

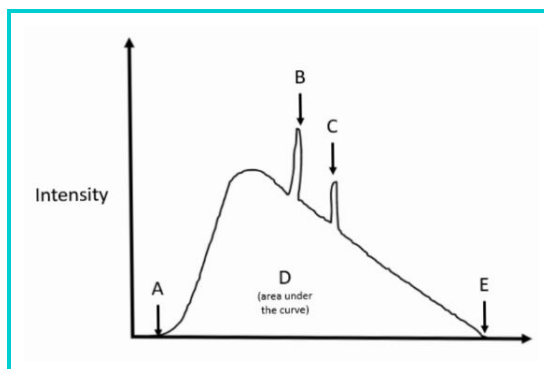
# Raphex

2023

*Dalila Mendonça*

1. Para radiação eletromagnética, o comprimento de onda,  $\lambda$ , pode ser encontrado usando a relação  $\lambda = c / \nu$ , onde  $c = 3 \times 10^8$  m/s é a velocidade da luz e  $\nu$  é a frequência eletromagnética.
2. Na mecânica clássica, a energia cinética (KE) é dada por  $1/2 m \cdot v^2$ . Se a massa é 10 kg e a velocidade é 5 m/s,  $KE = 1/2 (10 \text{ kg}) (5 \text{ m/s})^2 = 125 \text{ kg m}^2/\text{s}^2 = 125 \text{ J}$ .
3. Dose equivalente é a quantidade que representa a medida do dano biológico ao tecido vivo como resultado da exposição à radiação, e a unidade SI de dose equivalente é o sievert (Sv). Tanto o sievert quanto o gray são equivalentes a J/kg, mas diferem um do outro por um fator adimensional (fator de qualidade Q) que explica o efeito biológico do tipo de radiação. Rad e rem são as unidades do sistema CGS para dose absorvida e dose equivalente, respectivamente. O roentgen (R) é uma unidade de exposição à radiação antiga.
4. O principal isótopo de um átomo de hidrogênio consiste em um elétron e um núcleo que contém apenas um próton. Se o átomo é ionizado e perde seu elétron, a única coisa que resta é um próton.
5. Como a energia equivalente de 1 amu é 931 MeV, e a massa total das partículas finais é maior que a das partículas iniciais (0.001281 amu), a reação é endoenergética (endotérmica), ou seja, deve-se aplicar pelo menos 1,19 MeV de energia para a reação ocorra.
6. No decaimento beta menos, um nêutron é convertido em próton, elétron e anti-neutrino.
7. O decaimento do pósitron e a captura de elétrons podem ocorrer quando o núcleo tem um excesso de prótons, portanto esses processos de decaimento competem entre si.
8. O decaimento beta é mediado pela força fraca no Modelo Padrão da física de partículas.
9. A qualidade do feixe é uma especificação da energia de um feixe de radiação. A qualidade do feixe de raios X diagnósticos é definida pela camada semi-redutora (HVL) usando uma geometria de feixe estreito. Irradiadores de raios gama como  $^{60}\text{Co}$  ou  $^{137}\text{Cs}$  são definidos a partir da energia média da radiação gama emitida, e a qualidade do feixe do acelerador linear terapêutico é definida pela porcentagem de dose de profundidade PDP.
10. A probabilidade de produção de raios X bremsstrahlung aumenta com o aumento da energia do elétron incidente. Com o aumento da energia do elétron, a distribuição dos raios-x bremsstrahlung também se torna mais apontada para frente, em outras palavras, mais focada na mesma direção que a direção de incidência do elétron sobre o alvo. É por isso que um alvo de transmissão é usado em aceleradores lineares médicos.
11. O feixe que sai de um tubo de raios X superficial será polienérgico. A adição de filtração removerá os fótons do feixe, diminuindo a fluência do feixe. Quanto aos fótons que interagem com o filtro, os fótons de baixa energia são preferencialmente absorvidos, resultando em uma energia de feixe média mais alta.

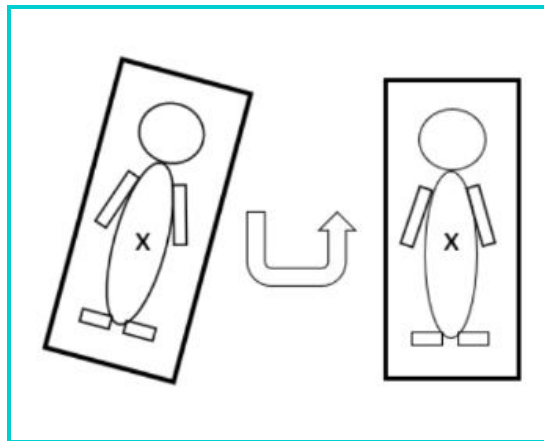
12. A energia máxima de raios X corresponde à tensão de pico do tubo (kVp). Os picos no espectro, indicados como B e C na figura, correspondem às energias de raios X características para o material alvo. A área sob a curva representa o número total de fótons medidos. A energia mínima de raios X é uma função da filtração inerente e adicional do tubo de raios X. Sem filtração, as energias de raios X muito próximas de zero estariam no espectro.



13. O copo de focalização “focusing cup” é carregado negativamente para direcionar os elétrons carregados negativamente para longe do cátodo onde o “copo” está localizado e do qual os elétrons são emitidos em direção ao ânodo.
14. As Klystrons amplificam as micro-ondas que são alimentadas no guia de ondas de aceleração, onde fornecem a energia usada para acelerar os elétrons gerados pelo canhão de elétrons.
15. Como o posicionamento correto das partes mecânicas de um linac é extremamente importante para a entrega precisa da radiação, os parâmetros mais críticos do linac são medidos por dois dispositivos calibrados independentes um do outro “secondary positioning readout devices”. Os dispositivos de leitura secundários são comumente utilizados para confirmar a posição do gantry, colimador, jaws e MLCs do acelerador. Se as leituras das posições primária e secundária discordarem, o linac gerará um intertravamento e interromperá a administração do tratamento.
16. A maioria das lâminas dos MLCs são projetadas com uma extremidade curvada da lâminas para produzir uma penumbra semelhante, independentemente da posição da lâminas. Um projeto alternativo é ter uma extremidade da lâminas plana, porém o MLC precisará se mover em arco acompanhando a divergência do feixe.
17. Um linac clínico é um acelerador de elétrons. Assim, tanto para entrega de elétrons quanto para fótons, um canhão de elétrons é usado para injetar elétrons na guia de onda aceleradora. Os elétrons são acelerados para energias de MeV. Se o modo de entrega for o feixe de elétrons, uma folha espalhadora é colocada no caminho do feixe para espalhar o feixe de elétrons de forma que eles possam cobrir o alvo. Se o modo de entrega for feixes de fótons, um alvo é colocado no caminho do feixe estreito de elétrons para que os elétrons interajam e criem fótons via bremsstrahlung. Esses fótons então viajam através de um filtro aplanador (ou não caso seja FFF) para cobrir o alvo com um feixe homogêneo (plano). Na entrega de fótons ou elétrons, uma câmara monitora é usada para medir o output da radiação do linac.
18. Uma guia de ondas preenchida com micro-ondas é usado para acelerar elétrons na faixa de megavoltagem. As guias de onda podem ser usados com ondas estacionárias ou progressivas. Devido à potencial formação de arcos elétricos, a aplicação direta de milhões de elétron-volts entre o cátodo e o ânodo de um tubo de raios X não é normalmente empregada. O campo magnético do ímã de flexão (bending magnet) muda a direção dos elétrons em vez de sua energia. A cavidade buncher é um componente de uma klystron que ajuda a gerar a energia de micro-ondas. (Arcos elétricos são fenômenos que ocorrem quando uma corrente elétrica flui através do ar ou de outro meio isolante. Eles são caracterizados por uma descarga elétrica visível que forma um arco luminoso entre dois pontos de alta tensão. Quando a tensão

elétrica em um sistema excede a capacidade de isolamento do ar ou de outro meio dielétrico presente, ocorre uma ruptura na barreira isolante e um arco elétrico é formado. Essa ruptura pode acontecer devido a um curto-circuito, falha na isolação ou por outros motivos.)

19. A distância da fonte de radiação à superfície do paciente (SSD) é medida pelo indicador óptico de distância (ODI). A SAD é a distância da fonte ao isocentro da máquina e é fixo para uma determinada máquina. Uma ponteira frontal pode ser usada para identificar a localização física do isocentro. O tamanho do campo luminoso pode ser medido usando papel quadriculado, e os campos luminosos e radiativos devem ser coincidentes. Essa coincidência pode ser verificada por meio de um filme de raio-x.
20. Uma mesa com seis graus de liberdade pode se mover nas direções de translação lateral, vertical e longitudinal, bem como nas rotações de inclinação pitch, rotação roll e rotação yaw. Uma roll é uma rotação ao longo do plano axial do paciente, uma pitch é uma rotação ao longo do plano sagital do paciente e uma rotação guinada yaw - também conhecida como ângulo de mesa - é uma rotação ao longo do plano coronal do paciente, conforme ilustrado no diagrama.



21. Como o coeficiente de atenuação do feixe é inversamente proporcional à energia do feixe, a camada semi-redutora [ $HVL = (\ln 2)/\mu$ ] aumenta pois a energia média do feixe transmitido aumenta, ou seja, o feixe torna-se cada vez mais duro à medida que a espessura do absorvedor aumenta e portanto a segunda HVL é maior porque o  $\mu$  se torna menor.
22. O nome da interação entre um fóton e um elétron atômico onde o fóton transfere toda a sua energia para o elétron e esse elétron é ejetado do átomo é “efeito fotoelétrico”. No caso de uma ionização da camada interna, além da ejeção do fotoelétrico, também haverá emissão subsequente de raios-x característicos ou elétrons Auger à medida que os elétrons orbitais com maior energia caem para preencher a camada interna. O espalhamento Compton é uma interação entre um fóton e um elétron aproximadamente livre, ou seja, um elétron com energia de ligação desprezível. Após uma interação Compton, o fóton espalhado e o elétron compartilham a energia que foi inicialmente transportada pelo fóton incidente.
23. Em uma interação de espalhamento Compton entre um fóton e um elétron, o fóton espalhado sempre reterá pelo menos 256 keV de energia. Nesta situação, o fóton é retroespalhado e o elétron é projetado na direção de propagação do fóton incidente.
24. Em uma interação de produção de pares, um fóton interage com o campo de um núcleo. Como resultado da interação, o fóton desaparece e um par elétron/pósitron é criado. A energia total da massa de repouso de um elétron e um pósitron é 1,022 MeV. Para respeitar a conservação de energia e momento, essa interação não pode ocorrer a menos que o fóton incidente tenha uma energia de pelo menos 1,022 MeV.
25. Partículas diretamente ionizantes são partículas carregadas que, ao viajarem através de um meio, podem ionizar os átomos dentro do meio por meio de interações mediadas através da força eletromagnética

existente em partículas carregadas. Partículas indiretamente ionizantes não possuem carga. Eles precisam ter uma interação com o meio que cria uma partícula carregada, que posteriormente deposita energia por meio de interações de força eletromagnética.

26. A geometria de feixe estreito mede apenas a atenuação do feixe primário. Quaisquer fótons secundários ou dispersos não podem ser incluídos na medição. Diz-se que uma medição de atenuação que inclui fótons primários, secundários e dispersos é realizada sob condições de feixe largo.
27. A unidade Hounsfield é calculada por:  $HU = [(\mu_{meio} - \mu_{agua})/\mu_{agua}] \times 1000$ ; portanto um meio com  $HU = 1000$  tem  $\mu_{meio} = 2\mu_{agua}$ .
28. A lei do inverso do quadrado afirma que conforme você aumenta a distância,  $r$ , de uma fonte pontual de radiação, a intensidade da radiação diminui em  $1/r^2$ .
29. Exposição, KERMA e TERMA são todos definidos para partículas não carregadas, mas não para partículas carregadas. A dose é definida para partículas carregadas e não carregadas. CEMA (Converted Energy per unit MAss - ); TERMA (Total Energy Release per unit MAss); KERMA (Kinetic Energy Release per unit MAss)
30. KERMA é definido como a quantidade de energia transferida de partículas não carregadas incidentes para partículas carregadas em um meio. TERMA é a energia total transferida das partículas não carregadas incidentes para todas as partículas (fótons e elétrons) no meio. Dose é a energia absorvida em uma unidade de massa, exposição é a quantidade de carga liberada no ar e fluência é o número de partículas por unidade de área. CEMA Descreve a transferência de energia de partículas carregadas primárias para partículas carregadas secundárias (raios  $\delta$ );
31. O valor esperado do número de partículas que atingem uma esfera finita em torno de um ponto é a definição de fluência. A fluência de energia é semelhante, exceto que corresponde ao valor esperado da energia total transportada por todas as partículas que atingem uma esfera finita em torno de um ponto. O fluxo e o fluxo de energia são a taxa de variação no tempo da fluência e da fluência de energia, respectivamente. A energia radiante é definida apenas como a soma da energia das partículas que foram emitidas, transferidas ou recebidas.
32. Os diodos são normalmente usados sem tensão de polarização. Um diodo mede um sinal muito forte em relação ao ar (utilizado na cavidade de uma câmara de ionização para medir a dose) porque a densidade do silício é aproximadamente 1.900 vezes a do ar, e a energia necessária para criar um par elétron/buraco no silício é de 3,5 eV, aproximadamente 10 vezes menos que a energia necessária no ar ( $\sim 33,97$  eV) . Os diodos são dosímetros relativos e têm uma dependência direcional maior do que as câmaras de ionização, no entanto, esses fatores não contribuem para as razões pelas quais os diodos mediriam sinais maiores do que as câmaras de ionização para a mesma dose de radiação e mesmo tamanho do detector.
33. **Em relação a uma câmara Farmer de 0,6 cc, uma câmara de 0,03 cc terá melhor resolução espacial e mais ruído.** Uma câmara de 0,03 cc é muito menor que uma câmara Farmer e, portanto, terá resolução espacial melhorada, o que resultará em um desempenho superior para medições em campos pequenos. No entanto, esta câmara também experimentará mais ruído nas medidas, e é por isso que, para uma medição de saída em um campo de 10 cm x 10 cm, a câmara Farmer seria uma opção melhor. **Porque a câmara de 0.03 cc possui mais ruído nas medidas?**
34. Na faixa de energia de megavoltagem, o espalhamento Compton é a interação predominante para os fótons. Portanto, para imitar o tecido, o material do phantom deve corresponder à seção de choque do Compton para o tecido, o que ocorre se a densidade de elétrons for compatível.
35. Fótons com comprimentos de onda na faixa da luz visível são liberados quando um TLD é aquecido após ser exposto à radiação ionizante. A intensidade da luz emitida é tipicamente medida por um tubo fotomultiplicador.

36. O adendo do AAPM Task Group 51 observa que a recombinação iônica contabilizada no fator de recombinação  $P_{ion}$  é aumentada para feixes com maior dose por pulso, como ocorre nos feixes FFF.
37. Ao considerar detectores para medida da dose na superfície do paciente: Os detectores MOSFET de baixa voltagem podem ser usados na clínica para medir a dose de radiação *in vivo* para qualquer modalidade (fótons, elétrons, hadrons. . .) e eles possuem espessura insignificante. As câmaras de ionização usam alta voltagem, o que seria inseguro para o paciente. Medidores de levantamento (Geiger) detectam radiação, mas são grandes e não podem fornecer informações de dosimetria *in vivo*. O filme radiocrômico precisa ser cuidadosamente manuseado e calibrado, tornando-o muito difícil de usar para dosimetria *in vivo*.
38. Uma câmara de ionização de ar livre mede a quantidade de exposição, que é uma medida da carga elétrica produzida quando um feixe de fótons interage com uma massa conhecida de ar. Por definição, a câmara deve conter ar e, portanto, não seria mantida no vácuo. Não há exigência de que o feixe de fótons incidente seja monoenergético, embora por razões práticas relacionadas à atenuação e espalhamento e a consequente faixa de elétrons secundários, uma câmara de ionização ao ar livre não possa medir energias de fótons maiores que aproximadamente 3 MeV. Uma câmara de ionização de ar livre usa um campo elétrico uniforme em sua região de coleta para coletar e medir toda a carga liberada. Um tubo de raios X é frequentemente submerso em um banho de óleo para dissipação de calor, mas uma câmara de ionização ao ar livre não esquentaria como um tubo de raios X e não é colocada em um banho de óleo.
39. O eletrodo de proteção “guard electrode” de uma câmara de ionização é usado para isolar a câmara de ionização para que as cargas criadas no volume ativo não escapem. Como resultado, a colocação do eletrodo de guarda define o limite do volume ativo.
40. Câmaras de ionização, diodos, contadores proporcionais, contadores Geiger-Muller são lidos instantaneamente no momento da irradiação usando um eletrômetro ou dispositivo de leitura. Os OSLDs são coletados após serem irradiados e colocados em um dispositivo específico que lê a quantidade de luz visível liberada quando o cristal é estimulado com uma luz de laser. Essa quantidade de luz visível emitida pode estar relacionada à dose absorvida pelo OSLD.
41. Em um tratamento de neuroeixo, para combinar a divergência dos campos cranianos com a divergência dos campos da coluna, os dois ângulos  $\theta_{coll}$  e  $\theta_{couch}$  são determinados a partir das seguintes relações:

$$\theta_{coll} = \arctan\left(\frac{1/2L_1}{100}\right)$$

$$\theta_{couch} = \arctan\left(\frac{1/2L_2}{100}\right)$$

onde  $L_1$  é o comprimento do campo da coluna e  $L_2$  é o comprimento do campo cranial. **Revisar essa relação para determinar se é o campo na SAD ou SSD ou SPD**

42. Se dois campos posteriores da coluna forem usados para cobrir o comprimento da coluna vertebral, como em um tratamento de neuroeixo, esses campos devem se cruzar em um ponto localizado anteriormente à medula espinhal para evitar regiões de alta dose dentro da medula. Isso é verdade mesmo quando é utilizada uma técnica de feathering (diluição, difusão.. faça a menor ideia do nome disso em pt-Br).
43. A largura da penumbra geométrica em qualquer profundidade da superfície de um paciente é dada por

$$P_d = s(SSD + d)SD/SSD$$

onde  $s$  é a dimensão da fonte,  $SSD$  é a distância da fonte à superfície e  $SD$  é a distância fonte-diafragma (colimador)

44. A relação tecido-máximo, TMR, é independente da distância fonte-superfície, SSD e, portanto, independente da queda da fluência com inverso do quadrado da distância até a fonte.

45. Para feixes de fótons isocêntricos, a fórmula de cálculo de MU é:  $MU = (\text{dose por fração} / \text{número de campos}) / [\text{saída de referência} \times Sc(CS) \times Sp(FS) \times TMR(d, FS)]$ , onde CS é o colimador configuração e FS é o tamanho do campo irradiado na profundidade d. Como não há bloqueio, o FS no isocentro é equivalente ao CS. O CS e FS a usar para este campo assimétrico podem ser encontrados usando a regra de área/parâmetro:  $4 \times (\text{área}) / (\text{perímetro}) = 4 \times (6)(12) / [2 \times (6 + 12)] = 8$ , então você procuraria Sc, Sp e TMR para um campo de 8 cm x 8 cm.  $MU = (400 / 2) / (1,0 \times 0,987 \times 0,990 \times 0,871) = 235$ .
46. Se os MLCs fossem utilizados para adicionar bloqueio nos campos de tratamento, mas nenhum outro parâmetro fosse alterado o Sc permaneceria o mesmo e Sp diminuiria. Sc depende da posição dos jaws do colimador e, portanto, não mudaria. Sp depende do tamanho efetivo do campo bloqueado e diminui conforme o tamanho do campo diminui.
47. **Em relação à dose de superfície de raios-x MV:**
- ★ os sistemas de planejamento de tratamento geralmente não calculam com precisão a dose de superfície;
  - ★ os elétrons produzidos no cabeçote do linac são um grande componente da dose de superfície;
  - ★ a dose de superfície de um feixe de 15 MV é menor do que a de um feixe de 6 MV;
  - ★ a dose de superfície aumenta com o tamanho do campo;
  - ★ Um feixe sem filtro aplanador (FFF) terá uma dose superficial mais alta do que um feixe com filtro aplanador com o mesmo potencial de ionização para a maioria dos tamanhos de campo. **O que é o potencial de ionização e porque eles sendo o mesmo para o feixe FFF e o feixe FF a dose na superfície será a mesma?**
48. **A PDP a 10 cm de um feixe FFF de 6 MV é aproximadamente 3% menor em comparação com um feixe FF de 6 MV.** O filtro aplanador remove fótons de baixa energia do feixe causando seu endurecimento, ou seja, aumenta a energia média do feixe plano em relação a um feixe que não utiliza um filtro aplanador (FFF). O resultado do feixe plano mais endurecido é a diminuição da atenuação com a profundidade e um aumento na PDP quando comparada ao feixe FFF com mesma energia nominal.
49. À medida que o SSD aumenta, o PDD aumenta devido à diferença no componente quadrado inverso do PDD. O fator de correção, conhecido como fator Mayneord, que converte curvas PDD de um SSD para outro, é:
- $$F = \left( \frac{SSD_2 + d_m}{SSD_1 + d_m} \right)^2 \cdot \left( \frac{SSD_1 + d}{SSD_2 + d} \right)^2$$
50. A densidade eletrônica do pulmão é apenas aproximadamente 30% da densidade da água, resultando em uma menor absorção e um efeito de build-down (desacumulo? hehe) para feixes de MV. Todos os outros locais do corpo são compostos de tecidos com densidades de elétrons muito mais próximas da água de modo que as correções de heterogeneidade causem menos efeito no número de MU quando comparado ao pulmão.
51. A TMR para fótons de 15 MV muda em aproximadamente 2,5% por cm. Como a profundidade é maior, a dose entregue será menor do que a calculada. Caso um tratamento com geometria de box com os campos com o mesmo peso na técnica isocêntrica; se um dos campos tiver com uma profundidade 3cm maior que a planejada a mudança na dose do isocentro é, portanto,  $(2,5\%/cm \times 3 \text{ cm}) / 4$ , ou aproximadamente 2%. **Quais são os valores aproximados para as mudanças em feixes de 6MV e 10 MV?**
52. O flash de pele (skin flash) é comumente usado no planejamento 3D de alvos próximos à pele, como mama ou crânio total (whole brain), para garantir que todo o alvo permaneça dentro do campo na presença de incertezas de setup, mudanças na anatomia ao longo do tempo ou, no caso de tratamentos de mama, compensar o movimento respiratório. Fechar o colimador na superfície da pele leva ao risco de subdosagem, enquanto abrir o colimador apresenta pouco ou nenhum risco de exposição de tecido adicional.



53. **O ângulo do filtro é definido como o ângulo formado entre a linha perpendicular ao eixo central e uma linha de isodose do campo filtrado em uma profundidade específica.** O ângulo do filtro é o ângulo da linha de isodose em relação à posição da mesma linha de isodose sem o filtro em uma profundidade que tipicamente é de 10 cm.

54. À medida que a energia do fóton de megavoltagem aumenta, a profundidade de  $D_{max}$  aumenta porque a energia média dos elétrons secundários aumenta. O valor da porcentagem de dose na profundidade (PDP) a 10 cm aumenta à medida que há menos atenuação para energias mais altas.

55. A configuração do colimador é definida em 100 cm (isocentro). Para configuração de 100 SAD, o tamanho do campo (25cm x 25 cm) está na profundidade do tumor (5 cm). Para uma configuração de SSD igual a 120 cm, o tamanho de campo necessário (a 100 cm) pode ser calculado por  $25 \text{ cm} \times (100/125) = 20 \text{ cm}$ .

56. Monte Carlo continua sendo o algoritmo de cálculo de dose mais preciso principalmente se tratando da presença de heterogeneidade, seguido pelos algoritmos de convolução/superposição, algoritmos de convolução de pencil beam e, finalmente, algoritmos de TAR equivalente.

57. A planura do feixe está relacionada com as doses máximas e mínimas em um plano dentro de 80% do campo que é dada por

$$Planura = \left( \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \right) \times 100$$

A simetria do feixe é a diferença percentual na dose entre dois pontos em lados opostos do eixo central (CAX). A razão fora do eixo (OAR - razão off-axis) é a razão da dose em um ponto distante do CAX (eixo central) para aquele no CAX. A PDP e a razão máxima de tecido (TMR) são medidas distalmente ao longo do CAX, perpendicularmente ao plano do perfil do feixe.

58. **A fonte principal de dose de fótons fora do campo de tratamento para o paciente é devido ao espalhamento do paciente nas proximidades da borda do campo, mas depois muda para a fuga do cabeçote a aproximadamente 20 cm da borda do campo.** Conforme especificado no relatório do AAPM Task Group 158, próximo à borda do campo, a dose fora do campo ocorre principalmente devido ao espalhamento no paciente, que então muda para a radiação de fuga do cabeçote do acelerador à medida que a distância do alvo aumenta.

59. Como regra geral, a profundidade de tratamento de um feixe de elétrons MeV,  $R_{90}$  em centímetros, pode ser estimada como a energia do elétron em MeV dividida por 3.2. Para uma profundidade de 3.75 cm O uso de uma energia de elétron maior que 12 MeV forneceria mais dose ao pulmão e aos tecidos localizados distalmente ao alvo sem fornecer cobertura de alvo adicional.

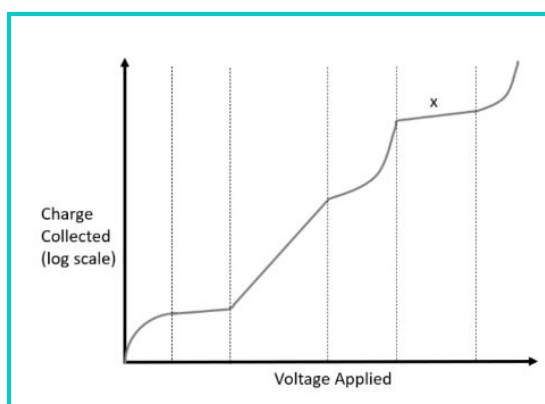
60. O alcance de elétrons de 12 MeV em água/tecido mole é de aproximadamente 6 cm, dado por energia (MeV) / 2. A atenuação por uma dada espessura  $z$  de uma heterogeneidade é equivalente à atenuação ( $z \times \text{CET}$ ) da água, onde CET significa coeficiente de espessura equivalente. O CET é a razão entre a densidade eletrônica do material e a densidade eletrônica da água, então um CET de 1.5 implica que o osso tem 1.5 vezes a densidade eletrônica da água. Depois de percorrer 3 cm de tecido mole, o feixe tem 3 cm de comprimento de caminho equivalente de tecido mole restante. Uma atenuação de 2 cm no osso com CET de 1,5 é equivalente à atenuação de 3 cm na água. Portanto, o alcance geométrico deste feixe de elétrons de 12 MeV neste phantom será de 5 cm (3 cm em tecido mole e 2 cm em osso).

61. Em relação a um feixe direto de elétrons, o aumento da obliquidade em um campo faz com que a profundidade da dose máxima se mova em direção à superfície do paciente, e a curva de dose na profundidade cai mais rapidamente após atingir o valor máximo à medida que a obliquidade aumenta. O impacto normalmente se torna significativo para ângulos de 45 graus ou mais. Nos cálculos manuais, o impacto é contabilizado com um fator de obliquidade que depende do ângulo e da profundidade dentro do paciente.

62. Dentre a folha espalhadora, os jaws colimadores, os blocos para elétrons e o tecido do paciente, o que menos contribui para a contaminação do feixe com raios-x é o tecido do paciente. A maior parte da contaminação por raios X em um feixe de elétrons de tratamento resulta de interações de bremsstrahlung com materiais de alto número atômico na cabeça do linac (folhas espalhadoras, jaws do colimador, etc.) e o bloco de colimação de elétrons (cutout). Embora possa haver alguns raios-x criados a partir de interações dentro do paciente, o número é muito menor do que o proveniente da cabeça do linac.
63. Para feixes de elétrons, as unidades monitoras são calculadas usando  $MU = (\text{dose de prescrição por fração}) / (\text{linha de isodose de prescrição}/100\%) / (\text{saída de referência} \times \text{cone medido}/\text{fator de cutout})$ . Para este caso,  $MU = (400 / 0,85) / (1,0 \times 1,009) = 466$ .
64. Se um tratamento de elétrons de 9 MeV está planejado para uma SSD de 100 cm com um bolus de 1.0 cm dando uma distância fonte-bolus de 99 cm. Dado uma SSD efetiva de 87 cm, se o paciente for tratado com uma distância fonte-bolus de 100 cm, o paciente estará 1 cm mais distante do que o esperado durante a administração da dose e, portanto, receberá uma dose menor do que o planejado. A SSD efetiva é usada para correção de feixe de elétrons com o IQD ( $1/r^2$ ). Assim, se a SSD efetiva de 87 cm corresponder a uma distância do isocentro de 100 cm, aumentar a distância do paciente em 1 cm corresponderá a uma alteração no output de  $(87\text{cm}/88\text{cm})^2 = 0.98$ , mostrando uma diminuição de 2% na dose entregue.
65. Para energias de fótons acima de 10 MeV, as interações fotonucleares entre o feixe de fótons de alta energia e os componentes do cabeçote do gantry do acelerador liberarão nêutrons. Os nêutrons são partículas de alto LET que podem danificar componentes eletrônicos, podendo causar falha funcional dos dispositivos implantados.
66. De acordo com o AAPM Task Group 203, o intervalo de doses recebido no marcapasso de 2 Gy até 5 Gy é classificado como risco médio para pacientes que não dependem de marcapasso e estão sendo tratados com feixes de fótons de 6 MV. Qualquer tratamento com energias de fótons superiores a 10 MV é considerado de alto risco devido à presença de contaminação por nêutrons. Se um paciente não for dependente de marca-passo, doses menores que 2 Gy são consideradas de baixo risco. Se um paciente for dependente de marca-passo, qualquer dose inferior a 5 Gy é considerada de médio risco.
67. De acordo com o relatório do AAPM Task Group 142, a coincidência de coordenadas de imagem e tratamento para um único ângulo do gantry precisa ser verificada diariamente e deve estar dentro de  $\leq 2$  mm para uma máquina que não realiza tratamentos de SRS/SBRT e dentro de  $\leq 1$  mm para uma máquina que realiza tratamentos de SRS/SBRT. A coincidência de coordenadas de imagem e tratamento em 4 ângulos cardeais precisa ser verificada mensalmente.
68. De acordo com o relatório do AAPM Task Group 142 - e enfatizado novamente na AAPM Medical Physics Practice Guideline 8a sobre testes de desempenho do acelerador linear - o output do linac precisa ser verificado na água de acordo com o AAPM Task Group 51 anualmente. Segundo o guideline 8a: Depois que os feixes são calibrados com base no TG51, os sistemas de medição secundário (mensal, se aplicável) e terciário (diário) devem ser irradiados para estabelecer ou confirmar as leituras de output do baseline que estão vinculadas à calibração primária (consulte a seção 8.A. deste relatório). O QMP pode usar um sistema de medição secundário (ou seja, à base de água sólida) para verificações mensais de output ou usar um sistema à base de água como feito para calibração anual. O QMP deve decidir sobre os detalhes dos sistemas de medição secundários e terciários; seu atributo fundamental deve ser a reprodutibilidade.
69. De acordo com o relatório AAPM Task Group 142, a constância do perfil do feixe (simetria e planura) precisa ser verificada pelo menos mensalmente. Diariamente é necessário ser realizado apenas a constância do output nos testes dosimétricos. Caso o perfil do feixe seja avaliado diariamente (com equipamentos terciários como o daily QA ou QuickCheck) a tolerância é de 2% do baseline. Nas medidas mensais a tolerância é de 1% segundo o TG142 (mensal e anual) e de 2% segundo o Guideline tanto para o mensal quanto para o anual, onde é comparado com o TPS.



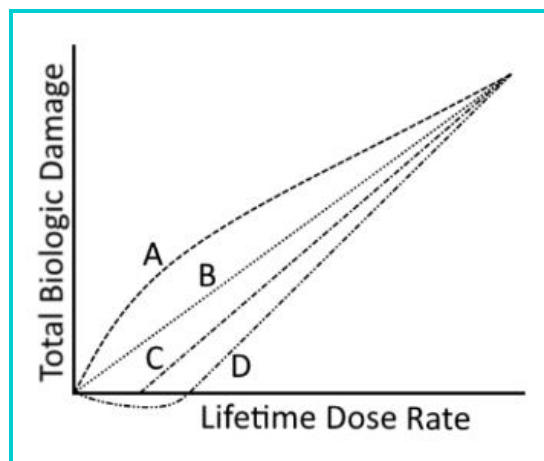
70. O desalinhamento mecânico dos jaws colimadores afetaria os testes de starshots do colimador, a coincidência do campo radiativo do campo luminoso, o teste Winston-Lutz baseado no jaw e a definição da borda do campo no teste de radiation beam steering
71. O Grupo de Tarefas 201 da AAPM aborda o gerenciamento de qualidade da transferência de dados de terapia de feixe externo. O sistema de simulação (SS - simulation system) refere-se à aquisição de dados de imagem (potencialmente de múltiplas modalidades) utilizados para o planejamento do tratamento. O sistema de planejamento de tratamento (TPS - treatment planning system) é utilizado para importação/exportação de imagens, contorno e cálculo de dose. O sistema de gerenciamento de tratamento (TMS - treatment management system), também conhecido como sistema de record and verify, armazena e troca dados do TPS com o linac ou outros dispositivos de entrega de radiação, conhecidos como sistema de entrega de tratamento (TDS - treatment delivery system).
72. De acordo com o AAPM TG-201, o sistema de gerenciamento de tratamento (TMS) contém informações do paciente como um registro médico eletrônico. No entanto, o R&V também importa e exporta informações para a máquina de tratamento. Portanto, informações demográficas do paciente, agendamento, bem como parâmetros do plano de tratamento e imagens adquiridas são armazenadas. Embora a scan de planejamento possa estar no sistema de gerenciamento de tratamento para alinhamento com as imagens de tratamento adquiridas, os estudos de imagem secundários usados para delinear o alvo estariam no sistema de planejamento de tratamento e não no TMS.
73. O aprendizado de máquina (Machine learning) é um ramo da inteligência artificial em que os programas de computador recebem um conjunto de dados de treinamento e, a partir desses dados, podem fazer inferências e previsões, sem que o usuário programe explicitamente o algoritmo para fazê-lo. O algoritmo também pode melhorar com o aumento da experiência, em outras palavras, a exposição a conjuntos de dados maiores e mais variados. O aprendizado de máquina é usado em muitos aspectos da vida diária, incluindo filtragem de e-mail, reconhecimento de fala, bem como aplicações específicas em oncologia de radiação, como segmentação de imagens.
74. O tipo de detector que utiliza as tensões na região marcada pelo x no gráfico abaixo, aproximadamente 1000 a 1400 V é o contador Geiger-Muller. O contador Geiger-Mueller utiliza uma tensão de alta polarização para gerar um sinal uniforme para a radiação recebida. Voltagem adicional aplicada além da região Geiger-Mueller resultaria em uma descarga contínua do detector. O platô na área de baixa tensão é a zona onde operam as câmaras de ionização. A próxima zona à direita, onde há um aumento proporcional da carga coletada com o aumento da tensão aplicada, é a zona onde operam os contadores proporcionais.



75. Em um feixe de fótons, a contaminação por nêutrons aumenta rapidamente à medida que a energia do feixe aumenta de 10 para 20 MV. Os raios X de 6 MV estão abaixo do limiar de energia para interações fotonucleares. Um arranjo de labirinto na sala do acelerador pode reduzir drasticamente o requisito de blindagem para a porta. Com um design de labirinto adequado, a porta é exposta principalmente à múltipla radiação espalhada de intensidade e energia muito reduzidas. Em geral, um labirinto mais

longo (>5 m) também pode reduzir a fluência de nêutrons na porta. Por outro lado, um labirinto na entrada, será necessária uma porta pesada para fornecer uma blindagem equivalente à parede.

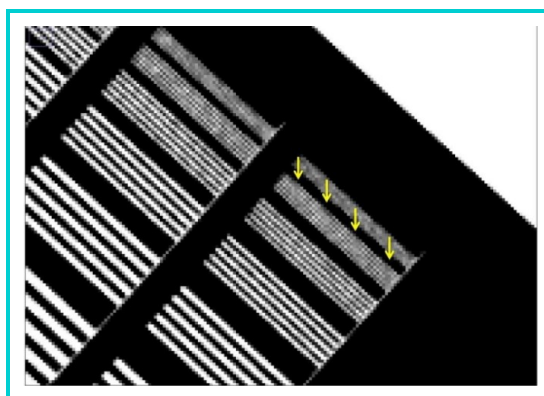
76. O NCRP recomenda que qualquer pessoa que tenha uma chance razoável de receber pelo menos 10% do limite de dose regulamentar seja monitorado. O tipo de monitor usado dependerá do tipo de radiação a que a pessoa está exposta. Em oncologia de radiação, o dosímetro é normalmente usado no tronco do corpo com um dosímetro de anel usado na mão (extremidade) ao manusear fontes radioativas.
77. Das seguintes circunstâncias: Implante de próstata guiado por ultrassom com fontes de  $^{125}\text{I}$ ; Implante de próstata guiado por ultrassom com fontes de  $^{103}\text{Pd}$ ; Radioterapia intraoperatória de alta taxa de dose; Procedimento de radiologia intervencionista guiado por fluoroscopia e Procedimento de implante LDR de  $^{137}\text{Cs}$ . Um avental de chumbo seria mais útil para reduzir a dose recebida em um médico que realiza um procedimento de radiologia intervencionista guiado por fluoroscopia. A energia de emissão de  $^{137}\text{Cs}$  (662 keV) é muito alta para ser atenuada por um avental de chumbo. A dose de corpo inteiro para o médico dos isótopos  $^{125}\text{I}$  e  $^{103}\text{Pd}$  é muito baixa, e um avental de chumbo pode retardar o procedimento e resultar em dor nas costas. Na radioterapia intraoperatória HDR, todos saem da sala de tratamento enquanto a radiação está sendo aplicada, portanto, o avental é desnecessário. Na fluoroscopia, a taxa de dose pode ser significativa e as energias típicas de raios X são baixas o suficiente para que o avental forneça proteção significativa.
78. O fator de uso para fuga é unitário ( $U = 1$ ), pois a radiação de fuga está presente sempre que a máquina é operada.
79. O modelo de dano (curva) de radiação que é usado atualmente para estimar o risco devido a exposição à radiação e para estabelecer padrões de proteção radiológica e monitoramento de pessoal é o modelo B apresentado na figura abaixo. Os padrões atuais para estabelecer proteção contra radiação utilizam o modelo linear sem limiar de dose (LNT - linear no-threshold).



80. A profundidade de penetração de um feixe de ultrassom é inversamente proporcional à frequência do transdutor. A regra geral é que um feixe de ultrassom atenua em 0.5 (dB/cm)/MHz. Ondas de ultrassom de frequência mais alta podem detectar objetos menores na direção do feixe. Escolher a frequência de ultrassom apropriada para uma determinada aplicação é um compromisso entre a profundidade de penetração e a resolução espacial.
81. O núcleo dos átomos de hidrogênio tem um spin diferente de zero que é necessário para um átomo produzir um sinal quando é submetido a um sinal de radiofrequência estando dentro de um campo magnético. Devido à sua alta sensibilidade e alta concentração no corpo humano, os átomos de hidrogênio são a principal fonte de sinal na ressonância magnética.

82. Os radionuclídeos usados na tomografia por emissão de pósitrons (PET) sofrem decaimento  $\beta^+$ , que resulta na emissão de um pósitron. Normalmente, no final de seu alcance, esse pósitron irá interagir com um elétron do meio. Este par matéria/antimatéria se aniquilará, resultando em dois fótons de raios gama de 511 keV. O anel detector utilizado no PET mede os raios gama resultantes da aniquilação de pares e não, diretamente, os pósitrons formados no decaimento.
83. Antes que as imagens de uma tomografia computadorizada possam ser usadas para o planejamento do tratamento, a relação entre a unidade Hounsfield (HU) e a densidade eletrônica ou a densidade física da imagem deve ser medida e inserida no sistema de planejamento de tratamento (TPS). Esta informação é necessária para que as correções de heterogeneidade possam ser aplicadas durante o cálculo da dose com base no número de HU fornecido na tomografia computadorizada. Um phantom com regiões com densidade conhecida é digitalizado e usado para criar uma “tabela de consulta” (look-up table) entre os números de HU e densidade relacionada à HU. Como diferentes tomógrafos podem relatar diferentes valores de HU para o mesmo material, essa medida deve ser avaliada para cada tomógrafo usado para aquisição das imagens que serão utilizadas no planejamento de tratamento.
84. **De acordo com o relatório do AAPM Task Group 132 (“Report No. 132 - Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132 (2017)”)**, um registro rígido (fusão rígida) inclui translações e rotações. Um registro afim tem mais graus de liberdade do que um registro rígido. Ele inclui todas as transformações de um registro rígido, além de dimensionamento, cisalhamento e reflexão plana. Um registro de imagem deformável tem mais graus de liberdade do que um registro afim, pois pode haver um único vetor de deslocamento para cada voxel na imagem de origem. **Cisalhamento é um tipo de deformação que ocorre quando duas partes de um material deslizam uma em relação à outra em planos paralelos. É também conhecido como "deformação por corte" ou "deformação tangencial".**
85. **O registro de imagem deformável (deformable image registration) é melhor utilizado em situações em que ocorrem transformações anatômicas espacialmente variáveis (como posicionamento diferente do pescoço ou rotação da cabeça).** O registro de imagem deformável não deve ser usado com modalidades de aquisição diferentes, como ressonância magnética com tomografia computadorizada, ou quando há mudanças significativas no número de HU entre conjuntos de imagens, como pré e pós-introdução de uma prótese de quadril e também não é a melhor utilização para locais anatômicos onde a deformação normalmente não ocorre, como no crânio. No entanto, seria apropriado realizar um registro de imagem deformável entre uma TC de simulação de cabeça e pescoço com uma TC de um PET/CT. Neste caso pode-se aplicar a mesma matriz de deformação da TC ao PET, pois o PET e a CT do PET/CT já estão co-registrados pelo fato de terem o mesmo quadro de referência.
86. Aumentar o tamanho do pixel enquanto mantém a técnica constante diminui o ruído, o que melhora o contraste de baixa resolução. A resolução de alto contraste não depende do ruído, mas depende do tamanho do pixel. Quanto menor o tamanho do pixel, menores os objetos de alto contraste que podem ser resolvidos. **As resoluções de baixo contraste e de alto contraste em uma imagem de tomografia computadorizada (TC) são medidas da capacidade do sistema de TC em distinguir diferenças sutis de intensidade entre diferentes regiões da imagem. A resolução de baixo contraste refere-se à capacidade do sistema de TC em distinguir pequenas diferenças de intensidade entre estruturas com baixo contraste. Por exemplo, a capacidade de diferenciar tecidos com densidades semelhantes ou detectar pequenas variações na atenuação dos tecidos. Por outro lado, a resolução de alto contraste refere-se à capacidade do sistema de TC em distinguir grandes diferenças de intensidade entre estruturas com alto contraste. Por exemplo, a capacidade de diferenciar claramente entre o tecido ósseo e o tecido muscular, que possuem atenuações muito diferentes.**
87. **A redução de artefatos de metal (MAR) é um processo que pode reduzir artefatos de estrelas e linhas que parecem estar conectando objetos densos em uma tomografia computadorizada.**

88. A TC de dupla energia é uma tecnologia que aproveita a dependência de energia da atenuação entre os materiais dentro do corpo com diferentes números atômicos para fornecer uma diferenciação aprimorada entre os diferentes meios dentro do corpo. O método mais simples para fazer isso é apenas adquirir duas varreduras em sucessão com diferentes configurações de kV, no entanto, a desvantagem desse método é que ele é sensível ao movimento entre as varreduras. Portanto, soluções tecnológicas como comutação rápida de energia, detectores de camada dupla ou múltiplas fontes e detectores têm sido utilizadas.
89. O aliasing ocorre quando a frequência de amostragem do sistema de imagem digital não é suficiente para resolver a frequência espacial do objeto fotografado. O objeto de frequência mais alta é mapeado para uma exibição de frequência mais baixa. Observe que em um sistema de imagem digital, os artefatos podem ocorrer não apenas no próprio detector, mas também nos componentes de hardware e software do sistema, incluindo o monitor.



90. A predefinição de nível/janela pulmonar usa um nível de aproximadamente 500 HU com uma janela de aproximadamente 1.000 a 1.500 HU para ver os alvos cercados por tecido pulmonar de baixo HU. Portanto, dentre as janelas de abdomen, pelve, crânio, osso e pulmão, a janela de pulmão fornece a melhor visualização de alvos em regiões de baixo HU.
91. O volume de um órgão em risco recebendo 55 Gy ou mais; A dose para um volume de 0,03 cc de um órgão em risco, a porcentagem do volume de PTV recebendo pelo menos a dose prescrita e a porcentagem do volume de tecido normal fora do PTV recebendo a dose prescrita são métricas de avaliação de plano que podem ser obtidas em um DVH. Embora um DVH seja capaz de quantificar quanto de uma determinada estrutura está recebendo alguma dose, ele não fornece nenhuma informação espacial sobre a localização dessa dose, por exemplo não é possível determinar a localização do ponto quente dentro do PTV, por isso, ao avaliar a qualidade de um plano, tanto as métricas de DVH quanto a distribuição de isodose devem ser revistas.
92. Um pulmão V20Gy de 25% significa que 25% do pulmão recebe pelo menos 20 Gy; ou que 75% do volume recebe no máximo 20 Gy.
93. Dentre as técnicas ou abordagens de IMRT, IGRT, 4DCT, aumento na energia dos fótons incidentes e a utilização de múltiplas modalidades de imagens, a técnica de IGRT é a mais efetiva para diminuir a margem do ITV para o PTV. O objetivo de criar margens do CTV-para-PTV ou do OAR-para-PRV é atingir uma cobertura de dose mínima no CTV. O IGRT, tanto no pré-tratamento quanto durante o tratamento, permite uma melhor localização do alvo, o que permite diminuir a margem do PTV. O uso de IMRT/VMAT sozinho geralmente não garante uma redução nas margens. A técnica de IMRT tem mais impacto nos gradientes de dose, o que pode resultar em menos dose para os OARs próximos, mas não afeta a incerteza da configuração ou da movimentação do órgão. A técnica de 4DCT e a imagem multimodal podem afetar a definição do GTV, CTV ou ITV, mas não na margem entre o ITV e o PTV. A energia do feixe de fótons MV não influencia a magnitude da margem para o PTV.

94. Para tumores pulmonares adjacentes ao diafragma, a imagem de intensidade máxima (MIP) pode subestimar toda a extensão do movimento do tumor, pois as contribuições do diafragma para o MIP podem obstruir toda a extensão do movimento do tumor. Para melhor contorno do ITV para incluir toda a amplitude de movimento, o delineamento deve ocorrer em cada fase do 4DCT.

MIP (Maximum Intensity Projection) e MinIP (Minimum Intensity Projection) são técnicas de processamento de imagem amplamente utilizadas na visualização de imagens de 4DCT (Tomografia Computadorizada em Quatro Dimensões) para planejamento e orientação de tratamentos de radioterapia. Em uma imagem de 4DCT, várias imagens 3D são adquiridas ao longo de um período de tempo, capturando a variação do movimento de estruturas internas do paciente, como o tumor e órgãos circundantes, devido à respiração ou outros movimentos. Cada imagem representa uma fase específica do ciclo respiratório. A técnica MIP é aplicada para criar uma imagem que mostra a intensidade máxima de um determinado pixel em todas as fases respiratórias. Isso significa que a partir de todas as imagens 3D adquiridas, os pixels que exibem a intensidade máxima são selecionados para compor a imagem MIP. Essa técnica é útil para realçar estruturas que têm movimento significativo, como o tumor, permitindo uma visualização clara de sua localização e extensão máxima ao longo de todo o ciclo respiratório. Por outro lado, a técnica MinIP é o oposto da MIP: Ela exibe a intensidade mínima de um determinado pixel em todas as fases respiratórias. Assim, os pixels que apresentam a menor intensidade são selecionados para compor a imagem MinIP. Essa técnica é particularmente útil para realçar estruturas que têm movimento oposto, como os pulmões, permitindo a visualização das áreas mais atenuadas ao longo do ciclo respiratório. A combinação do uso de MIP e MinIP em conjunto com outras técnicas de visualização 4DCT pode fornecer informações valiosas para o planejamento e a orientação de tratamentos de radioterapia, ajudando a identificar as áreas-alvo e a delinear os órgãos em risco de maneira mais precisa, levando em consideração a variação do movimento respiratório.

95. Os scanners de TC de feixe cônico (CBCT) usam uma geometria de raios X de feixe cônico para capturar toda a extensão superior/inferior em uma única rotação do gantry. Os scanners de TC helicoidal normalmente usam uma geometria de feixe em leque e transladam o paciente através do bore do scanner enquanto o gantry gira continuamente durante a aquisição da imagem. A geometria de feixe cônico aumenta o espalhamento que atinge os detectores, o que diminui a precisão do mapeamento de HU como densidade eletrônica e o contraste do tecido mole. Ambos os tipos de scanners usam uma faixa de energia semelhante normalmente em torno de 120 kV.
96. As imagens planares de raios-x da ordem de kV não têm contraste de tecido mole suficiente para visualizar as diferenças entre os tecidos moles adjacentes, por exemplo, próstata e reto ou pâncreas e duodeno. Nestes casos, CBCT ou MRI são necessários para permitir o alinhamento a partir da interface entre os órgãos.
97. A dose em uma imagem de IGRT pode variar em função dos parâmetros de aquisição e da relação geométrica do órgão com a entrada do feixe kV em um KVCBCT. No entanto, no AAPM TG-180, em Doses de orientação por imagem fornecidas durante a radioterapia: gerenciamento e redução da quantificação, foi relatado que as doses de órgãos devido a uma variedade de parâmetros de aquisição podem normalmente variar entre 0,5 e 5 cGy por aquisição.
98. A imagem de superfície óptica (OSI) pode ser usada para monitorar a posição e o movimento da superfície de um paciente em tempo real durante o tratamento de radioterapia usando uma técnica de imagem de superfície óptica não ionizante e não invasiva. No entanto, esta técnica não fornece informações anatômicas internas como ocorre com imagens de aceleradores com MRI, rastreamento fiducial eletromagnético, imagens ortogonais planares kV, CBCT e CBCT 4D, por exemplo.
99. Quanto ao gerenciamento do movimento intrafração, o CBCT diário para radioterapia guiada por imagem permite o alinhamento da posição atual do paciente com a imagem de planejamento original, mas uma aquisição de CBCT de respiração livre calcula a média de qualquer movimento e, portanto, não compensa o movimento intrafração. Outras técnicas, como breath hold, compressão abdominal, gating de amplitude



ou fase atenuam o movimento sincronizando a entrega quando um paciente está em um posicionamento específico ou definindo volumes de tratamento envolvendo a faixa de movimento potencial através da definição de um CTV + margem de movimento intrafração.

100. A avaliação gama é um método para comparar distribuições de dose medidas e esperadas com o entendimento de que essas distribuições podem diferir por uma combinação de magnitude de dose e deslocamento espacial. Na avaliação gama, tanto a diferença de dose (DD) quanto a distância para concordância (DTA) são consideradas ao calcular se os voxels individuais entre as duas distribuições de dose são considerados iguais ou não por um valor gama, onde gama é igual a

$$\text{gamma} = \sqrt{\left(\frac{DD}{3\%}\right)^2 + \left(\frac{DTA}{3\text{ mm}}\right)^2}$$

Onde nesse exemplo são utilizados os critérios DD = 3% e os critérios DTA = 3 mm. A taxa de passagem geral, por exemplo de 98%, é calculada contando o número de voxels que foram julgados como tendo um valor gama inferior a 1 dividido pelo número de voxels totais na imagem. Muitas vezes há um limite de dose baixa usado para remover alguns voxels com impacto clínico mínimo da avaliação que, por exemplo, pode ser definido como 10% do valor máximo no campo.

101. Considerando as entregas de dose em arco DCA (dynamic conformal arc therapy) e VMAT (volumetric-modulated arc therapy); as lâminas do colimador Multileaf (MLC) se moverão durante a entrega do tratamento tanto para a técnica DCA quanto para entrega VMAT. Os planos VMAT são criados usando um método de otimização IMRT, enquanto os planos DCA são projetados para que o MLC esteja conformado com a projeção do alvo a partir da da visão do feixe (BEV), enquanto talvez também possa ser definido de modo que bloqueie um órgão em risco em cada ponto de controle do feixe, mas a fluência na parte aberta do feixe é uniforme em cada ponto de controle, ou seja, a fluência para a técnica DCA não é modulada.
102. Os campos IMRT são divididos em beamlets (feixes...) durante o processo de planejamento. A fluência através de cada feixe (beamlets) é otimizada durante o planejamento para produzir os objetivos de dose desejados para o plano. O mapa de intensidade mostra a intensidade da fluência através de cada feixe. Esta intensidade variável da fluência através da abertura do feixe é conseguida através da variação da posição dos MLCs durante a entrega do feixe.
103. **Uma menor taxa de aprovação nas medidas de QA pode ser resultado de uma supermodulação de um plano de tratamento IMRT.** A supermodulação refere-se à introdução de mais complexidade no plano IMRT do que o necessário para atingir os objetivos dosimétricos do plano. A supermodulação corresponde ao fornecimento de unidades monitoras adicionais e, portanto, a um aumento desnecessário do tempo de tratamento. Caso estiver tratando com raios X de alta energia, um aumento nas unidades monitoras também aumentará a dose de nêutrons. Planos supermodulados resultam em padrões MLC complicados que podem aumentar o desgaste do linac. Por fim, a supermodulação pode resultar em taxas de aprovação nas medidas de QA mais baixas, uma vez que pequenos erros no sistema de entrega são exacerbados pelas demandas excessivamente complexas no MLC, resultando em uma distribuição de dose com menor fidelidade ao que é observado no próprio plano.
104. A função objetivo na otimização de um plano IMRT é uma expressão matemática usada para conduzir um mecanismo de otimização IMRT para determinar a fluência necessária para produzir um plano de tratamento que possa atender aos parâmetros solicitados. Em praticamente todos os sistemas de planejamento de tratamento, essa expressão suportaria restrições como a dose mínima no alvo ou a dose máxima em um órgão de risco. Fatores de ponderação são usados para priorizar uma restrição sobre outra em uma situação em que ambas as restrições não podem ser atendidas. Além disso, a expressão pode incluir um termo que garante que a distribuição de fluência resultante seja suave e distribuível, em vez de ruidosa e não prática. No entanto, esta função matemática não possui um termo para compensar os artefatos no conjunto de imagens. Em vez disso, os artefatos de imagem geralmente são tratados substituindo as



unidades Hounsfield por um valor mais apropriado ou escolhendo um arranjo de feixe que não entre na região afetada.

105. Uma medida de QA paciente-específico pode detectar erros relacionados à fatores técnicos, como problemas com o feixe, modelagem da extremidade final do MLC ou capacidade de entrega da máquina. A calibração incorreta do dispositivo de medida ou a configuração incorreta do dispositivo também pode causar uma falha na medida, mesmo que o plano de tratamento esteja correto e seja viável. No entanto, fatores clínicos, como a escolha de uma margem apropriada de CTV para PTV, não podem ser identificados por meio de medições de QA paciente-específico e nem irão causar falhas nessas medidas.
106. Uma técnica de entrega step-and-shoot recebe esse nome porque os MLCs são colocados em sua posição, a radiação é entregue (shoot) e, em seguida, o feixe é pausado (step) enquanto os MLCs são colocados em sua próxima posição. Esta é uma técnica de entrega de dose para campos IMRT com gantry fixo. Arco conformado dinâmico (DCA), terapia de arco de intensidade modulada (IMAT) e um subconjunto de IMAT, terapia de arco modulado volumétrico (VMAT), todos normalmente usam uma técnica de sliding window, onde as lâminas e o gantry se movem enquanto o feixe está ligado.
107. **A vantagem de um dispositivo de imagem de portal eletrônico sobre uma matriz de câmara de ionização para verificação de distribuições de dose planar de IMRT é a que o EPID fornece uma melhor resolução espacial.** Dispositivos de imagem de portal eletrônico (EPID) têm uma resolução espacial mais alta, o que é útil para verificação de distribuições de dose planar de IMRT. Eles não são tão simples de usar para medidas de dose devido à sua maior dependência energética. Como a quantidade de radiação espalhada varia com as mudanças no tamanho do campo, os EPIDs também têm uma maior dependência do tamanho do campo. Os EPIDs fazem parte do sistema de entrega de tratamento, enquanto uma matriz de câmara de ionização normalmente seria de um fabricante diferente do linac, fornecendo uma análise independente do sistema de entrega de dose.
108. Em um tratamento de TBI, o umbigo geralmente está no centro ou próximo ao ponto central do corpo na direção superior-inferior e é o local mais comum onde a dose de TBI é prescrita.
109. **Tendo disponível os feixes de 6 MV e 15 MV e sendo possível realizar posicionamentos antero-posterior e latero-lateral, a distribuição de dose mais homogênea para irradiação corporal total (TBI) seria utilizando raios X de 15MV e um arranjo de feixe antero-posterior.** Um arranjo de feixe anterior-posterior normalmente resultará em uma separação média menor (DAP), bem como em menor variação na separação, ao longo de todo o corpo. Um feixe de energia mais alta terá uma porcentagem de dose na profundidade (PDP) maior do que um feixe de energia mais baixa em uma determinada profundidade. Ambos os fatores atuarão para aumentar a homogeneidade da dose entregue no TBI. **(Isso sem pensar no pulmão né...)**
110. Um ciclotron pode bombardear núcleos estáveis com prótons, resultando em núcleos pesados com excesso de prótons que decairão por captura eletrônica ou emissão de pósitrons. O F-18, que é usado no FDG em PET e decai por emissão de pósitrons, é produzido em um ciclotron. I-125, Cs-137, Co-60 e Ir-192 são produzidos em reatores nucleares.
111. A produção de raios X para um feixe de elétrons MeV é direcionada para frente ao longo do eixo central do feixe. Esta é uma das razões pelas quais a maioria das técnicas de aplicação TSET (Total Skin Electron Therapy) utiliza ângulos de gantry que apontam o eixo central do feixe de 10 a 15 graus acima e abaixo do centro do paciente.
112. Um afterloader de Ir-192 HDR; um acelerador linear móvel que produz feixes de elétrons de MeV; uma unidade móvel de ortovoltagem e fontes de braquiterapia eletrônica podem ser usadas para radioterapia intraoperatória; A radioterapia intraoperatória (IORT) normalmente usa radiação com menos poder de penetração do que os feixes de fótons de megavoltagem. Isso aumenta a capacidade de poupar a dose em órgãos de risco próximos e, se necessário, protege internamente esses órgãos utilizando discos de

chumbo (da ordem de 3 mm de espessura). Um acelerador linear móvel que produz feixes de fótons MV, além da menor proteção dos órgãos de risco, os feixes de fótons de megavoltagem exigiriam uma blindagem substancial da sala de cirurgia para atenuar adequadamente o feixe que sai do paciente.

113. A fixação de cones de 15 cm de comprimento abaixo dos jaws colimadores de raios-x para tratamento de SRS pode estender a SDD (distância fonte diafragma) e reduzir a penumbra geométrica. A penumbra geométrica é definida como

$$P_d = s \cdot \frac{SSD + d - SDD}{SDD}$$

onde  $P_d$  é a penumbra na profundidade  $d$ ,  $s$  é a dimensão da fonte,  $SDD$  é a distância da fonte ao diafragma e  $SSD$  é a distância da fonte à superfície.

114. **Se o tamanho do detector for muito grande em relação ao tamanho do campo SRS/SBRT, os fatores de saída serão muito baixos e a penumbra do feixe medida será muito ampla.** Um detector grande calculará a média do sinal tanto na região central quanto nas bordas, resultando em fatores de saída artificialmente reduzidos e penumbras expandidas.
115. Em comparação com uma distribuição de dose de IMRT convencionalmente fracionada, uma distribuição de dose de SRS é projetada para ser menos homogênea e mais conformada. Os planos de SRS priorizam a conformidade sobre a homogeneidade. Muitos planos de SRS cranianos são prescritos entre as linhas de isodose de 50% e 80%, dependendo do sistema de entrega.
116. A dose máxima é dada por  $D_{max} = Dose/PDP$ ; para uma dose prescrita de 20 Gy na PDP de 60% a dose máxima será de 33.3 Gy
117. O índice de conformidade é definido como a razão entre o volume da isodose de prescrição e o volume do alvo. Um índice de conformidade menor que 1 indica que o volume da isodose de prescrição é menor que o volume do alvo. Porém, nenhuma informação espacial descrevendo sobreposição (overlapping) ou cobertura é fornecida pelo índice de conformidade.
118. **Aumentar o diâmetro do cilindro, mantendo a dose de tratamento prescrita a uma profundidade de 5 mm, em um tratamento de braquiterapia intracavitária HDR diminui o ponto quente na interface cilindro-tecido.** A dose de uma fonte linear diminui com a distância com  $1/r$ . Portanto, distâncias maiores da fonte à interface cilindro-tecido diminuem a queda da dose entre a interface e a profundidade da prescrição. Isso permite que a dose prescrita seja alcançada com uma dose menor na interface cilindro-tecido.
119. **Monitores de pesquisa (survey meters) compostos por câmara de ionização selada com gás pressurizado em uma pressão superior a um atm precisam de verificação diária com uma fonte de verificação.** As câmaras ionização pressurizadas são fechadas para a atmosfera, o que significa que a quantidade de gás na câmara é independente da temperatura e pressão ambiente. Há mais gás na câmara do que na atmosfera ao redor da câmara, então a câmara pressurizada será mais sensível do que uma aberta para a atmosfera. A verificação diária usando uma fonte de verificação com uma leitura conhecida garante que a câmara não tenha perdido sua pressurização. Câmaras de ionização pressurizadas são utilizadas para fontes de baixo sinal.
120. O Pd-103 é utilizado em implantes de braquiterapia de próstata e tem meia-vida de 17 dias, seguido por: I-125 ( $t_{1/2} = 60$  d), Ir-192 ( $t_{1/2} = 74$  d), Co-60 ( $t_{1/2} = 5,26$  anos) e Cs-137 ( $t_{1/2} = 30$  anos).
121. **O índice de transporte (IT) é definido como o nível máximo de radiação em mrem/hora a uma distância de 100 cm da superfície de uma embalagem intacta contendo materiais radioativos.** O Índice de Transporte é o nível de radiação mais alto, em mrem/hora, a 1 metro da superfície da embalagem e é um componente da rotulagem padrão colocada nas embalagens que contêm material radioativo para que sejam manuseadas adequadamente.

122. Em um implante LDR de próstata, utilizar uma menor atividade por semente resulta em maior homogeneidade da dose, porém será necessário um maior número de sementes, o que significa que serão necessárias mais agulhas e levará mais tempo para realizar o implante. Como a atividade total do implante e a meia-vida são aproximadamente as mesmas, a duração das precauções de proteção radiológica permanecerá inalterada.
123. **Manchester (Paterson-Parker) é o sistema de implante intersticial projetado com uma distribuição de atividade não uniforme para gerar uma distribuição de dose uniforme.** O sistema Manchester utiliza um carregamento de atividade não uniforme baseado em volume para várias geometrias, a fim de alcançar uma distribuição de dose variando em menos de 10%. Os sistemas Quimby e Paris utilizam distribuições uniformes de atividade no plano ou volume do implante, resultando em maiores variações na distribuição de dose.
124. O  $^{125}\text{I}$  tem meia-vida de 59,5 dias e emite raios gama com energia média de aproximadamente 29 keV. O  $^{192}\text{Ir}$  tem meia-vida de 74 dias e emite raios gama com energia média de aproximadamente 355 keV. As emissões do  $^{125}\text{I}$  são mais atenuadas pela parede da semente devido à sua menor energia. Portanto, diferenças na quantidade de encapsulamento que os fótons atravessam em função do ângulo têm um impacto maior na distribuição de dose fornecendo maior valores para as funções de anisotropia do  $^{125}\text{I}$  do que para o  $^{192}\text{Ir}$ . As diferenças na meia-vida não influenciam as funções de anisotropia.
125. De acordo com o relatório do AAPM Task Group 43, a constante de taxa de dose é a razão entre a taxa de dose na posição de referência e a força de kerma no ar. A força de kerma no ar é a taxa de kerma no ar no vácuo devido a fótons de energia maior que um valor de corte,  $\delta$ , na distância  $d$  multiplicada pelo quadrado dessa distância. A função de geometria fornece uma correção efetiva da lei do inverso do quadrado com base em um modelo aproximado da distribuição espacial da radioatividade dentro da fonte. A função de dose radial é responsável pela queda de dose no plano transversal devido ao espalhamento e atenuação dos fótons. A função de anisotropia leva em conta as diferenças na dose em função do ângulo do longo eixo da fonte, seja em 1D, que fornece uma taxa de dose média no espaço  $4\pi$  esterradiano (unidade de ângulo sólido), ou 2D, que leva em conta as diferenças na dose taxa com ângulo da fonte.
126. A exposição é calculada da seguinte forma:  $4,69 \text{ R cm}^2/\text{mCi h} \times 15.000 \text{ mCi} \times 1/60 \text{ h/min} \times 1/60 \text{ min/s} \times 10 \text{ s} \times (1/200)^2 \text{ cm}^2 = 0,0049 \text{ R} \quad 5 \text{ mR}$ .
127. A redução na transmissão do paciente (Bpt) é de  $30/600 = 0.05$ . O número de TVLs pode então ser encontrado por  $(1/10)^n = 0.05 \Rightarrow \log_{10}(1/10)^n = \log_{10}(0.05) \Rightarrow n = \log_{10}(0.05) = 1.30$ .
128. O número de HVLs é calculado como  $(1/2)^x = 10/15$ , resultando em 0.59 HVLs. A espessura é calculada como  $0.59 \times 0.6 \text{ cm}$  resultando em 0.35 cm de chumbo.
129. A atividade aparente considera a atenuação dos fótons devido ao encapsulamento da fonte, enquanto a atividade em si não leva o encapsulamento em consideração. A força de kerma no ar é baseada em uma medida da taxa de kerma no ar emitida pela fonte através do encapsulamento e, portanto, considera a auto-blindagem da fonte.
130. O TG-43 não leva em consideração as heterogeneidades dos tecidos. O algoritmo calcula a dose na água em um ponto em função da distância radial do ponto à fonte e do seu ângulo formado em relação ao eixo longitudinal da fonte. A auto-atenuação dentro da fonte devido aos diferentes materiais que encapsulam o material radioativo é modelada pelo algoritmo, mas tudo fora do encapsulamento da fonte é considerado água.
131. De acordo com o NRC 10 CFR 35.633 e 35.647, a precisão do posicionamento da fonte deve ser verificada durante a calibração da fonte e antes do tratamento diário. A precisão do posicionamento da fonte deve ser de  $\pm 1 \text{ mm}$ .

132. **De acordo com o AAPM Task Group 59, o médico é o principal responsável pela remoção do aplicador durante uma emergência de HDR.** De acordo com o report do AAPM Task Group 59, se os procedimentos de emergência para retrainir a fonte falharem, é o médico quem tem a responsabilidade de remover o aplicador do paciente. A enfermeira, o físico e o terapeuta de radiação auxiliam no monitoramento, na remoção do paciente da sala e no registro de quanto tempo a equipe ficou exposta. Os procedimentos de emergência em serviço (testes e aplicação dos procedimentos de emergência numa simulação) devem ser realizados anualmente.
133. **A extremidade distal do pico de Bragg do próton tem um RBE mais alto ao longo de todo o pico de Bragg.** A RBE para o próton varia um pouco ao longo do pico de Bragg. A RBE é particularmente maior na extremidade distal, onde a energia do próton é menor e a LET é maior.
134. A penumbra do feixe de prótons varia com a profundidade e pode exceder a penumbra para feixes de fótons. A conformidade é largamente comparável entre as duas partículas (prótons e fótons). Normalmente, a eficácia biológica relativa genérica, RBE, de prótons é considerada sendo 1.1, mas a dose física é reduzida para que a dose ponderada pela RBE seja comparável. No entanto, o pico de Bragg faz com que os prótons não dêem doses de saída em órgãos de risco além do alvo, como fazem os fótons. Portanto essa é uma vantagem para tratamentos pediátricos.
135. Os tratamentos de terapia de prótons são baseados em um RBE (eficácia biológica relativa) em relação aos fótons de 1.1. Portanto, uma dose física de 3 Gy corresponderia a  $3 \times (1.1) = 3.3$  Gy de dose radiobiológica. Os prótons são geralmente prescritos com menos dose física, de modo que a dose radiobiológica seja semelhante à das prescrições de fótons MV para a mesma doença e local de tratamento, de modo que a experiência de fótons dose-específica relativa ao controle da doença e à toxicidade do tecido normal possa ser usada para informar decisões sobre tratamentos de prótons.
136. **O modulador de alcance é o componente de um sistema de entrega de feixe de prótons que cria o pico de Bragg espalhado (SOBP) em um ciclotron.** Um modulador de alcance é uma “roda” de diferentes espessuras que pode ser “discada” para criar a superposição de diferentes picos de Bragg primários para criar um pico de Bragg espalhado (SOBP). Os compensadores de alcance absorvem ainda mais o feixe para que a borda distal possa se adaptar à forma da borda distal do alvo. As aberturas de “bronze” são usadas para moldar o feixe no plano perpendicular ao eixo central. Folhas de espalhamento garantem que o feixe estreito de prótons seja espalhado para tratar toda a altura e largura do alvo. Os ímãs de flexão são usados para direcionar o feixe estreito de prótons para a sala de tratamento.
137. **As incertezas no alcance na terapia de prótons são contabilizadas para que a posição distal do pico de Bragg ultrapasse o alvo em aproximadamente 2,54% do alcance do feixe.** As incertezas na posição precisa do gradiente de dose distal do pico de Bragg espalhado resultam de problemas relacionados ao paciente, como a reprodutibilidade o setup do paciente ou movimentação do órgão, bem como de itens físicos, como a incerteza de medições de comissionamento e a incerteza na conversão de Unidades Hounsfield para poderes de freamento. Portanto, um feixe de prótons é planejado para cobrir mais distalmente do que a borda do alvo, a fim de garantir a cobertura apropriada do alvo, mesmo considerando essas incertezas. A quantidade de ultrapassagem é tipicamente de aproximadamente 2,5% a 4% do alcance do feixe.
138. Um erro substancial na modelagem do feixe pode ser identificado por um cálculo secundário e independente de um plano de IMRT. Um cálculo independente por si só não descobriria nenhum problema relacionado à aplicação do linac - como output, posições calibradas das lâminas ou posições do jaw - nem descobriria nenhum problema relacionado ao posicionamento, imobilização ou movimento do paciente. No entanto, seria possível obter um resultado diferente dos cálculos primários e secundários se houvesse um erro na configuração do feixe em um dos sistemas.
139. **De acordo com a Comissão Reguladora Nuclear (NRC), no caso de um evento médico, o paciente deve ser notificado, a menos que o médico solicitante determine que isso seria prejudicial.** De

acordo com o NRC 10 CFR Parte 35.3045e, o médico solicitante deve ser notificado. Não é necessário informar o paciente se, no julgamento médico do médico solicitante, seria prejudicial para o indivíduo receber essa informação.

140. **Os índices de ocorrência, severidade e detectabilidade em modos de falha e análise de efeitos (FMEA) seguem aproximadamente uma escala logarítmica.** De acordo com o relatório do AAPM Task Group 100 sobre métodos de análise de risco, os índices são aproximadamente logarítmicos.