1,02	1,05	1,05	1,03	1,05	1,04	1,05
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,03	1,07	1,07	1,05	1,04	1,06	1,07
Contribuição/Fracção (corrigido)		91,76	63,70	1,83	1,25	8,09	89,73	62,72
Contribuição total	319,1 cGy							

Tabela 26 – Características do plano de tratamento da paciente 9 e correcções aplicadas.

Paciente 10

Valor medido com o MOSFET: 182,3 cGy

Valor corrigido: 174,3 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	89,80	91,30	88,70	88,70	93,30	89,20
	Ângulos (°)	45	46,40	130	120	49,20	165
	Ângulo (Radianos)	0,79	0,81	2,27	2,09	0,86	2,88
	Tamanho de campo (cm ²)	12,87	11,33	12,16	9,55	10,43	10,43
	MU's	101	18	123	11	97	108
	Contribuição/Fracção (cGy)	53,40	3,59	39,18	1,07	54,36	42,80
	Percentagem de dose	27,50	1,80	20,20	0,60	28,00	22,00
	Fracção do valor medido (cGy)	50,10	3,40	36,70	1,00	51,00	40,10
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	1	1	1	1
	Ângulo	1,03	1,03	0,82	0,84	1,03	0,82
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,05	1,05	0,83	0,85	1,04	0,83
Contribuição/Fracção (corrigido)		52,66	3,53	30,64	0,85	53,16	33,45
Contribuição total	174,3 cGy						

Tabela 27 – Características do plano de tratamento da paciente 10 e correcções aplicadas.

Paciente 11

Valor medido com o MOSFET: 184,9 cGy

Valor corrigido: 175 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	91,70	89,70	90	95,20	87,60
	Ângulos (°)	42,60	122	120	49,20	165
	Ângulo (Radianos)	0,74	2,13	2,09	0,86	2,88
	Tamanho de campo (cm ²)	14,50	14,50	12,42	10,58	10,58
	MU's	101	115	15	98	112
	Contribuição/Fracção (cGy)	52,02	50,98	4,62	52,10	45,40
	Percentagem de dose	25,40	24,90	2,30	25,40	22,10
	Fracção do valor medido (cGy)	46,90	46	4,20	47	40,90
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	1	1	1
	Ângulo	1,04	0,83	0,84	1,03	0,82
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,06	0,85	0,85	1,04	0,83
Contribuição/Fracção (corrigido)		49,52	38,87	3,54	48,98	34,11
Contribuição total	175 cGy					

Tabela 28 – Características do plano de tratamento da paciente 11 e correcções aplicadas.

Paciente 12

Valor medido com o MOSFET: 226,2 cGy

Valor corrigido: 220,5 cGy

		Campo1	Campo2	Campo3	Campo4	Campo5	Campo6	Campo7	Campo8
Dados provenientes do SP	SSD (cm)	83,30	90,50	86	85,90	85,90	89,40	89,40	88,40
	Ângulos (°)	44	45	130	125	125	49,20	49,20	165
	Ângulo (Radianos)	0,77	0,79	2,27	2,18	2,18	0,86	0,86	2,88
	Tamanho de campo (cm ²)	13,31	13,22	13,31	13,45	13,16	9,90	10,12	10
	MU's	88	32	89	26	10	62	41	119
	Contribuição/Fracção (cGy)	49,67	19,54	23,53	9,21	0,39	39,04	21,50	34,87
	Percentagem de dose	25,10	9,90	11,90	4,70	0,20	19,70	10,90	17,60
	Fracção do valor medido (cGy)	56,80	22,30	26,90	10,50	0,50	44,70	24,60	39,90
Factores de correcção	Tamanho de campo	1	1	1	1	1	0,999	1	1
	Ângulo	1,04	1,03	0,82	0,83	0,83	1,03	1,03	0,82
	Exactidão	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017
Factor de correcção total		1,05	1,05	0,83	0,84	0,84	1,04	1,04	0,83
Contribuição/Fracção (corrigido)		59,86	23,50	22,45	8,86	0,38	46,53	25,65	33,24
Contribuição total	220,5 cGy								

Tabela 29 – Características do plano de tratamento da paciente 12 e correcções aplicadas.

Bibliografia

- [1] Bomford, C., Kunkler I – *Textbook of Radiotherapy* – 6ª Edição. Churchill Livingstone, 2003.
- [2] <http://ruirodrigues.pt/>, consultado em 28 de Julho de 2009.
- [3] Isabel Bravo – *Curso de Radiobiologia e Radioprotecção* – organizado pela SPRO, Fevereiro de 2009.
- [4] Webb, S. – *Intensity-Modulated Radiation Therapy* – Institute of Physics Publishing, Bristol, 2002.
- [5] Dianne Galiotto – *Controle de Qualidade do Conjunto de Filtros Físicos Para Feixe de Fótons Utilizados em Tratamentos* – Florianópolis, 2006.
- [6] Kahn, F.M. – *The physics of radiation therapy* – 3th Edition. Williams & Wilkins, 2003.
- [7] Jonas Oliveira da Silva – *Avaliação dos parâmetros dosimétricos em feixes de fótons de radioterapia usando fototransistor* – Universidade Federal de Pernambuco, Brasil, 2008.
- [8] S. J. Thomas – Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning – *The British Journal of Radiology*, 72, 781-786, 1999.
- [9] Williams & Wilkins – *The Physics of Radiation Therapy* – Khan, F.M., Baltimore, 1984.
- [10] Leonard L. Gunderson, Joel E. Tepper – *Clinical Radiation Oncology* – Churchill Livingstone, 2007.

- [11] Éder Maiquel Simão – *Implantação de uma Metodologia Para Controle de Qualidade em Sistemas de Planejamento Computadorizados Usados em Radioterapia* – Universidade Federal de Sergipe, 2008.
- [12] SCAFF, L.A.M. – *Física da Radioterapia* – São Paulo – Ed Sarvier, 1997.
- [13] International Atomic Energy Agency – *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* – E.B. Podgorsak, Technical Editor, 2005.
- [14] <http://www.phantomlab.com/rando.html> – The Phantom Laboratory – consultado em 2 de Outubro de 2009.
- [15] Juan R. – *Física e Instrumentacion Medicas* – Spain: Masson. Salvat Medicina, ZARAGOZA, 1992.
- [16] Santos, Allan. – *A importância do PET/CT para o planejamento em radioterapia* – X Congresso Brasileiro de Física Médica, Salvador, 26 a 29 de Maio de 2005 (Versão Electrónica).
- [17] ICRU – *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy* – Report 50, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
- [18] ICRU – *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy* – (Supplement to ICRU Report 50) Report 62, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, USA, 1999.
- [19] Massimo Grattarola, Giuseppe Massobrio. *Bioelectronics Handbook, MOSFETs, Biosensors & Neurons*. McGraw-Hill, 1998.
- [20] Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores – *Transístores de Efeito de Campo* – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, 2005.
- [21] Millman, J., Grabel, A. – *Microelectrónica* – Lisboa: McGraw-Hill, 1992.

- [22] Varandas, J. – *Tecnologias da Electricidade* – Lisboa: Didáctica Editora, 1997.
- [23] Luís Veríssimo. *O Transístor de Efeito de Campo*. Departamento de Engenharia Electrotécnica – Escola Superior de Tecnologia de Setúbal, Abril de 2002.
- [24] Gladstone D.J., Chin L.M – *Automated data collection and analysis system for MOSFET radiation detectors* – 18(3): 542-548, 1991.
- [25] Gladstone D.J., Xu X.Q., Humm J.L., Bowman H.F., Chin L.M. – *A miniature MOSFET radiation dosimeter probe, Medical Physics* – 21: 1721-1728, 1994.
- [26] J. Van Dam and G. Marinello. Booklet 1 – *Methods for in vivo Dosimetry in External Radiotherapy* – 2006 by ESTRO.
- [27] ICRU – *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures* – Report 24, 1976.
- [28] American Association of Physicists in Medicine by Medical Physics Publishing. – *Diode In Vivo Dosimetry For Patients Receiving External Beam Radiation Therapy* – AAPM Report No. 87, February 2005.
- [29] D.P. Huyskens, R. Bogaerts, J. Verstraete, M. Lööf, H. Nyström, C. Fiorino, S. Broggi, N. Jornet, M. Ribas, D.I. Thwaites. *Booklet 5 – Practical Guidelines for the Implementation of in vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Photon Beams (Entrance Dose)* – 2001 by ESTRO.
- [30] Per H. Halvorsen – *Dosimetric evaluation of a new design MOSFET in vivo dosimeter* – Department of Radiation Oncology, Middlesex Hospital – Saybrook Road.
- [31] Z. Valderrama, H. Machado, MC. Plazas – *Caracterización de Detectores Mosfet para Dosimetría In Vivo de Pacientes de Radioterapia* – Revista Colombiana de Física, vol. 40, No. 1, Abril 2008.
- [32] Sichel Technologies, Inc – *One Dose – Handheld Reader User Guide*.

[33] Tina Marie Briere, A. Sam Beddar, and Michael T. Gillin – *Evaluation of precalibrated implantable MOSFET radiation dosimeters for megavoltage photon beams* – American Association of Physicists in Medicine, 2005.

[34] NAZÁRIO, Afonso, REGO, Mychely; OLIVEIRA, Vilmar – *Nódulos Benignos da Mama: Uma Revisão dos Diagnósticos Diferenciais e Conduta* – Revista Brasileira Ginecologia Obstetricia; 29(4):211-9, 2007.

[35] ROUVIÉRE – *Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica yFfuncional* – 11^a edición. 4 vol, edición española. ISBN 1489, 2005.

[36] Carolina Isabel Henriques Rodrigues – *Sistemas CAD em Patologia Mamária* – Faculdade de Engenharia Universidade do Porto, Setembro de 2008.

[37] BARROS, ACSO; BARBOSA EM.;GEBRIM LH – *Diagnóstico e Tratamento do Câncer de Mama* – Projeto Diretrizes, Associação Médica Brasileira e Conselho Federal de Medicina.: 1-15, 2001.

[38] Guilherme Couto – *Carcinoma da Mama Bilateral* – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

[39] Stephen J. Howlett and Tomas Kron – *Monitor unit calculation for tangencial breast treatments: verification in a anthropomorphic phantom* – Journal of applied clinical medical physics, volume 3, number 3, summer 2002.