

EVOLUÇÃO TECNOLÓGICA ASSOCIADA AO USO DAS RADIAÇÕES IONIZANTES NO TRATAMENTO DO CÂNCER¹

TECHNOLOGICAL EVOLUTION ASSOCIATED TO THE USE OF IONIZING RADIATIONS IN CANCER TREATMENT

Juliane Romero Stock², Luiza Goulart³, Bruna Garcia Pedrolo⁴ e Éder Maiquel Simão⁵

RESUMO

A radioterapia utiliza diversos recursos tecnológicos e metodológicos para o tratamento do câncer, os quais são constantemente aprimorados para aumentar a chance de cura através deste processo. O planejamento do tratamento, que utiliza geometria tridimensional, radioterapia modulada conformacional e o uso de feixe de prótons são alguns exemplos desse aprimoramento. Pelo método de pesquisa, que se baseia na revisão de literatura, este trabalho investiga a evolução dos métodos e tecnologias associados à radioterapia. Nessa evolução, uma análise conceitual é realizada como o objetivo de explorar os benefícios decorrentes da aplicação dessas modernas técnicas à rotina da radioterapia. De acordo com a análise realizada neste trabalho, considerando-se esses avanços tecnológicos, observa-se a ocorrência de um aumento na qualidade do tratamento radioterápico.

Palavras-chave: planejamento radioterápico, prótons, qualidade, tecnologias.

ABSTRACT

Radiotherapy uses diverse technological and methodological resources for cancer treatment that are constantly improved to increase the chance of cure through this process. Treatment planning uses three-dimensional geometry, conformational modulated radiotherapy, and proton beam. These are some examples of this improvement. The research method, which is based on a literature review, investigates the evolution of methods and technologies associated with radiotherapy. In this evolution, a conceptual analysis was carried out as the objective to explore the benefits of applying these modern techniques to the routine of radiotherapy. According to the analysis performed in this study, considering these technological advances, an increase in the quality of radiotherapy treatment is observed.

Keywords: radiotherapy planning, treatment, quality control, technologies.

¹ Trabalho Final de Graduação - TFG.

² Acadêmica do curso de Física Médica - UFN. E-mail: juulianeromerostock@hotmail.com

³ Colaboradora. Mestranda do Programa de Pós-graduação em Nanociências - UFN. E-mail: lgoulartf@gmail.com

⁴ Colaboradora. Doutoranda do Programa de Pós-graduação em Nanociências - UFN. E-mail: brunapedrolo@gmail.com

⁵ Orientador. Professor Doutor e Coordenador do Curso de Física Médica - UFN. E-mail: edersimao@gmail.com

INTRODUÇÃO

A descoberta dos raios X ocorreu por acaso, em 1895, enquanto Wilhelm Konrad Röntgen desenvolvia trabalhos relacionados ao uso de um tubo de raios catódicos (ANDRADE, 1998; WALTER et al., 2010). Além dos fótons de raios X, produzidos pela interação de elétrons com a matéria, existe a radiação gama, que, assim como os raios X, possui uma alta energia e são decorrentes de reações nucleares. Os raios gama foram descobertos em 1896 por Antoine Becquerel. Esses raios são originários de elementos radioativos, em decorrência da desintegração nuclear (GRADINETTI, 2007). Em 1904, Madame Curie avançou com os primeiros passos para o uso dessas radiações no tratamento do câncer. Em sua tese de doutorado, Marie Curie mostrou que elementos radioativos, armazenados em cápsulas, eram capazes de destruir as células e provocar lesões nos tecidos (GRADINETTI, 2007).

O câncer é a consequência de alterações nos genes que controlam o crescimento celular. As células tornam-se anormais, dividindo-se e formando grupos de células que crescem desordenadamente. Erros na duplicação celular podem gerar uma célula defeituosa, que pode gerar outras células deficientes. Essas novas células defeituosas crescem aceleradamente e se acumulam. É possível diferenciá-las daquelas que compõem o tecido sadio, identificando-as como tumor ou neoplasia (FRANCISCO et al., 2005; HOHMANN et al., 2009; INCA, 2015). Uma forma de diminuir o crescimento dessas células cancerígenas é utilizar o método associado ao uso das radiações ionizantes, que produzem quebra da moléculas de DNA, impedindo, assim, a multiplicação celular.

A radioterapia é uma modalidade de tratamento das neoplasias malignas e divide-se em dois grupos: teleterapia e braquiterapia. A braquiterapia é um tratamento em que o material radioativo é inserido junto à neoplasia. Esse método utiliza pequenas fontes radioativas (ex: paládio, iodo, célio e irídio). A teleterapia é realizada utilizando-se feixes externos ao paciente, normalmente, proveniente de um radisótopo ou de um acelerador linear (LINAC - do inglês *linear accelerator*), em sua forma mais moderna (KHAN, 2014; SILVA, 2013).

Em 1951 foram realizados os primeiros tratamentos de câncer com Cobalto-60 e a partir de 1953 deu-se início ao uso de aceleradores lineares para este tipo de tratamento. Desde então, nos últimos 40 anos, os LINAC's passaram por gerações de modelos que melhoraram seu desempenho e qualidade de entrega de dose para os tratamentos em radioterapia. As inovações ocorreram, também, para o planejamento radioterápico, incluindo mudanças na simulação dos tratamentos e controle de qualidade (KHAN, 2014; WILSON, 2003; TRS-398, 2004).

Atualmente, as técnicas contemporâneas mais usadas para tratamento estão voltadas à utilização de fótons ou elétrons produzidos por LINAC's. Essas técnicas incluem: ferramentas de distribuição de fluência de dose ou radioterapia por intensidade modulada (IMRT, do inglês *intensity modulated radiation therapy*), sistema de planejamento em simulação computacional em três dimensões (planejamento 3D, do inglês *three - dimensional planning*), sistemas de imagens para guiar o posicionamento do paciente no

isocentro de tratamento, medido em coordenadas pelo físico médico (IGRT, do inglês, *image guided radiotherapy*), técnicas de braquiterapia e tratamento de pequenas lesões cranianas com a radiocirurgia e terapia extracraniana (SBRT do inglês, *stereotactic body radiation therapy - SBRT*) (ICRU-83, 2010).

Para fins terapêuticos, tem-se tentado melhorar os resultados da radioterapia, desde que foi implantada, nos anos cinquenta nos EUA. Os principais aprimoramentos são em relação à proteção de órgãos de risco e à distribuição da dose aplicada ao volume alvo (tumor). Recentemente, em 2017, no Brasil, a ANVISA aprovou o tratamento do câncer através do uso de feixe de prótons. Essa nova tecnologia/metodologia associada ao uso de feixe de prótons resulta em uma melhoria no sistema de entrega de dose (MEIKLE, 2003; KHAN, 2014).

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um estudo envolvendo as novas tecnologias e metodologias relacionadas à rotina de tratamento do câncer através do uso de radiações ionizantes.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram realizadas pesquisas bibliográficas referentes ao tratamento do câncer com feixes associados as radiações ionizantes. Para este tema, utilizou-se como base as pesquisas bibliográficas de artigos científicos em bancos de dados como *PubMed*, *Web of Science* e Google Acadêmico.

Para os critérios de inclusão foram utilizadas as seguintes palavras-chave: “IMRT”, “IGRT”, “SBRT”, “Arcoterapia Volumétrica Modulada” (V-mat, do inglês *Volumetric modulated arc therapy*), “planejamento tridimensional” e “Protonterapia”. Também foram utilizados livros disponíveis na Biblioteca da Universidade Franciscana e documentos usados como normativas em Radioterapia disponíveis em ambiente virtual: Sítios da CNEN⁶, ABFM⁷ e INCA⁸. Todas as informações coletadas foram analisadas e comparadas com o uso de tabelas associativas. Foram analisados, aproximadamente, 60 artigos e 30 livros, mas foram utilizadas para a elaboração deste trabalho 35 citações bibliográficas de artigos e livros que tiveram relacionamento direto com os critérios mencionados acima.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

CURVAS DE ISODOSE E O PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO

Os fótons de raios X ou gama quando interagem com o tecido não transfere toda energia nas primeiras camadas abaixo da pele. Na profundidade de equilíbrio eletrônico ocorre a transferência

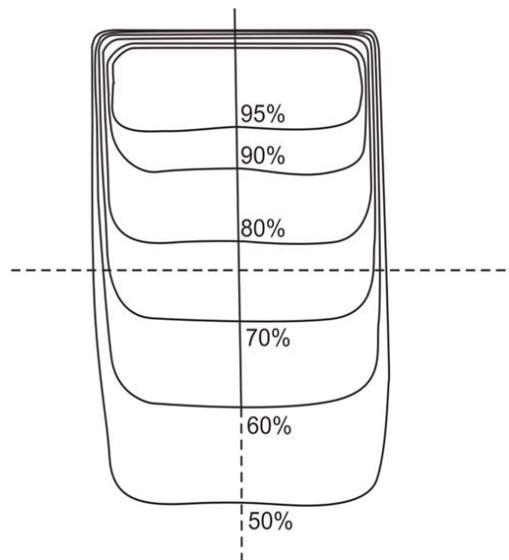
⁶ Disponível em ambiente virtual: CNEM - Comissão Nacional de energia nuclear. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/>>. Acesso em: maio 2018.

⁷ Disponível em ambiente virtual: ABFM - Associação Brasileira de Física Médica. Disponível em: <<http://www.abfm.org.br/>>. Acesso em: maio 2018.

⁸ Disponível em ambiente virtual: INCA - Instituto Nacional do Câncer. Disponível em: <<https://bit.ly/1kMxfAh>>. Acesso em: maio 2018.

máxima de energia dos fótons para o tecido, que corresponde a condição de dose máxima absorvida. A partir dessa profundidade, a dose absorvida decresce em decorrência da atenuação dos fótons pelo tecido. Pelo que foi exposto, o valor da dose absorvida não se distribui de forma homogênea ao longo da trajetória dos fótons dentro do paciente. Assim, a determinação das curvas de isodose ao longo de um plano no volume de irradiação é importante para se garantir que a dose prescrita seja liberada no tumor. Além disso, a determinação dessas isodoses é importante para se observar o valor da dose absorvida pelos tecidos saudáveis. A figura 1 apresenta um mapa de dose que contém curvas de isodose típicas de um tratamento radioterápico. No passado, essas curvas eram obtidas manualmente pelo físico médico do Serviço de radioterapia. Hoje, essas curvas são obtidas através de métodos computacionais, conforme a anatomia do paciente (MORRIS et al., 2011; WALTER et al., 2010).

Figura 1 - Ilustração curvas de isodose obtidas na água para um feixe de energia de 6 MV (feixe de fótons), com campo quadrado de 10x10 cm² a uma distância fonte superfície de 100 cm.



Fonte: Scaff (1997).

A partir da dose depositada no eixo central, para uma mesma profundidade, podem ser definidos pontos no campo de irradiação que apresentam o mesmo valor de dose. Esses pontos com mesma dose se forem unidos resultam em curvas de mesma dose, denominadas de curvas de isodose. Normalmente, a dose associada a uma curva de isodose é representada através de um valor percentual relativo à quantidade de radiação que chega em uma determinada profundidade.

Com base em curvas de isodose, o planejamento radioterápico tem como objetivo avaliar a distribuição da dose prescrita sobre o volume alvo. Através do uso de um sistema de planejamento radioterápico, deve-se observar que a distribuição da dose no volume do tumor pode variar entre 95 e 107% do valor da dose prescrita. Para cada órgão em torno do tumor também é necessário observar os limites de tolerância da dose absorvida por estes órgãos. Quando necessário, deve-se providenciar proteção para essas regiões (ICRU-62, 1999; KHAN, 2014).

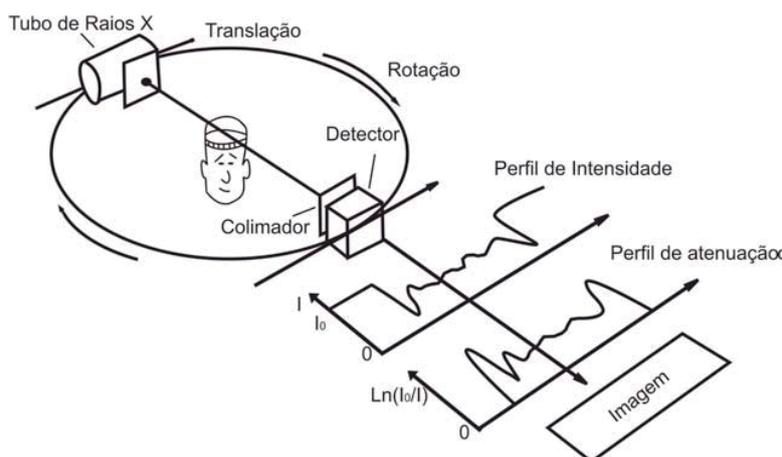
MÉTODO DE PLANEJAMENTO

O sistema de planejamento computadorizado (TPS - do inglês *treatment planning system*) utiliza como base imagens obtidas através do uso da tomografia computadorizada (TC). Isso permite o uso de recurso em três dimensões, com base em reconstruções sagitais e coronais, além da forma adquirida em axial (INCA, 2015).

As imagens são construídas a partir da exposição do paciente ao feixe de raios X, que gira no sentido axial do corpo humano. As imagens são obtidas a partir de inúmeros canais de detectores, posicionados do lado oposto ao tubo de raios X, ambos acoplados ao *gantry*. Após adquiridas as imagens no sentido axial, o software de reconstrução manipula os pixels da imagem axial, reconstruindo *voxels* do plano coronal e sagital (ERKONEN; SMITH, 2006). Na figura 2 apresenta-se, de forma simplificada, o processo de formação da imagem tomográfica.

Esse método que permite a realização do planejamento radioterápico a partir de imagens tomográficas representa um aprimoramento da metodologia que fazia uso da radiologia convencional para este planejamento. O uso da tecnologia relacionada à tomografia permitiu melhorar a precisão na delimitação do volume a ser tratado. As imagens decorrentes do uso dessa tecnologia possibilitou a realização do plano de tratamento total, que inclui a margem de tratamento que considera movimento peristálticos do paciente, respiração e movimentação dos órgãos. Isso é importante para garantir que o volume clínico de interesse receba toda a dose prescrita (ICRU-62, 1999; KHAN, 2014).

Figura 2 - Atenuação de um feixe de raios X produzidos a partir da interação da radiação com o tecido. Os detectores localizados na outra extremidade medem a intensidade I do feixe atenuado.

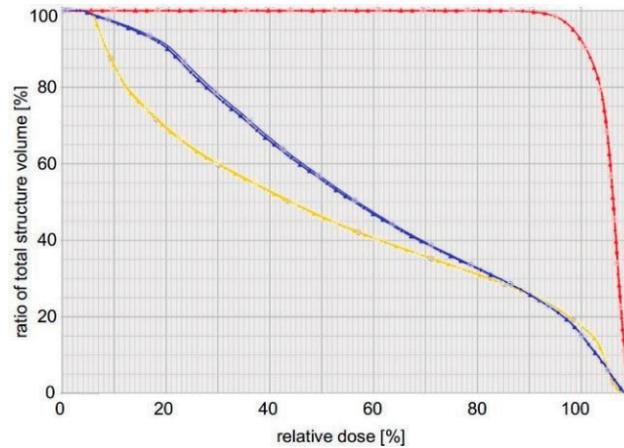


Fonte: Kalendar (2005).

Na radioterapia conformada é possível mensurar a dose exata, que é recebida em cada órgão, através do histograma dose-volume, que apresenta relações de percentual de dose relacionado com os diferentes volumes do tecido (ICRU-62, 1999; KHAN, 2014). Na figura 3 mostra-se os resultados do uso desta metodologia, que permite considerar diferentes valores de volume e as

respectivas doses absorvidas. Isso é importante para a proteção de órgãos e tecidos, quando necessário, conforme mencionado anteriormente.

Figura 3 - Histograma dose-volume. Em vermelho é representado o volume do alvo irradiado (eixo y) pelo percentual de dose que o alvo recebe (eixo x). Em azul e amarelo estão representados os volumes irradiados dos órgãos de risco.



Fonte: Khan (2014).

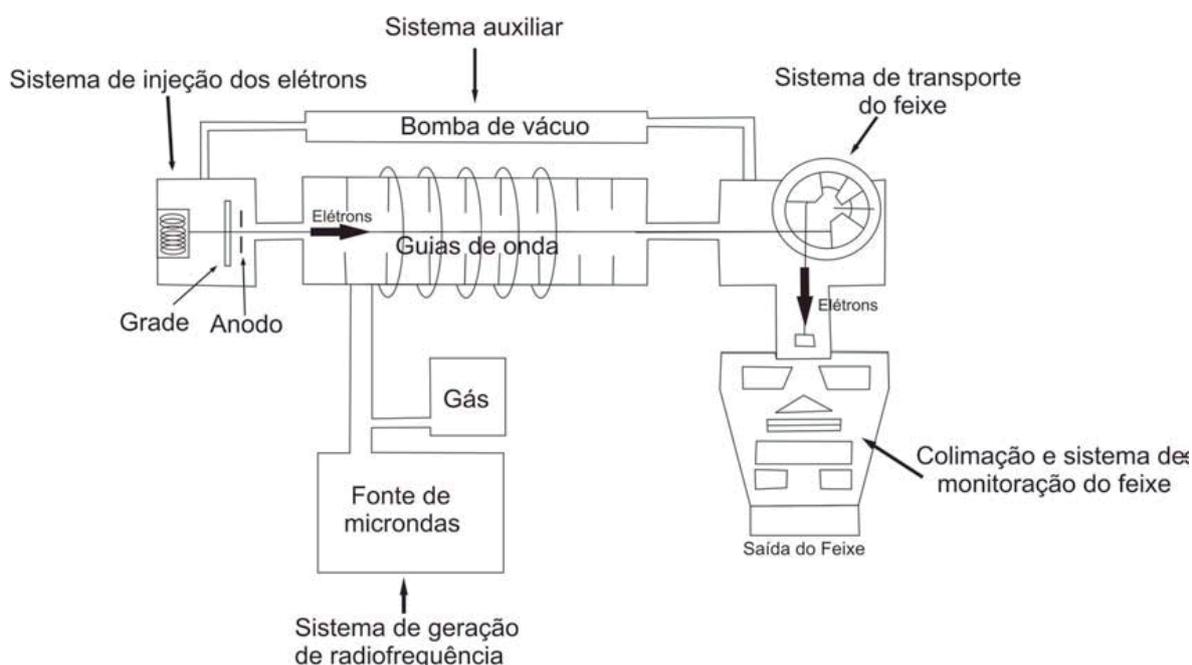
Esse método é uma forma atualizada do sistema de duas dimensões e permite a simulação computacional de todo o tratamento radioterápico. As curvas de isodose para esta modalidade são precisamente visualizadas no TPS e, dessa forma, consegue-se melhor a proteção de órgãos e tecidos (ICRU-62, 1999).

Os sistemas de planejamentos utilizam algoritmos de reconstrução para simulação do tratamento, permitindo o planejamento tridimensional. A elaboração de diversos planos de tratamento é realizada com múltiplos campos de irradiação simulados no TPS. Isso é importante para se obter a melhor distribuição de dose e, conseqüentemente, proteger tecidos que não fazem parte do tratamento (LEVITT; PURDY; PEREZ, 2012; NEVES, 2014).

ACELERADORES LINEARES

Os equipamentos mais utilizados em serviços de radioterapia são os aceleradores lineares. Esses equipamentos são capazes de produzir feixe de fótons de raios X ou elétrons de alta energia. Para atingir energias na ordem de megaelétron-volts, os LINACs possuem um canhão de elétrons que os ejetam em uma guia de ondas sincronizadas com ondas de radiofrequência impulsionadas por um magnetron. Em uma velocidade próxima à da luz, os elétrons são acelerados, no guia de ondas, pelas ondas de radiofrequência. No lado oposto do gantry (cabeçote do LINAC) há um alvo de tungstênio, onde ocorre a interação dos elétrons com os átomos que compõem este alvo e emissão de fótons de raios X, em decorrência desta interação (KARZMARK, 1989). As principais estruturas que compõem o LINAC são apresentadas na figura 4.

Figura 4 - Ilustração dos principais componentes de um LINAC.



Fonte: Podgorsak (2005).

O magnetron controla o poder das ondas de radiofrequência, determinando a energia dos raios X. O guia de ondas possui uma série de células de cobre e pequenos furos entre essas células, permitindo que os elétrons, que são produzidos ao aquecer o filamento de tungstênio, viajem junto com o guia de ondas, ajudando a direcionar o feixe. O vácuo é criado para impedir que outras partículas interfiram no trajeto dos elétrons e o caminho do feixe de elétrons é controlado por dois conjuntos de magnetos quádruplos, que são bobinas de direcionamento. As bobinas focalizadoras definem, posteriormente, a largura do feixe de elétrons, que deve ser fino no momento de atingir o alvo (HERBERT, 1991).

Os elétrons, ao entrarem no tubo ou gantry, percorrem um caminho acromático por um espaço sinuoso. Três pares de magnetos fazem com que a trajetória dos elétrons acompanhe o trajeto sinuoso montado dentro do gantry, permitindo que estes se direcionem para o alvo. Os elétrons chocam-se no alvo de tungstênio e liberam fótons de raios X como resposta dessa interação atômica. Esses fótons passam por um sistema de colimação e filtros, para se obter um campo de radiação colimado, uniforme e um espectro estreito de energia (KARZMARK, 2013).

Após todos esses processos, o feixe passa por três câmaras de ionização (detectores que medem a radiação ionizante por meio da contagem de números de interações de ionização no gás contido nela) que monitoram a qualidade e a quantidade de dose simultaneamente. Para finalizar, o feixe é conformado através de colimadores na mesma forma tumoral a ser tratada. Os aceleradores modernos utilizam multilâminas com diversas folhas finas de tungstênio, que se movem de forma independente para colimar o feixe de radiação (WALTER et al., 2010).

AS INOVAÇÕES TECNOLÓGICAS ASSOCIADAS AOS ACELERADORES LINEARES

O sistema IGRT realiza imagem considerando as coordenadas do isocentro e a posição do paciente posicionado sobre a mesa do aparelho LINAC. Esse sistema faz a verificação da posição do paciente em relação ao isocentro e, se necessário, realiza o deslocamento do feixe de radiação para que a dose preconizada seja efetivamente liberada no volume alvo. Essa metodologia permite verificar periodicamente a eficiência desse sistema de posicionamento do feixe em relação ao paciente (LEVITT; PURDY; PEREZ, 2012).

O IMRT incorpora uma tecnologia que realiza a modulação do feixe de radiação durante a exposição do volume alvo. Essa tecnologia permite a minimização da heterogeneidade da dose no tumor. Para se conseguir esse objetivo, são disponibilizados três tipos de IMRT: o de irradiação da janela desligada, método de disparo por etapas e *Step and Shoot*, *Sliding Window* e *Arcoterapia Volumétrica Modulada (V-mat)*. A parte superior do acelerador gira em torno do paciente, enquanto as lâminas se movem de maneira a conformar o tumor. Isso é importante para a proteção de áreas que não fazem parte do tratamento. O *Step and Shoot* ocorre quando há uma interrupção do feixe de radiação enquanto ocorre o deslocamento das lâminas; o método é chamado de *Sliding Window* quando essa interrupção não ocorre. No *V-mat*, enquanto as lâminas se movimentam, não há interrupção do feixe, tendo-se o recurso de movimentar o *gantry* continuamente em forma de arco em torno do paciente. Esses processos são importantes para a redução da heterogeneidade da dose sobre o tumor e a proteção dos tecidos sadios (ICRU-83, 2010).

Para algumas lesões pontuais pequenas usa-se o processo de radiocirurgia, no qual, em três frações da dose, consegue-se aniquilar o tumor. A radiocirurgia é aplicada para lesões de crânio e extracraniana (*SBRT- do inglês stereotactic body radiotherapy*). A radiocirurgia craniana tornou-se um padrão de tratamento para tumores cerebrais benignos e malignos de todas as histologias, e para numerosas condições benignas, incluindo fístulas arteriovenosas, neuralgia do trigêmeo e outras condições de dor e distúrbios do movimento, incluindo epilepsia e Parkinson (KONDZIOLKA, 2005).

Há, ainda, outras tecnologias mais modernas em radioterapia, como o uso de um equipamento usado para controlar o movimento da fase respiratória (RPM - do inglês *Gating ou Respiratory Phase Motion*) e a tomoterapia. Quando há a necessidade de sincronização da radiação com o movimento respiratório, utiliza-se o RPM. Esse sistema consiste em uma câmara emissora e um detector de infravermelhos que capturam os movimentos respiratórios executados pelo tórax do paciente. Para esse método ser aplicado é realizada a tomografia 4D, para analisar um padrão de respiração para cada paciente (BORTFELD, 2006).

A tomoterapia combina um tomógrafo junto a um LINAC, utilizando a técnica de IMRT que permite uma precisão milimétrica da entrega de dose ao tumor. Na sequência da evolução tecnológica associada ao uso da radiação no tratamento do câncer, a radioterapia com prótons permite homogeneidade na distribuição da dose no tumor e redução da dose nos tecidos sadios (BORTFELD, 2013; CHERRY, 2009).

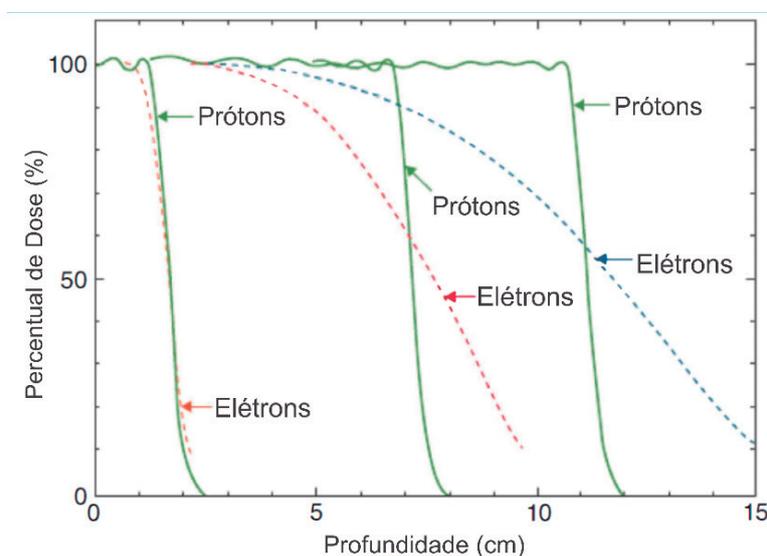
RADIOTERAPIA COM FEIXE DE PRÓTONS

O estudo da terapia de tumores com feixes de prótons iniciou a partir da necessidade de se maximizar os benefícios decorrentes do uso das radiações neste tipo de tratamento e minimizar os danos causados nos órgãos que não fazem parte do tratamento. Os prótons possuem massa, carga positiva e podem alcançar energias da ordem de 200 MeV. Por esse motivo, a maior parte da energia relacionada ao próton é transferida para aqueles tumores situados mais distantes da superfície da pele (KONDZIOLKA, 2005; PAGANETTI, 2012). Feixes de prótons são produzidos por cíclotrons que aceleram os prótons, através de campos magnéticos. Nesse processo, 21 mil eletroímãs são usados para direcionar o feixe para a saída do cíclotron em direção ao paciente, garantindo a qualidade do tratamento (SMITH, 2006).

A eficácia da terapia de prótons deve-se à forma como a energia é aplicada em uma determinada profundidade. Partículas pesadas como os prótons são altamente energéticas e depositam sua energia a uma certa profundidade devido à probabilidade de colisão das partículas positivas com os elétrons do corpo, na qual aumenta com o inverso da energia da partícula. Dessa forma, os prótons perdem uma fração significativa de energia em uma região próxima ao seu alcance no meio, na região do pico de Bragg (HALL, 2012; PHILLIPE et al., 2013). Em certa profundidade, proporcional à energia dos prótons, ocorre a colisão com os elétrons do meio, liberando sua energia no tecido-alvo.

A figura 5 apresenta curvas de rendimentos em profundidade para feixes de prótons e elétrons. Observa-se que os prótons mantêm constante a dose relativa até atingir a profundidade, que está relacionada à energia inicial da partícula. Na radioterapia, esse trajeto de dose constante auxilia na proteção dos órgãos que não fazem parte do tratamento (WILSON, 2003).

Figura 5 - Curvas de rendimento em profundidade para diferentes energias de feixes de elétrons e prótons. A energia aumenta com a profundidade.



Fonte: Adaptado de Khan (2014).

Na tabela 1 estão apresentadas as tecnologias e os respectivos avanços associados ao uso das radiações no tratamento do câncer. Observa-se que os principais avanços na área de radioterapia foram dos sistemas de planejamento computadorizado, que passaram a simular o tratamento em três dimensões e, principalmente, dos equipamentos emissores de radiação. Os métodos de tratamento usando IMRT, IGRT, V-mat e radiocirurgia garantem maior eficácia no tratamento de tumores, uma vez que esses métodos proporcionam maior distribuição da dose no tumor e permitem entregar baixas doses nos órgãos de risco. Já o tratamento com IMPT tem se mostrado mais eficiente na entrega da dose de radiação ao tumor. Essa nova técnica de tratamento está crescendo no mundo inteiro, e no Brasil ganhou respaldo da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) no ano de 2017 (BORTFELD, 2006; ICRU-83, 2010).

Tabela 1 - Comparação das tecnologias contemporâneas de radioterapia com protonterapia .

Método	Evolução	Resultados	Referências
Planejamento Tridimensional	Planejamento realizado em três dimensões utilizando TPS.	Simula com precisão, há curvas de isodose e proteção de órgãos de risco, quando comparado com o sistema em duas dimensões, sendo apenas uma estimativa.	ICRU-62 (1999), INCA (2015), Khan (2014), Walter et al. (2010).
IMRT	As lâminas que conformam o volume tumoral não são estáticas por campo, controlando a fluência do feixe de radiação.	Diminui drasticamente o uso de elétrons para o tratamento, que por sua vez aumenta a cobertura próxima à pele, mas causa grande imprecisão de dose devido ao espalhamento causado.	Bortfeld (2006), ICRU-83 (2010), Levitt, Purdy e Perez (2012).
IGRT	Controle diário com imagens para verificar a posição do paciente junto ao isocentro de tratamento.	Possibilita que o médico diminua margens de invasão no tecido em torno do tumor, ou seja, o volume a ser tratado é menor, possibilitando um posicionamento milimétrico, diminuindo os erros de posicionamento, o que influi nas margens de tratamento.	Bortfeld (2006), ICRU-83 (2010), Levitt, Purdy e Perez (2012).
Radiocirurgia	Em uma única ou, no máximo, três exposições são possíveis tratar o tumor de lesões pequenas.	Há uma grande eficiência quanto ao tempo de exposição, em poucas frações.	Bortfeld (2006), Kondziolka (2005), Meyer (2011)
IMPT	Tratamento com partícula pesada, o próton. Segmento de fissão nuclear.	Comportamento contínuo de dose relativa até uma profundidade, na qual libera toda a sua energia em um único ponto-alvo, sendo o melhor método para proteger órgãos que estão no trajeto antepondo o tumor.	Bortfeld (2006), Phillippe et al. (2013), Chistóvão et al. (2011)

CONCLUSÕES

As novas tecnologias associadas à radioterapia evoluíram com a finalidade de garantir que a dose prescrita seja efetivamente absorvida pelo tumor e preservar os tecidos saudáveis. As tecnologias relacionadas ao IMRT e IGRT foram inovadas de maneira a garantir a homogeneidade de dose no tumor e minimizar os efeitos indesejados produzidos pela radiação naqueles tecidos saudáveis. O maior avanço tecnológico associado à radioterapia é o uso de feixes de prótons para tratar câncer, que permite aumentar essa homogeneidade de dose e reduzir esses efeitos indesejáveis nos tecidos saudáveis.

REFERÊNCIAS

ANDRADE, R. M. A descoberta dos raios-X: o primeiro comunicado de Röntgen. **Revista Brasileira de Ensino em Física**, São Paulo, v. 20, n. 4, p. 373-391, 1998.

BORTFELD T. **New Tecnologis in Radiation Oncology**. Medical Radiology. 2. ed. Philadelphia: Springer, 2006.

CHERRY P. **Practical Radioterapy**. Physics and Equipment. 2. ed. London: Wiley BackWell, 2009.

CHISTÓVÃO, M. T.; DE CAMPOS, T. P. R.; TRINDADE, B. M. Simulação e Análise Dosimétrica de Protonterapia e íons de Carbono no Tratamento de Melanoma. **Radiol. Bras.**, v. 44, n. 6, p. 367-373, 2011.

ERKONEN, W. E.; SMITH, W. L. **Radiologia 101: Bases e fundamentos**. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2006.

FRANCISCO, F. et al. Radiologia: 110 anos de história. **Rev. Imagem**, v. 27, n. 4, p. 281-286, 2005.

GRANDINETTI, H. Notícias do descobrimento dos raios-X. **Rev. Imagem**, v. 29, n. 4, p. 139-146, 2007.

HALL, J. R. **Radiobiology fot the Radiologist**. 7. ed. Philadelphia: Seventh, 2012.

HERBERT, F. A. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Physics Textbook. Willey: VCH, 1991.

HOHMANN, M. A. et al. A quimioterapia e seus efeitos adversos: Relato de clientes oncológicos. **Cogitare Enferm.**, Pelotas, v. 14, n. 4, p. 714-9, 2009.

ICRU-62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam-Theraphy. **Journal of the ICRU**, v. 32, n. 1, p. 101-109, 1999.

ICRU-83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). **Journal of the ICRU**, v. 10, n. 1, p. 1-94, 2010.

INCA. **Manual para técnicos em radioterapia**. v. 1. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, 2015. p. 1-33.

KALENDAR, W. A. **Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications**. 3. ed. Munich: Wiley-VCH, 2005.

KARZMARK, C. J. **A primer on theory and operation of linear accelerators in radiation Therapy**. 2. ed. USA: Bureau of Radiological Health, 1989.

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. 5. ed. Philadelphia: Kindle, 2014.

KONDZIOLKA, D. Radiosurgery of vestibular schwannomas: summary of experience in 829 cases. **J Neurosurg**, 102 Suppl, p. 195-9, 2005.

LEVITT, S. H.; PURDY, J. A.; PEREZ, C. A. **Technical Basis of Radiation Therapy**. Medical Radiology. 2. ed. Philadelphia: Springer, 2012.

MEIKLE, J. How particles can't be therapeutic. **Physics World**, v. 16, n. 8, p. 10-12, 2003.

MEYER, J. **IMRT- IGRT- SBRT: advances in the treatment planning and delivery of radiotherapy**. 2nd. ed. Switzerland: Karger Medical and Scientific Publishers, 2011.

MORRIS, S. et al. **Practical Radiotherapy Planning** London: Hodder Arnold, 2011.

NEVES, L. L. **Tratamento de Radioterapia em Pacientes Oncológicos**. 2014. 72f. Trabalho Final de Graduação (Graduação em Enfermagem) - Faculdade Católica Salesiana do Espírito Santo, Vitória, 2014.

PAGANETTI, H. **Proton Therapy Physics**. Boston: Taylor & Francis Group, 2012.

PHILLIPE, L. et al. Selection of Patients for Radiotherapy with Protons Aiming at Reduction of effects. **The model-based approach**, v. 107, n. 3, p. 267-273, 2013.

PODGORSAK, E. B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

TRS 398, Absorbed dose determination in external radiotherapy: An international code practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. **Technical Reports Series**, Vienna, v. 11, p. 1-229, 2004.

SCAFF, L. A. M. **Física da radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.

SILVA, L. N. The Meaning of Cancer. **Revista Enfermagem**, UFPE, v. 1, n. 5, p. 1-7, 2013.

SMITH, A. R. Protontherapy. **Physics in medicine and biology**, v. 51, n. 13, p. 491-504, 2006.

WALTER, L. F. et al. **Handbook of Theory and Practice**. 9. ed. Philadelphia: Springer, 2010.

WILSON, R. R. Radiological use of fast protons. **Radiology**, v. 47, n. 5, p. 487-491, 2003.

