



RADIOTERAPIA

Conceitos básicos



20 de março de 2022

12^ªA

Carolina Ribeiro, nº9; Maria Lacerda nº25

Índice Geral

1 – Introdução.....	3
1.1 – Radioterapia Externa	3
1.2 – Radiobiologia.....	4
1.3 – Equipamentos.....	7
2 – Transístores de efeito de campo.....	10
2.1 – MOSFET de canal n.....	11
3 – Dosimetria “in vivo”	16
3.1 – Dosimetria “in vivo” – Descrição.....	16
3.2 – Tipos de detectores	18
4 – Cancro da Mama – Abordagem Terapêutica	20
4.1 – Seleção da patologia	20
4.2 – Anatomia da Mama	21
5 – Conclusões.....	23

Índice de figuras

Figura 1 – Efeitos da radiação nas células	5
Figura 2 – Ciclo celular.....	6
Figura 3 – Acelerador Linear Siemens do HSJ.....	8
Figura 4 – Blocos de liga metálica.....	8
Figura 5 – Colimador multi-folhas	9
Figura 6 – Estrutura física do MOSFET do tipo canal-n ou NMOS	11
Figura 7 – Criação de um canal para a condução de corrente	13
Figura 8 – Aplica-se uma tensão V_{DS} positiva entre o <i>drain</i> e a <i>source</i>	14
Figura 9 – Esboço de i_D versus V_{DS} para vários valores de V_{GS}	15
Figura 10 – Anatomia da Mama.	21
Figura 11 – Irrigação linfática. Representação dos gânglios e veias	22

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, optimizados 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 avaliam-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.

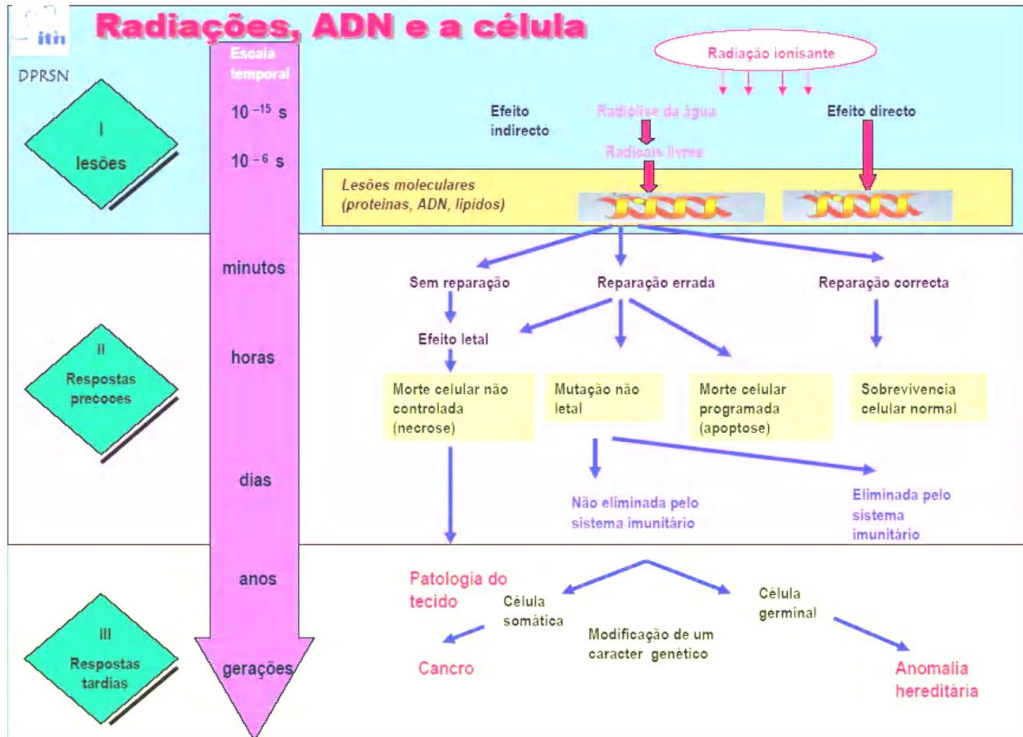


Figura 1 – Efeitos da radiação nas células [3].

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].

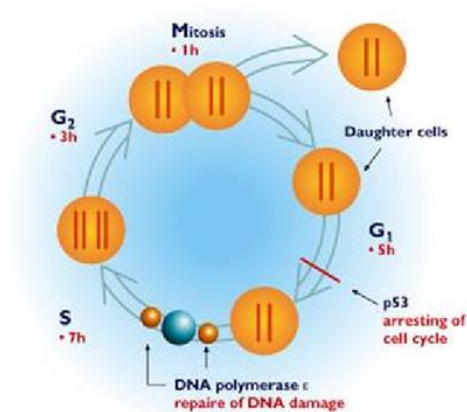


Figura 2 – Ciclo celular [3].

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 rectangulares, 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.

2 – Transístores de efeito de campo

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

- Como interruptor eletrónico 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

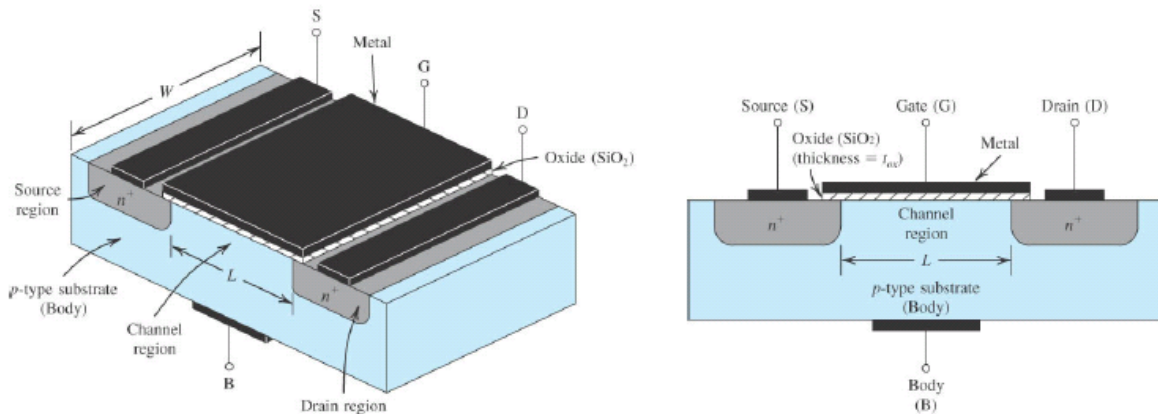


Figura 6 – Estrutura física do MOSFET do tipo canal-n ou NMOS [20].

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 (SiO₂), (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 $3\ \mu\text{m}$, W entre $0,2$ e $100\ \mu\text{m}$ e a espessura da camada de óxido de silício está entre os $0,02$ a $0,1\ \mu\text{m}$.

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 diodo 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*.

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} .

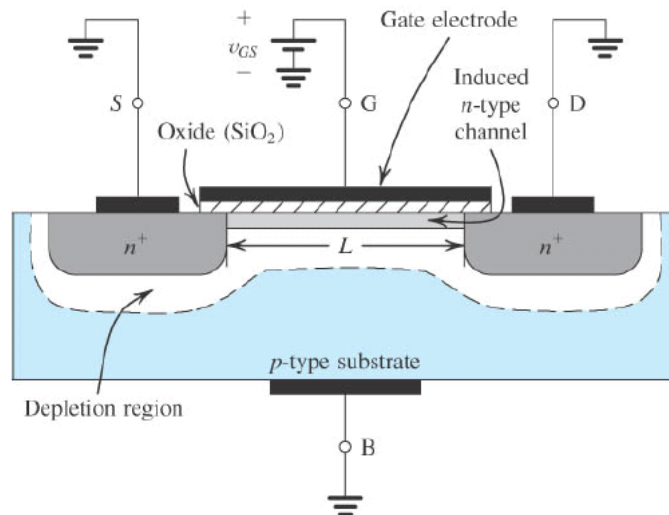


Figura 7 – Criação de um canal para a condução de corrente [20].

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 depleção 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} .

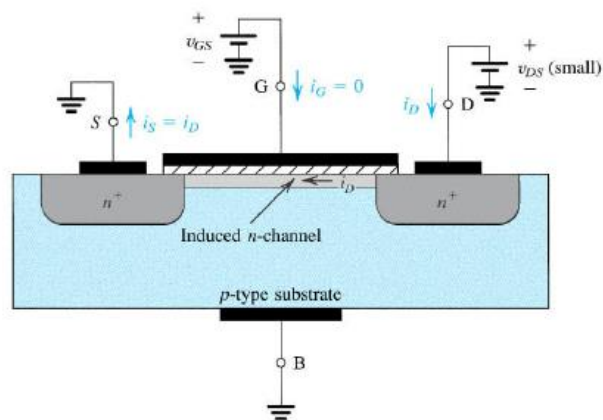


Figura 8 – Aplica-se uma tensão V_{DS} positiva entre o *drain* e a *source* [20].

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 ($V_{OV} = V_{GS} - V_t$).

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].

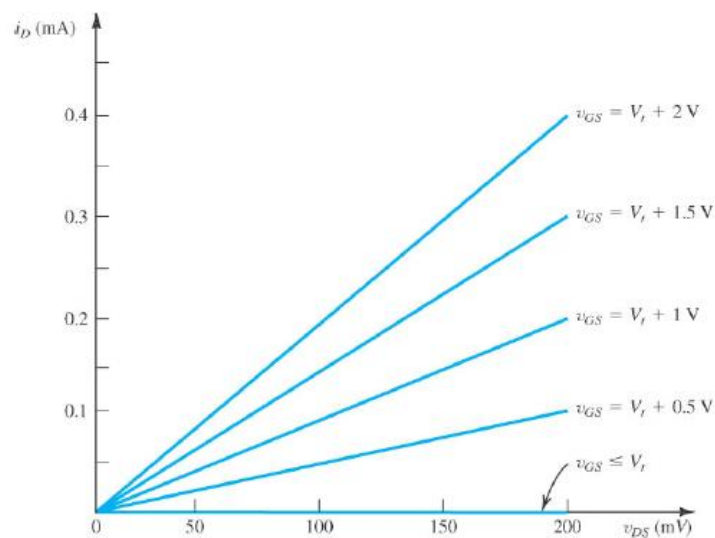


Figura 9 – Esboço de i_D versus V_{DS} para vários valores de V_{GS} [20].

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* $i_G = 0$.

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 intracavitária. 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 radio crómicas, os dosímetros termoluminescentes (TLD's) e os díodos podem também ser utilizados como detectores de radiação em dosimetria “in vivo”.

As películas radio crómicas 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].

4 – Cancro da Mama – Abordagem Terapêutica

Atualmente, 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 – Seleção 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.

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 contem 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].

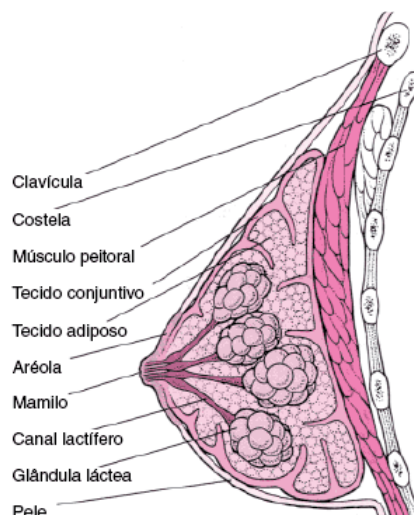


Figura 10 – Anatomia da Mama [36].

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 direção à axila.

A glândula mamária está envolta em tecido adiposo ao longo de toda a extensão, à exceção 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 ântero-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 11).

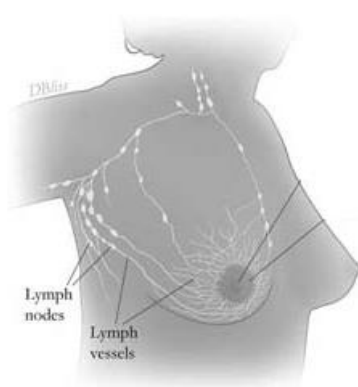


Figura 11 – Irrigação linfática. Representação dos gânglios e veias [36].

5 – Conclusões

O conjunto de testes efectuados ao comportamento dos MOSFET demonstrou resposta às diferentes condições de irradiação conforme o descrito pelo fabricante. Foram determinadas experimentalmente factores de correcção para factores 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 na 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 maior discrepância.

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.

Uma possível justificação para resultados mais coerentes obtidos durante a fase de caracterização do sistema é o facto de, neste caso, o posicionamento do MOSFET coincidir com o centro do campo e na realização de medidas de dose “in vivo” em pacientes o MOSFET se encontrar localizado na margem do campo de tratamento e sujeitos a incertezas de posicionamento e movimentos das pacientes.