



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PIAUÍ**  
**PRÓ-REITORIA DE ENSINO DE PÓS-GRADUAÇÃO**  
**COORDENADORIA GERAL DE PÓS-GRADUAÇÃO**  
**MESTRADO NACIONAL PROFISSIONAL EM ENSINO DE FÍSICA – MNPEF**

**JOSE MAILSON RAMOS FEITOSA**

**SEQUÊNCIA DIDÁTICA APLICADA AO ENSINO MÉDIO: ASPECTOS DA FÍSICA  
E SUA RELAÇÃO COM OS TRATAMENTOS RADIOTERÁPICOS**

**TERESINA**

**2022**

**JOSE MAILSON RAMOS FEITOSA**

**SEQUÊNCIA DIDÁTICA APLICADA AO ENSINO MÉDIO: ASPECTOS DA FÍSICA  
E SUA RELAÇÃO COM OS TRATAMENTOS RADIOTERÁPICOS**

Produto Educacional apresentado à Coordenação do Curso de Mestrado Nacional Profissional em Ensino de Física MNPEF - Polo 26, da Universidade Federal do Piauí (UFPI) como requisito para obtenção do grau de Mestre em Ensino de Física.

**Linha de Pesquisa:** Recursos Didáticos para o Ensino de Física.

**Orientador(a):** Prof. Dr. Neuton Alves de Araújo

**TERESINA**  
**2022**



## SUMÁRIO

<b>APRESENTAÇÃO.....</b>	<b>171</b>
<b>2 RAIOS X: DA DESCOBERTA ÀS SUAS APLICAÇÕES.....</b>	<b>174</b>
<b>2.1 Contexto histórico da descoberta dos raios x.....</b>	<b>174</b>
<b>2.2 Radiações ionizantes e não ionizantes.....</b>	<b>178</b>
2.2.1 Interação da radiação com a matéria: efeito fotoelétrico, Compton e produção por pares.....	181
<b>2.3 Coeficientes de atenuação e escala de Hounsfield.....</b>	<b>190</b>
<b>2.4 Raios X e suas aplicações na indústria e medicina.....</b>	<b>193</b>
<b>3 RADIOTERAPIA CONVENCIONAL E HADRONTERAPIA.....</b>	<b>195</b>
<b>3.1 Formação de uma célula cancerígena.....</b>	<b>195</b>
<b>3.2 Doses de radiação aplicadas a tumores.....</b>	<b>198</b>
<b>3.3 Radioterapia convencional à base de raios X e fótons.....</b>	<b>200</b>
<b>3.4 Hadronterapia à base de prótons e íons de carbono.....</b>	<b>202</b>
3.4.1 Aceleradores utilizados na Hadronterapia.....	203
<b>4 Desenvolvimento da Sequência Didática como base para o aprendizado significativo da Física das Radiações ionizantes aplicada à Radioterapia .....</b>	<b>209</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>247</b>
<b>APÊNDICES.....</b>	<b>XX</b>

## APRESENTAÇÃO

Prezado(a) Professor(a),

Esta Sequência Didática (SD) tem como objetivo geral propor orientações didáticas com potencialidades para servir como base para o aprendizado significativo da Física das Radiações Ionizantes aplicada à Radioterapia. Para isso, alinhamos tal orientação didática à Teoria da Aprendizagem Significativa de Ausubel e à metodologia da Sala de Aula Invertida (*Flipped Classroom*).

A Teoria da Aprendizagem Significativa foi proposta por David Ausubel (1918-2008) no ano de 1963, sendo que nas primeiras descrições de tal teoria se empregava a terminologia Aprendizagem Verbal Significativa (*Meaningful Verbal Learning*), através de sua obra *The Psychology of Meaningful Verbal Learning* (A Psicologia da Aprendizagem Verbal Significativa (MOREIRA, 2006, 2008)).

Vale esclarecer que este formato de aprendizagem parte do pressuposto de que as ideias novas (aprendizado) sejam adquiridas através de uma relação não impositiva, mas a partir de associações como elementos não literais presentes em sua estrutura cognitiva.

Nessa perspectiva, inicialmente, para que a Aprendizagem Significativa ocorra é necessário que o aluno seja possuidor de conhecimentos preexistentes e a partir deles sejam produzidos outros novos. Esses conhecimentos, entre outros, podem ser figuras, símbolos e definições que possam servir de ancoragem ou subsunçor, ou seja, ponto de partida para associação aos novos conhecimentos apresentados e que se integrarão à sua estrutura cognitiva (AUSUBEL; NOVAK; HANESIAN, 1980).

Para Moreira (2006), os subsunçores são adquiridos com objetivo de formação de conceitos, e estão presentes desde as fases de crianças até a velhice, se apresentam assim como a base para todo conhecimento.

Do exposto, a aprendizagem significativa para que aconteça de maneira satisfatória, espera-se que:

- O aluno manifeste predisposição em aprender;
- O material seja potencialmente significativo.

Nessa perspectiva, a significação, é em sua essência um atributo pessoal, e só é factível de ocorrer se o aluno for detentor de motivação intrínseca ou extrínseca. Caso contrário estará fadado a permanecer com as ideias pré existentes em si.

Sobre a Sala de Aula Invertida, trata-se de uma metodologia de ensino ativa, pois possibilita aos alunos que estes sejam protagonistas do processo da aprendizagem, podendo ser empregada tanto nas modalidades à distância e presencial. Foi criada em 2007 por Jonathan Bergmann e Aaron Sams, colegas de trabalho, enquanto ensinavam ciências numa escola de Ensino Médio nos Estados Unidos (ARGENTO, 2021).

Esta SD foi aplicada em sala de aula (via remota e presencial) a alunos da 3ª série do Colégio Técnico de Bom Jesus (CTBJ) em Bom Jesus/Piauí. Na referida SD, inicialmente se faz uma reflexão teórica sobre:

- Raios X, com destaque no seu contexto histórico, na relação entre radiações ionizantes e não ionizantes, na interação da radiação com a matéria: efeito fotoelétrico, Compton e produção por pares, Coeficientes de atenuação e escala de Hounsfield e suas aplicações na indústria e medicina;
- Radioterapia convencional e hadronterapia, com ênfase nas temáticas: formação de uma célula cancerígena, doses de radiação aplicadas a tumores, radioterapia convencional à base de raios X e fótons, e hadronterapia à base de prótons e íons de carbono.

Isto posto, você encontrará sugestões de como desenvolver aulas sobre a Física das Radiações Ionizantes aplicada à Radioterapia, propostas de textos e atividade prática por meio do protótipo do aparelho PET/Scan *simulation*. Na verdade, o intuito é disponibilizar planos de aula (APÊNDICES J, L, M, N), a fim de que possam ser desenvolvidos ou adaptados à realidade de cada escola.

Especificamente sobre o desenvolvimento e aplicação desta SD, no contexto considerado, criou-se um ambiente de aprendizagem na lógica da Sala de Aula Invertida, sendo possibilitado aos alunos 5 Encontros/aulas, com duração de 2 horas-aula cada um deles. Para isso, se deu autonomia aos alunos, a partir de diálogos, nas equipes constituídas e leituras prévias dos textos, produzidos pelo professor/pesquisador, em que estes apresentaram as ideias centrais dos textos.

Portanto, ao se analisar e explicar os dados produzidos durante a aplicação da SD/Produto Educacional, destacaram-se indícios de possibilidades da referida SD para um aprendizado significativo da Física das Radiações Ionizantes aplicada à Radioterapia. Primeiro, a superação, por parte dos alunos, dos conhecimentos prévios, ou seja, daqueles conhecimentos impregnados do senso comum. Segundo, o movimento das reflexões e diálogos, durante os Encontros, com a intervenção do professor/pesquisador em que se constatou o quanto os alunos participavam e se envolviam nas questões pontuadas, dando oportunidade para que eles falassem sobre o que haviam entendido dessas questões. Isso,

certamente, impactou em mudança qualitativa no desenvolvimento cognitivo, ou melhor, em um aprendizado significativo, como defendido Ausubel e seus intérpretes.

Sucesso!

## **2 RAIOS X: DA DESCOBERTA ÀS SUAS APLICAÇÕES**

A descoberta dos raios X trouxe ao mundo uma nova forma de enxergar os raios catódicos, até então estudado por diversos cientistas, dentre eles William Crookes através do tubo de Crookes. É importante frisar que até a sua descoberta e publicação, diversos cientistas vinham realizando experimentos sobre os efeitos da eletricidade em gases rarefeitos encerrados em tubos. Com o aperfeiçoamento das pesquisas, se pensou em estudar tais efeitos com menos ar presente nos tubos. Nesse contexto que em 1880, William Crookes realizava experimentos com seu tubo de Crookes e observou que uma chapa fotográfica ao lado havia sido velada. Chegou a pensar em ir reclamar onde as comprou, imaginou que havia adquiridas usadas. Mal sabia que naquele momento ele lançava os fundamentos para a investigação dos “raios misteriosos” que posteriormente viriam a ser explicados e impactariam consideravelmente o mundo científico (MARTINS, 1998).

Diante do exposto, nesta Seção, inicialmente será apresentado o contexto histórico da descoberta dos raios X. Em seguida, serão feitas reflexões teóricas sobre as duas categorias de radiação: ionizantes e não ionizantes, com destaque na interação da radiação com a matéria: efeito fotoelétrico, Compton e produção por pares. E, por último, uma breve discussão sobre os coeficientes de atenuação e escala de Hounsfield.

### **2.1 Contexto histórico da descoberta dos raios X**

Segundo Martins (1998), todos os livros de Física Moderna relatam que os raios X foram descobertos pelo físico alemão, William Röntgen em 1895. Todavia, se atribui ao acaso tal descoberta, diminuindo os méritos obtidos pelo cientista na consecução de sua engenhosa experiência com foco no desvendamento e entendimento desses raios, até então, misteriosos.

A esse respeito, alguns físicos contribuíram substancialmente para o entendimento dos raios catódicos, essenciais para a descoberta e entendimento dos raios X. Pode-se citar entre eles: Hertz, Lenard, Geissler, Julius Plücker, Hittorf, Goldstein (MARTINS, 1998).

Os físicos Hertz, em 1892, e seu aluno Lenard foram os pioneiros a estudar a passagem de raios catódicos (encerrados dentro de tubos de descarga) ao ultrapassar folhas finas de metal externas ao tubo (HERTZ, 1892 *apud* MARTINS, 1998). É importante citar a engenhosidade de Lenard ao construir um tubo de raio catódico com uma abertura e contendo uma fina camada de alumínio por onde passavam os raios e era possível o estudo de seus efeitos por alguns poucos centímetros. Esses raios tinham a capacidade de sensibilizar chapas



fotográficas; talvez sendo o primeiro contato do cientista com os raios x, porém sem o direcionamento para o estudo e descoberta dos raios X.

Assim, é necessário entender nesse processo que os raios catódicos tiveram início a partir do desenvolvimento das bombas à vácuo, desenvolvidas por volta do século XIX, tendo o físico Geissler com o desenvolvimento da bomba à mercúrio, em 1894, reduzindo a pressão atmosférica à ordem de  $10^{-4}$  atm. Sequencialmente, Julius Plücker aperfeiçoou essa bomba conseguindo pressões ainda menores às já obtidas por Geissler.

Em 1869, Hittorf (aluno de Julius Plücker) observou através de um cátodo em forma de fio que partes escuras, sombras, eram formadas nas paredes do tubo de vidro, quando havia objetos sólidos inseridos em seu interior. Previu que algo saia do cátodo e se propaga em linha reta, a esses raios chamou de raios de brilho (*Glimmstrahlen*).

Sete anos depois, Goldenstein lhe atribui o nome de raios catódicos por serem oriundos do cátodo. A partir de então se passou a tentar definir com exatidão a natureza desses raios, devido a suas peculiaridades com outros já estudados e conhecidos na natureza. Na época os cientistas já citados nessa secção imaginavam que se tratavam de ondas transversais com a capacidade de serem desviadas por um campo magnético (JAUNCEY 1945 apud MARTINS, 1998).

Segundo Santin Filho (1995), o físico e engenheiro mecânico William Röntgen nasceu aos 27 de março de 1845 na cidade de Lennep - Alemanha. Mudando-se aos três anos com seus pais para a cidade de Konrad na Holanda. Para Martins (1998), ele estudou na Universidade de Utrecht em 1865, sequencialmente, foi estudar na Universidade de Zurich onde formou-se em engenharia mecânica em 1866 e três anos mais tarde concluiria seu doutoramento em Física.

De acordo com Francisco (2005), Röntgen fora convidado a permanecer com o Dr. August Kundt (orientador) como seu professor assistente na mesma Universidade na qual doutorou-se. Sendo transferido para Würzburg e posteriormente para Estrasburgo onde em 1869, levando consigo seu assistente Röntgen. Ambos trabalhando em física experimental, o que rendeu dezenas de publicações a Röntgen, tendo trabalhado em temas como condutividade térmica dos cristais, calor específico dos gases, modificação dos planos da luz polarizada por influências eletromagnéticas, dentre outros trabalhos.

Por não ter condições de implementar suas experiências ele retornou a Estrasburgo como professor associado de Física Teórica, o que facilitou sua dedicação às pesquisas.

Röntgen deu início a uma nova fase em seus experimentos, quando começou a investigar os raios catódicos estudados por Lenard. Em 08 de novembro de 1895 em seu laboratório na Universidade de Würzburg, começou a investigar o que aconteceria se o tubo de raios catódicos (ampola de Crookes) fosse recoberta por papel cartão preto. Nesse momento, induziu a corrente elétrica através do tubo na tentativa de verificar se ocorria alguma mudança referente à alguma luminosidade produzida através do tubo. Verificou uma luminescência numa placa de platinocianureto de bário que estava numa mesa um pouco afastada do tubo; repetiu o experimento e observou que o mesmo resultado se repetia.

Como forma de ampliar a pesquisa ao fenômeno novo descoberto, Röntgen pôs diversos materiais entre o tubo e a placa, a exemplo de madeira, vidro, dentre outros. Notou que o mesmo fenômeno se repetia, com exceção ao colocar o chumbo ou a platina que barravam totalmente os raios catódicos (até então). Imaginou e experimentou uma chapa fotográfica como anteparo para visualizar estruturas rígidas, desta maneira pensou em estruturas ósseas (só investigadas através de cirurgias, até então). Na ocasião, convidou Anna Bertha (sua esposa) para participar do experimento e para sua felicidade conseguiu ver as estruturas ósseas das mãos.

Essa foi a primeira radiografia oficial do mundo, conforme apresentada na Figura 1. A partir desse momento, se descobria uma aplicação para os raios X.

Figura 1: Radiografia da mão da esposa de Röntgen.



Fonte: Francisco (2005).

Röntgen se propôs a investigar as origens dos novos raios misteriosos que produziam a luminescência. Constatou que a iluminância produzia sombras bem definidas e regulares, desta forma estabeleceu que se tratavam de raios de características diferentes dos produzidos por ondas eletromagnéticas, pois não sofriam desvios na presença do campo magnético, eram refratados ou refletidos; possuíam uma alta capacidade de penetração em superfícies opacas. Por não haver características de raios conhecidos, nomeou-os de “raios X”.

Henry Dam, jornalista americano, fora um dos poucos a entrevistar o físico Röntgen a cerca de sua “descoberta” dos raios X, ocorrida em janeiro de 1896. Abaixo seguem-se trechos da entrevista, com atenção à alguma interpretação imprecisa por conta da dificuldade em conversar num idioma comum (língua inglesa ou alemã), utilizando em partes da entrevista o idioma francês.

“Agora, Professor”, eu disse, “o senhor poderia me contar a história da descoberta?”

“Não há história”, ele disse. Eu estava interessado há muito tempo no problema dos raios catódicos em tubos de vácuo, estudados por Hertz e Lenard. Eu havia seguido suas pesquisas e as de outros com grande interesse e decidira que logo que tivesse tempo faria algumas pesquisas próprias. Encontrei esse tempo no final do último mês de outubro. Eu já estava trabalhando há alguns dias quando descobri algo de novo.”

“Qual foi a data?”

“Oito de novembro.”

“E o que foi a descoberta?”

“Eu estava trabalhando com um tubo de Crookes coberto por uma blindagem de papelão preto. Um pedaço de papel com platino-cianeto de bário estava lá na mesa. Eu tinha passado uma corrente pelo tubo, e notei uma linha preta peculiar no papel.”

“O que era isso?”

“O efeito era algo que só poderia ser produzido, em linguagem comum, pela passagem de luz. Nenhuma luz poderia provir do tubo, pois a blindagem que o cobria era opaca a qualquer luz conhecida, mesmo a do arco elétrico.”

“E o que o senhor pensou?”

“Não.”

“Eu não pensei; eu investiguei. Assumi que o efeito devia vir do tubo, pois seu caráter indicava que ele não poderia vir de nenhum outro lugar. Eu o testei. Em poucos minutos não havia dúvida sobre isso. Estavam saindo raios do tubo que tinham um efeito luminescente sobre o papel. Testei-o com sucesso a distâncias cada vez maiores, até mesmo a dois metros. Ele parecia inicialmente um novo tipo de luz invisível. Era claramente algo novo, algo não registrado.”

“E luz?”

“Não.”

“É eletricidade?”

“Não em qualquer forma conhecida.”

“O que é?”

“Eu não sei.”

E o descobridor dos raios X armou assim tão calmamente sua ignorância sobre sua essência quanto todos os outros que tinham escrito até então sobre o fenômeno.

“Tendo descoberto a existência de um novo tipo de raios, \_e claro que comecei a investigar o que eles fariam.” (DAM 1896, p.413 apud MARTINS, 1998, p. 374).”

Dessa forma, percebe-se o caráter investigativo de Röntgen ao dar continuidade aos trabalhos iniciados por outros físicos que o antecederam; além da obtenção dos raios com aplicações médicas, outro ponto muitíssimo importante fora o estudo da natureza desses raios. Somente assim, pode-se dar continuidade a outras características presentes nos mesmos e estabelecer parâmetros importantes para o uso seguro dos raios e posterior aperfeiçoamento para o aperfeiçoamento e desenvolvimento de novas tecnologias, dentre elas às da área médica (FRANCISCO, 2005).

## **2.2 Radiações ionizantes e não ionizantes**

Segundo Okuno (2010), radiação é uma forma de manifestação da energia, podendo se apresentar na forma corpuscular ou ondulatória. Esse tipo de energia pode ser transmitido através do vácuo, ar ou meios materiais.

De acordo com Guzzo (2020), há radiações presentes em nosso planeta de modo ininterrupto, os seres humanos (caso específico) são atingidos a todo instante com radiações que não interferem de maneira maléfica no sistema de defesa humano, a exemplo dos

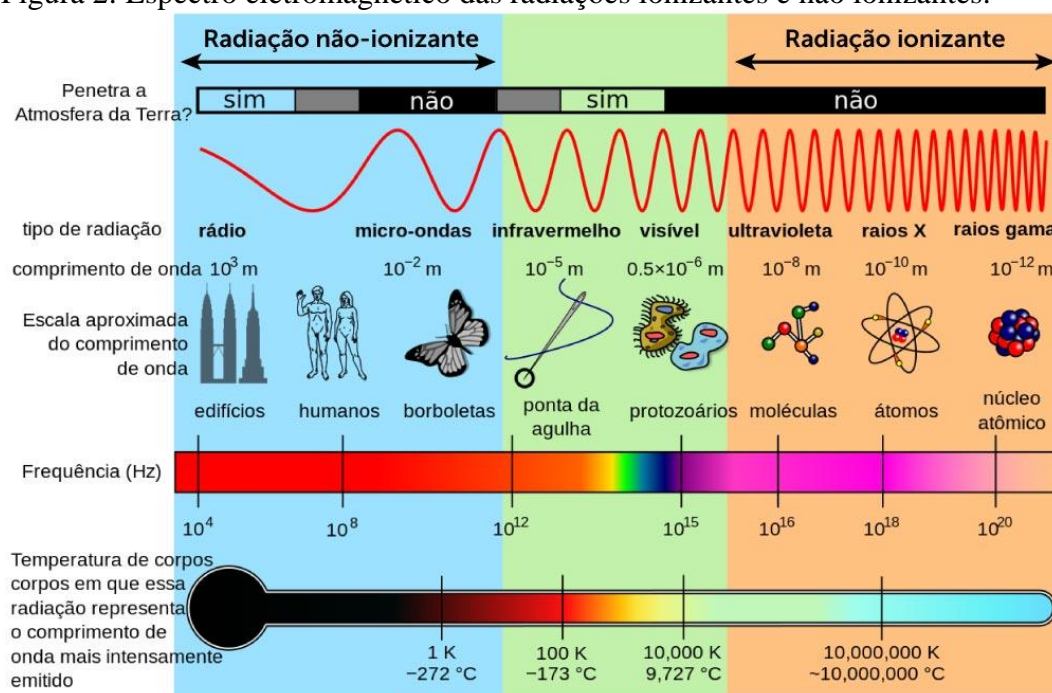
neutrinos<sup>1</sup>, que atravessam o corpo humano a uma taxa de 50 bilhões de neutrinos por segundo.

A essas radiações de baixas frequência de vibração, energia e que não detém poder de ionizar a matéria, ou seja, interagir de modo a arrancar elétrons das camadas eletrônicas do átomo, chamam-se de radiações não ionizantes. Como exemplo temos as radiações eletromagnéticas da luz visível (de frequência inferior a  $3 \times 10^{15}$  Hz e comprimento de onda superior a  $100 \text{ nm}^2$ ), as ondas do infravermelho, micro-ondas, TV e rádio.

Ao passo que a radiação que detém a capacidade de interagir com o átomo ou molécula, e nela seja possível a ejeção de elétron que esteja ligado à camada por forças eletrostáticas, denomina-se ionizante. Esse tipo de radiação se subdivide em radiações diretamente ionizante e indiretamente ionizante.

Radiação diretamente ionizante são as radiações causadas por partículas carregadas, a exemplo de prótons, elétrons, pósitrons, partículas alfas; enquanto a radiação indiretamente ionizante é descarregada eletricamente, como os fótons (raios X e gama) e nêutrons. Para ilustrar a classificação das radiações, é apresentada a Figura 2.

Figura 2: Espectro eletromagnético das radiações ionizantes e não ionizantes.



Fonte: Braun (2014).

<sup>1</sup> São partículas elementares leves, de massa infinitesimal e bem abundantes no espaço. São produzidas e radiadas pelo corpo humano ao mesmo tempo que este é atravessado por uma quantidade incontáveis delas.

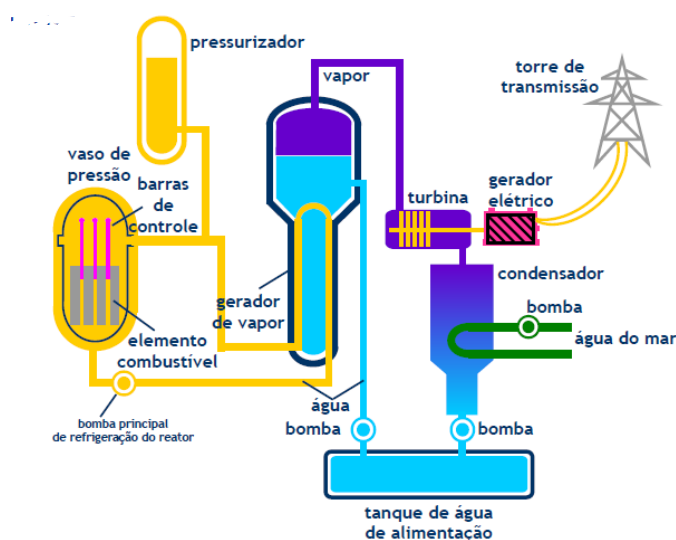
<sup>2</sup> O  $\text{nm}$  é um submúltiplo do metro que equivale a  $10^{-9} \text{ m}$ .

Nota-se um maior poder de ionização a partir do ultravioleta, com um aumento da frequência da oscilação e diminuição no comprimento de onda, que conferem um maior poder de penetração e, portanto, interferências na ordem das menores estruturas celulares e atômicas.

Um das aplicações radioativas é a Nuclear que pode ser dividida em duas: a Energia Nuclear e a Medicina Nuclear. A primeira delas se refere à capacidade de gerar energia elétrica através da fissão nuclear<sup>3</sup> com o elemento Urânio-235 ( $^{235}\text{U}$ ) dentro de um reator nuclear.

A seguir apresenta-se uma ilustração simplificada de como ocorre o processo desde a fissão no vaso de pressão até a energia elétrica chegando até as torres de transmissão (Figura 3).

Figura 3: Representação de um reator nuclear.



Fonte: Cardoso (2012).

A segunda aplicação Nuclear se refere à Medicina que utiliza radioisótopos<sup>4</sup> para o diagnóstico e tratamentos de câncer. Estes, administrados ao paciente passam a produzir radiação que é ligeiramente detectada pelos traçadores radioativos que realizam o papel de traçar/rastrear o percurso percorrido pelo radioisótopo na região irradiada.

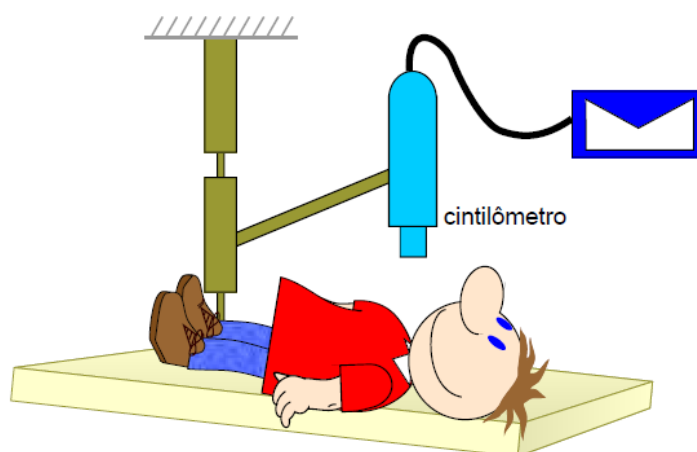
<sup>3</sup> Fissão nuclear é um processo nuclear produzido a partir de núcleos instáveis que se desintegram ao serem bombardeados por um nêutron e que resultam numa reação em cadeia.

<sup>4</sup> Radioisótopos são elementos químicos radioativos utilizados em exames de diagnóstico e/ou tratamento de patologias, inclusive o câncer, com o objetivo de verificar o metabolismo de determinado órgão ou região do corpo.

O radioisótopo é formado por elemento químico que é biologicamente absorvido por algum órgão ou região do corpo humano, a exemplo do Iodo-131 que se liga à glândula tireóide, onde se fixa. Para diagnóstico, ao paciente é administrado uma dose de Iodo-131 que é absorvido pela glândula e realizada uma detecção com o traçador que verifica o padrão de absorção do radioisótopo pela glândula, desta forma determina-se se há alguma anormalidade, portanto, anomalia.

A seguir, se apresenta a Figura 4 com a ilustração de um paciente administrado com radioisótopo e sendo mapeado com o cintilômetro.

Figura 4: Ilustração de um paciente administrado com radioisótopo e sendo mapeado com o cintilômetro.



Fonte: Cardoso (2012).

É importante não esquecer de outras aplicações das radiações ionizantes em áreas como agricultura, atuando no controle de pragas e na conservação de alimentos, a exemplo de cebolas e batatas (CARDOSO, 2012).

O processo de radiação que produz a ionização são fenômenos explicados pela Física Moderna tem efeitos importantes na produção de imagens, diagnósticos e tratamentos de patologias. Esses fenômenos serão explanados na seção abaixo.

### 2.2.1 Interação da radiação com a matéria: efeito fotoelétrico, Compton e produção por pares

De acordo com Okuno (2010), ionização e excitação acontecem mediante a deposição de energia pela radiação ionizante na região incidente, o que acarreta interação com os elétrons do material alvo. Tais efeitos podem ser biológicos, desde que aplicados a algum tecido ou órgão. Radiações do tipo diretamente ionizante propiciam efeitos importantes no

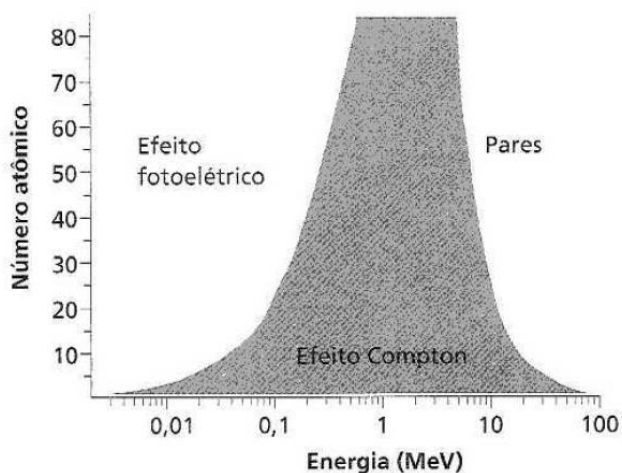
estudo dos efeitos biológicos, pois tem os fótons podem interagir com os elétrons da molécula e do átomo.

Tais interações têm efeitos que dependem substancialmente da radiação emitida e do material alvo; interagem através de campos eletromagnéticos para interações fotônicas. As radiações do tipo *x* e *gama* interagem de modo estocástico<sup>5</sup> com os tecidos, produzindo números insignificantes de interações durante sua transmissão pelo material. Os três principais fenômenos físicos relacionados à ionização e deposição de energia radioativa nos tecidos são os: efeitos Fotoelétrico, Compton e Produção por pares.

Para cada um dos fenômenos citados há uma probabilidade de ocorrência na interação da radiação com a matéria que varia segundo o número atômico do material, energia do fóton e densidade do meio. Ou seja, a probabilidade de ocorrência do efeito Fotoelétrico num tecido ósseo e muscular são diferentes, variando em função da densidade de cada um desses tecidos. Esse tópico será melhor apresentado na secção seguinte.

Apresenta-se o Gráfico 1 que relaciona a probabilidade de manifestação dos três fenômenos na interação com a matéria.

Gráfico 1: Faixas de energia (para os três fenômenos) relacionando-se com o número atômico do material.



Fonte: Okuno (2010).

Neste gráfico, nota-se que, para baixas energias fotônicas e alto número atômico, há prevalência do efeito fotoelétrico, enquanto que para altas energias o efeito mais acentuado é o da produção por pares.

<sup>5</sup> Estocástico é um padrão indeterminado, que depende de eventos probabilísticos para ocorrer.



Sobre estes efeitos, para uma discussão mais aprofundada do ponto de vista físico, comenta-se sobre cada um deles, separadamente.

Especificamente sobre o efeito Fotoelétrico, segundo Knight (2009), em 1886, Hertz foi o pioneiro a produzir ondas eletromagnéticas artificiais. Através de seus experimentos com bobinas e fios de cobre, pôde comprovar que as ondas de luz, produzida pelas centelhas, eram transmissíveis através do ar, corroborando a teoria de Maxwell que por meio de suas previsões e equações unificou duas áreas da Física até então distintas: a Ótica e o Eletromagnetismo. Hertz confirmou as propriedades das ondas de luz como reflexão, refração e polarização, previstas na teoria eletromagnética de Maxwell (TIPLER, 2014).

Naquela ocasião ele descobriu um fenômeno inesperado: observou que uma luz ultravioleta incidente sobre um eletroscópio negativamente carregado poderia ser descarregada pela ejeção de cargas negativas de sua superfície. Em 1889, Thomson demonstrou que as cargas negativas seriam os elétrons. A esse fenômeno nomeou-se de efeito fotoelétrico. Aos elétrons provenientes desse fenômeno passaram a se chamar fotoelétrons.

Em 1900, Phillip Lenard (discipulo de Hertz) realizou algumas observações e pôde perceber algumas características acerca do novo fenômeno. Observou que a corrente elétrica emitida a partir da ejeção de fotoelétrons variava em função do potencial de corte, da frequência e intensidade da luz incidente.

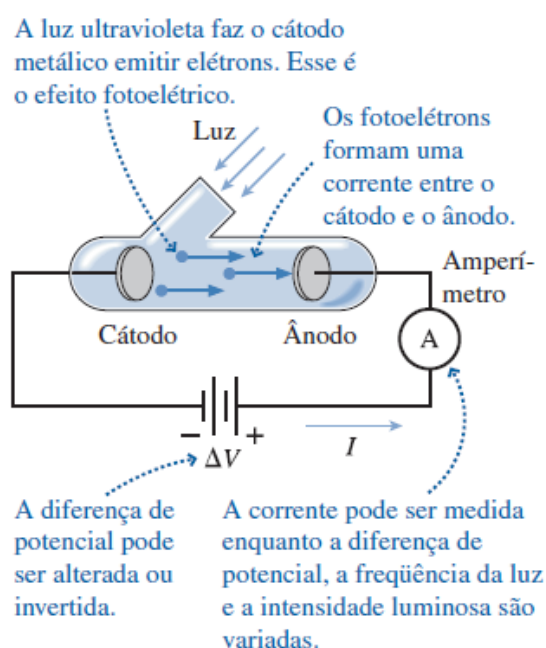
Diante disto, Lenard, como afirmado por Knight (2009), enumerou os seguintes postulados:

1. A intensidade da corrente elétrica  $I$  é diretamente proporcional à da luz incidente;
2. A corrente elétrica  $I$  surge instantaneamente com a incidência da luz em cerca de  $\sim 0,1$  s;
3. Fotoelétrons são ejetados a partir do momento em que a energia do fóton incidente supera a função trabalho  $W$ ;
4. A magnitude da frequência de corte depende do material (metal) irradiado;
5. A diferença de potencial  $\Delta V$ , se for positiva, a corrente não varia com o aumento de  $\Delta V$ ; caso seja negativa, a corrente decresce até atingir o valor nulo, o que configura o potencial de corte  $V_{corte}$ ;
6. O  $V_{corte}$  admite valor único e não varia com intensidades de correntes diferentes.

De acordo com a Teoria da Física Clássica, é necessário fornecer energia a um sistema para que ele emita uma nova forma de energia através da conservação de energia, ou seja, uma espécie de energia se convertendo em outra. No efeito fotoelétrico não é diferente, é necessário fornecer luz eletromagnética (radiação) além do ultravioleta para que *fotoelétrons* sejam ejetados do metal.

Com o propósito de ilustrar o efeito Fotoelétrico obtido por Lenard, se apresenta a Figura 5.

Figura 5: Representação do tubo de vidro para experimento do Efeito Fotoelétrico.



Fonte: Knight (2009).

A seguir, é apresentada a equação que rege as condições para a obtenção do fenômeno.

$$K_{máx} = K_e - W$$

Esta equação determina a energia mínima a fim de que os fotoelétrons possam ser emitidos a partir do material, sendo estabelecida pela diferença entre a energia fornecida pelo elétron  $K_e$  através da radiação e a função-trabalho  $W$  que depende de cada metal.

A função-trabalho  $W$  para ser atingida, depende de uma diferença de potencial  $\Delta V$  estabelecida entre os eletrodos cátodo (-) e ânodo (+).

O potencial de corte é, assim, definido pela seguinte equação:

$$V_{\text{corte}} = \frac{K_{\text{máx}}}{e}$$

Logo, esse potencial de corte estabelece a energia máxima do elétron que irradia a superfície metálica.

É oportuno aqui destacar que, Albert Einstein, físico alemão, no Efeito Fotoelétrico aos 26 anos e depois de ter concluído seu doutorado no Instituto Politécnico de Zurique – Suíça, conseguiu um emprego no Escritório de Patentes de Berna. Lá ele tinha acesso a diversos artigos e trabalhos científicos, de tal forma que dispunha de tempo suficiente para pensar sobre os fenômenos Físicos (KNIGHT, 2009). Na Figura 6, tem-se Albert Einstein, à época de 1905.

Figura 6: Albert Einstein à época de 1905.



Fonte: Knight (2009).

Em 1905, considerado o ano miraculoso, Einstein lançou dois artigos que mudariam a história da Física. Um sobre a relatividade, e o segundo a respeito da radiação eletromagnética da luz. Neste segundo artigo ele propôs uma solução para explicar o Efeito Fotoelétrico estudado por Lenard. A ideia consistia em bases científicas desenvolvidas 05 anos antes pelo físico alemão Marx Planck que determinou a quantização da radiação térmica (energia térmica) emitida pelo corpo negro. Para Planck, a energia se apresentava em pacotes discretos de energia a que ele chamaria de *quantum*. Determinou quanticamente a energia em múltiplos de uma grandeza, chamando-a de constante de Planck  $h$ .

$$E = 0, hf, 2hf, 3hf, \dots,$$

$$\text{Com } h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s} = 4,14 \cdot 10^{-15} \text{ eV}\cdot\text{s}.$$

Einstein baseou-se nas ideias de Planck sobre a quantização e determinou que a radiação eletromagnética da luz era análoga a da térmica e portanto, deveria obedecer à seguinte equação:  $E = h \cdot f$ . Ele passava a acreditar que a luz não era um espectro contínuo, mas descontínuo e se apresentava em pacotes discretos e definidos a que ele atribuiu de quantum de luz. Diante de tais ideias, ele pode contrapor as ideias clássicas de Lenard para explicar o fenômeno Fotoelétrico.

Baseado em tais ideias, Einstein pôde explicar as lacunas teóricas da Teoria de Lenard, baseadas na ainda Física Clássica. Na verdade, as discrepâncias eram duas: a da frequência limiar e a da instantaneidade da corrente elétrica.

A primeira se refere a uma frequência de limiar  $f_0$  defendida por Lenard, o que não se evidenciou experimentalmente. Constatou-se que a mesma não existia, pois mesmo sofrendo variação, a ejeção de fotoelétrons existia. O que de fato existia era o potencial de corte. A segunda delas se origina da ideia defendida por Lenard de que os fotoelétrons se originavam de emissão de temperatura (fotoelétrons eram ejetados do material com o aumento da temperatura). Isso não se verificava na prática porque deveria haver um tempo até que o metal esquentasse para que pudessem ser emitidos os fotoelétrons a partir dele. O que se evidenciava era uma emissão quase que instantânea, levando-se a constatação de que não há dependência com a temperatura (KNIGHT, 2009).

Diante de tais inconstâncias, como citado Knight (2009), por Einstein explicou quanticamente o que ocorria no Efeito Fotoelétrico através de três postulados seguintes:

- A luz de frequência  $f$  consiste em quanta discretos, cada qual com energia  $E = hf$ . Cada fóton viaja à velocidade da luz  $c$ ;
- Os quanta de luz são emitidos ou absorvidos integralmente. Uma substância pode emitir 1, 2 ou 3 quanta, mas não 1,5 quantum. Analogamente, um elétron de um metal não pode absorver meio quantum, e sim, apenas um número inteiro deles;
- Um quantum de luz, quando absorvido pelo metal, transfere a totalidade de sua energia a um único elétron.

Por apresentar uma explicação satisfatória que condizia com os dados experimentais, Einstein foi laureado com o prêmio Nobel de Física em 1921 (KNIGHT, 2009).

Delimitando o Efeito Compton, no ano de 1916, Einstein associou um *quantum* de luz ao momento linear de um fóton de energia, através da equação abaixo:

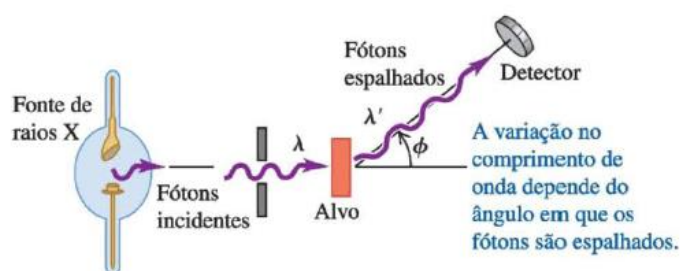
$$p = \frac{hf}{c} = \frac{h}{\lambda} \text{ (momento linear do fóton)}$$

Considerando  $c = \lambda \cdot f$ ,  $c$  é a velocidade da luz no vácuo e equivale a  $\sim 3 \cdot 10^8$  m/s. Essa equação descreve o choque do fóton com um elétron do material atingido. A partir do instante da colisão, o fóton transfere parte de sua energia para o elétron, obedecendo os princípios clássicos de colisão.

O físico estadunidense Arthur Compton, em 1923, da Washington University, fez incidir um feixe de raios X sobre um elemento de carbono e como resultado obteve um comprimento de onda diverso do apresentado inicialmente pelo raio X ( $\lambda = 71,1 \text{ pm}$ ), com o  $p = 10^{-12}$ . Lembrando que o comprimento de onda espalhado  $\lambda'$  apresenta comprimento maior que o incidente e com dependência do ângulo de espalhamento (HALLIDAY, 2009, p. 191). A essa diferença de comprimentos de onda atribui-se a variável  $\Delta\lambda$ .

Abaixo, com demonstrado na Figura 7, apresenta-se a ilustração do experimento de Compton.

Figura 7: Representação do experimento para detecção do Efeito Compton.



Fonte: Sears (2016).

Classicamente os raios X são ondas eletromagnéticas senoidais e deveriam transmitir toda a frequência, comprimento de ondas e propagação senoidal para o elétron alvo, mas não ocorre dessa forma.

Compton realizou seus cálculos levando em consideração as interações relativísticas combinadas com conservação da quantidade de energia e colisões, tendo em vista de se tratar de um choque entre um fóton e um elétron do alvo (SEARS, 2016).

Considerando a energia do fóton incidente como  $E = h.f$ , a do espalhado como  $E' = h.f'$ . As seguintes relações são válidas:  $p = \frac{h.f}{c} = \frac{h}{\lambda}$ ;  $E = m.c^2$ ;  $p = m.c$ ;  $E = p.c$

Idealizando a possibilidade do elétron está em repouso, de maneira que seu momento linear é zero e sua energia é  $m.c^2$ , após o choque ele passa a possuir momento linear  $P_e$  e energia  $E_e^2 = (m.c^2)^2 + (p_e.c)^2$ ; e o fóton se move relativisticamente em direção ao elétron-alvo com momento linear  $p$  e energia inicial  $p.c$ , após o choque adquire momento linear  $p'$  e energia  $p'.c$ .

Desta maneira, utiliza-se a conservação da energia e colisões a fim de dedução da equação do espalhamento de Compton.

$$p.c + m.c^2 = p'.c + E_e \quad (2.1)$$

Reorganizando os termos, chega-se à expressão abaixo

$$(p.c - p'.c + m.c^2)^2 = E_e^2 = (m.c^2)^2 + (P_e.c)^2 \quad (2.2)$$

Utilizando a Lei da Conservação do Momento Linear obtemos a seguinte relação:

$$p = p' + P_e$$

ou

$$P_e = p - p' \quad (2.3)$$

Aplicando a equação acima (2.3) com a lei dos cossenos, obtém-se:

$$P_e^2 = p^2 - p'^2 - 2.p.p'.\cos\theta \quad (2.4)$$

Substitui-se a equação (2.4) na (2.2). Coloca-se  $c^2$  em evidência e divide-se tudo por  $(p.p')$ , obtendo a seguinte equação:

$$\frac{m.c}{p'} + \frac{m.c}{p} = 1 - \cos\phi \quad (2.5)$$

E aplicando-se as seguintes relações  $p' = \frac{h}{\lambda'}$ ;  $p = \frac{h}{\lambda}$  e multiplicando por  $\frac{h}{m.c}$  na equação (2.5), obtém-se a equação do espalhamento.

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{mc}(1 - \cos \phi) \quad (2.6)$$

Postas as considerações da probabilidade de manifestação dos fenômenos na interação com a matéria: Efeitos Fotoelétrico e Compton, é chegado o momento de se discutir sobre o Efeito Produção por Pares.

De acordo com Sears (2016), tal fenômeno também é originário das interações dos raios X com a matéria, porém, predominante na faixa das altas energias. Ocorre quando um feixe de raios X inicialmente com energia de 1,022 MeV<sup>6</sup>, interage com o núcleo atômico de um átomo-alvo do receptor. O fóton (sem massa) desaparece completamente ao se aproximar do núcleo dando origem a um par elétron-pósitron<sup>7</sup>, com cargas (-) e (+), respectivamente. Tudo isso só é possível devido a Teoria da Relatividade Especial de Einstein que estabelece a relação  $E = m.c^2$ . Obedece também ao Princípio da Conservação da Energia e passa a ter 0,511 MeV para cada elemento do par.

O processo invertido também acontece quando o pósitron gerado no evento anterior encontra outro elétron de um outro átomo em seu percurso e os dois se aniquilam. O que pode ser evidenciado pelo princípio da conservação de energia:  $(-e) + (+e) = 0$ .

Neste processo de aniquilamento há a produção de dois novos fótons (ou eventualmente três) que viajam diametralmente no espaço e somados retomam os 1,022 MEV iniciais do fóton de raios X.

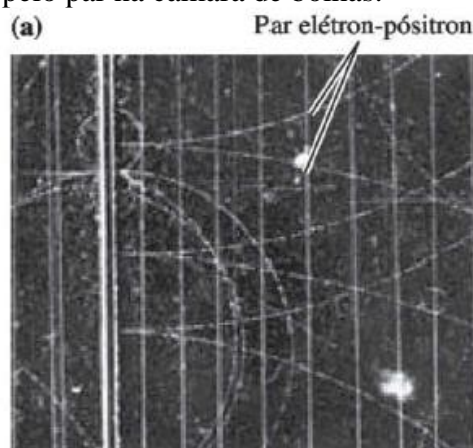
A seguir, fotografia da produção de pares e a ilustração do processo de produção e aniquilação, respectivamente, representadas nas Figuras 8 e 9.

---

<sup>6</sup> MeV é uma unidade de medida da energia das partículas relativísticas.

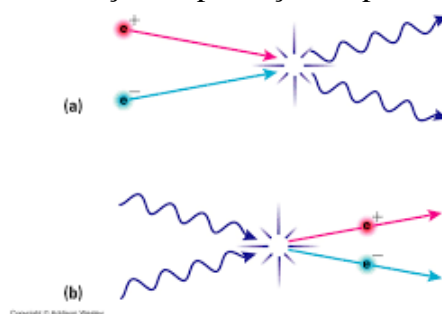
<sup>7</sup> Pósitron é uma partícula de mesma massa do elétron e carga elétrica oposta.

Figura 8: Fotografia de rastros produzido pelo par na câmara de bolhas.



Fonte: Sears (2016).

Figura 9: Ilustração da produção de pares e aniquilação.



Fonte: Munhoz (s.d).

### 2.3 Coeficientes de atenuação e escala de Hounsfield

O espalhamento e absorção de raios X na matéria são propriedades que podem determinar desde o nível de energia empregada até o tipo de tecido irradiado, posteriormente, produzindo imagem através da Tomografia Computadorizada<sup>8</sup> (TC), podendo ser mensuradas através do coeficiente de atenuação linear.

No efeito Fotoelétrico, o fóton é absorvido, enquanto no Compton, é espalhado, podendo contribuir para ruídos na imagem produzida, acarretando em perdas ou não na qualidade da imagem obtida na TC.

<sup>8</sup> Tomografia computadorizada é um exame de imagens radiográficas que utiliza os raios X e algoritmos para produção de imagens mais detalhadas (permitindo uma diferenciação dos tecidos) que as radiografias convencionais.



O efeito Compton diferencia os materiais de composições químicas diferentes, não obtendo tanto sucesso em tecidos moles, pois apresentam densidades semelhantes. Tendo a anatomia diferenciada pelo efeito Fotoelétrico por atuar com baixas energias.

A interação dos fótons de raios X com o tecido corporal e a forma como cada um deles é absorvido nomeia-se de coeficiente de atenuação linear. Se resume numa média estabelecida dos diferentes tecidos que irradiados podem ser visualizados em alguma medida devido à absorção sofrida pelos efeitos Fotoelétrico ou Compton. É simbolizado pela letra grega  $\mu$ , a letra grega mu (KANE, 2009).

A Tabela 1 traz as relações dos coeficientes de atenuação e densidades de tecidos.

Tabela 1: Coeficiente de atenuação para 60 KeV e densidade de alguns materiais importantes para raios X na medicina imagiológica.

Absorção do material	Coeficiente de atenuação para 60 KeV, $\mu$ ( $\text{cm}^{-1}$ )	Densidade $\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )
Gordura.	0,1788	0,91
Tecido mole que não seja gordura (músculos, fluidos corporais).	0,2045	1,00
Água.	0,2055	1,00
Cérebro.	0,2061	1,00
Ar.	$\sim 3 \cdot 10^{-4}$	0,00129
Osso.	0,466 a 0,548	1,65 a 2,00

Fonte: Kane (2009).

De acordo com a Tabela 1, é possível comparar os coeficientes de atenuação do osso e da gordura na faixa de 60 keV. Identifica-se que o osso por possuir uma densidade maior que o gordura, facilita uma absorção dos raios X pelo tecido ósseo, o que implica num maior coeficiente de atenuação; a gordura por possuir o coeficiente de atenuação menor, a transmissão da radiação se torna maior através dos seus tecidos.

É importante frisar que, cada material tem seu próprio coeficiente de atenuação, pois o mesmo é obtido segundo uma média que envolve os elementos químicos envolvidos no tecido corporal (em específico).

Há equações que relacionam grandezas como intensidade dos raios X emitidos sobre os tecidos e contrastes, ambos importantes para uma melhor definição e qualidade na produção da imagem radiológica. Embora elas possuam coeficiente de atenuação em suas equações, não será objeto de apresentação desta secção as equações citadas, pois já relacionam outra parte do assunto diverso do apresentado aqui.

A escala de Hounsfield (HU) também chamada de tons de cinza foi uma homenagem a seu criador. Ele imaginou uma escala que pudesse ser utilizada para diferenciar os tecidos na imagem radiológica. Determinou como referência o HU da água como 0. Esses tons podem apresentar alguma variação de tonalidade a depender da energia do feixe empregada nos tecidos-alvo (KANE, 2009).

Na Tabela 2 são relacionados os tecidos às unidades de HU e o tom de cinza associado.

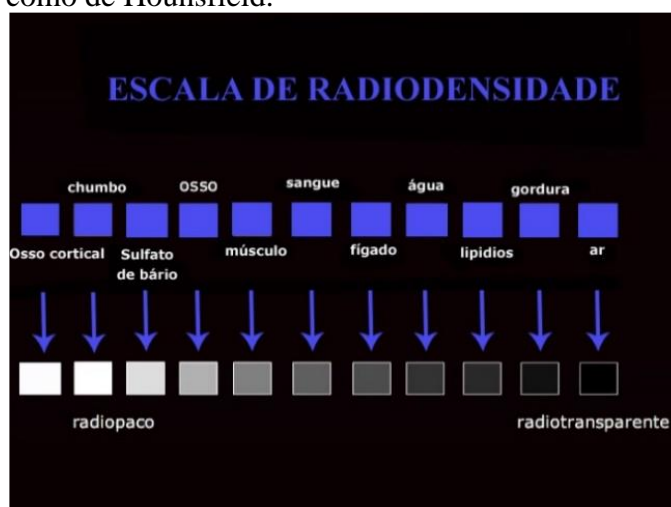
Tabela 2: Relação dos tecidos às unidades de HU e o tom de cinza associado.

Densidade	Unidades Hounsfield	Cor
Meio de contraste	+100 a 1000	Branca brilhante
Osso	100	Branca
Água e partes moles	0 a 100	Cinza médio
Gordura	-100 a -60	Cinza escuro
Ar	-1000 a -120	Preta

Fonte: Lara Filho (2013).

Abaixo representamos através da Figura 10 a escala de Radiodensidade e seus valores em HU e tonalidades correspondentes.

Figura 10: Escala de Radiodensidade também conhecida como de Hounsfield.



Fonte: Disponível em: <http://www.radioinmama.com.br/historia-datografia.html>

Os tons de cinza são apresentados mais bem distribuídos e especificados, quando comparados à tabela anterior.

## 2.4 Raios X e suas aplicações na indústria

No início do descobrimento dos raios X por Röntgen em 1905, as aplicações se restringiam às radiografias de partes do corpo humano. No decorrer dos anos, notou-se um alargamento das aplicações dos raios X, destacando-se áreas da indústria e saúde.

Na indústria, como mostrado na Figura 11, há algumas aplicações como Inspeção Corporal. Estes aparelhos são muito comuns em portos e aeroportos, também chamados de *Bodyscan*. Têm a função de detectar metais, armas, drogas, explosivos e mais algumas substâncias ou materiais ilícitos (GROUP, 2020).

Figura 11: *Bodyscan* em atividade numa estação de metrô.



Fonte: Group (2020).

Outra aplicação, o que pode ser observado na Figura 12, se refere à radiografia industrial, ramo destinado à inspeção de dutos industriais que objetiva assegurar o controle de qualidade dos dutos e desta maneira, evitar fissuras que possam comprometer a peça e parte considerável da estrutura relacionada. Utilizam-se fontes radioativas de Ir-192, Se-75 e Co-60 ou equipamentos emissores de raios X como forma de inspecionar o material em questão, podendo ser dutos de navios, industriais, aviação, petróleo, dentre outros (GROUP, 2020).

Figura 12: Aparelho de radiografia aplicado às tubulações.



Fonte: Disponível em: <https://www.trkd.org.tr>

Assim, uma terceira aplicação seria na mineralogia (ciência que estuda os minerais). Através da difração por raios X é possível identificar as partículas de argilas e outros minerais presentes. Outra técnica associada aos estudos de cristais, chamada de cristalografia, utilizada para obtenção do arranjo estrutural e, desta forma, realizar estudos quanto à sua melhor aplicabilidade, grau de dureza, dentre outras características estudadas na área de ciências dos materiais (MINERAÇÃO, s.d).

Em linhas gerais, considerando as três aplicações mencionadas dos raios X na indústria, constata-se a enorme contribuição dos raios X em tecnologias médicas, industriais e comerciais, o que evidencia o tão necessário se torna a divulgação científica de tal fenômeno físico entre a sociedade, sobretudo nos espaços escolares.

### **3 RADIOTERAPIA CONVENCIONAL E HADRONTERAPIA**

Nesta Seção serão apresentadas algumas características gerais em termos de estudos de formação do câncer, bem como de suas formas de tratamentos à base de radiações ionizantes: a tradicional Radioterapia e a Hadronterapia.

#### **3.1 Formação de uma célula cancerígena**

No empreendimento das discussões relacionadas à essa temática, se recorreu ao material ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer (BRASIL, 2018b), produzido pelo Ministério da Saúde, do Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). Assim, inicialmente, se enfatiza que, o câncer é uma doença conhecida desde à antiguidade (cerca de 5 milênios antes de Cristo). É sabido que Hipócrates<sup>9</sup> foi o primeiro a pronunciar a palavra *karkínos*, que em grego significa caranguejo, atualmente conhecida por câncer (BRASIL, 2018b).

Diante do exposto, se faz oportuno enfatizar que, o processo de formação da maioria das células cumpre um ciclo de vida que vai desde seu surgimento, através da divisão celular, passando pela multiplicação até seu desfazimento (morte), a exemplo das epiteliais. Tal processo natural e contínuo, para algumas células, não necessariamente indicam um distúrbio, mas um processo natural e necessário para a renovação celular e, portanto, a manutenção da vida.

Desta forma, o câncer se define pela capacidade de divisão celular de modo desordenado; sua proliferação em outras estruturas orgânicas, ocasiona um mal funcionamento das estruturas, o que pode acarretar na morte de tecidos e órgãos vitais.

No formato do crescimento controlado de células, estas aumentam a uma proporção limitada por aspectos fisiológicos ou patológicos. São consideradas células normais

---

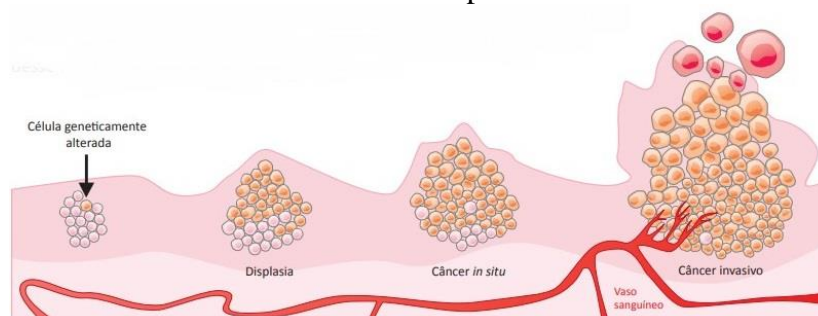
<sup>9</sup> Médico grego considerado o “pai da medicina”, vivendo entre 460 e 377 a.C

e podem ser do mesmo grupo que compõe a região, ou de grupos diferentes. A título de exemplos, têm-se a hiperplasia, a metaplasia, sendo que:

- Hiperplasia pode ocorrer na forma fisiológica a fim de atender a uma necessidade específica do organismo. Exemplo: glândulas mamárias se multiplicando durante a gestação;
- Metaplasia é um processo de multiplicação e reparação de células normais que se divergem daquelas oriundas de dada região. Exemplo: Aplica-se aos fumantes que têm substituídos seus epitélios de revestimento pseudoestratificado ciliado que reveste os brônquios por um tecido formado por células diferentes, o epitélio escamoso estratificado (BRASIL, 2018b).

Isto posto, outra possibilidade de crescimento celular seria no formato descontrolado, sendo que este ocorre através da displasia. Neste modelo, as células modificadas apresentam características diferenciadas quanto a tamanho, à forma, dentre outras. Desse modo, ocorre um crescimento desordenado no tecido epitelial, sobretudo, no epitélio metaplásico. Neste caso, uma região que é observada com razoável facilidade seria a dos epitélios de revestimento do colo do útero. Na Figura 13, se descreve o processo de displasia.

Figura 13: Ilustração do desenvolvimento desordenado de células através da displasia.



Fonte: Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/livro-abc-4-edicao.pdf>

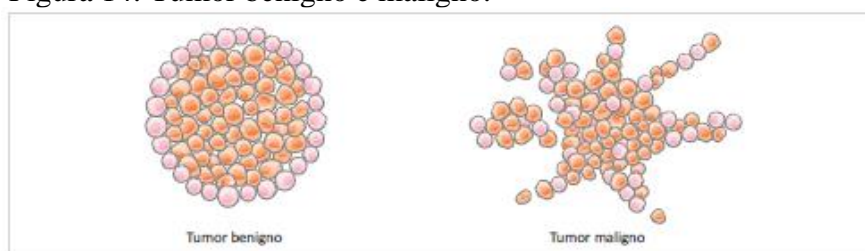
Esta Figura descritiva da displasia ocorre com uma massa tumoral, em decorrência da reprodução celular descontrolada após os estímulos responsáveis por sua formação. A este processo nomeia-se de neoplasias (câncer *in situ* e câncer invasivo), conhecido popularmente por tumores.

As neoplasias classificam-se em benignas ou malignas. Quanto às benignas estas ocorrem de maneira organizada, lenta e têm formato definido. Não invadem os tecidos

adjacentes, mas adquirem proporções de modo a dificultar ou limitar o funcionamento de alguns órgãos ou estruturas. Por sua vez, as malignas apresentam uma multiplicação mais acelerada e descontrolada e têm capacidade de invadir tecidos adjacentes ou vizinhos. Sofrem a divisão celular do tipo metástase<sup>10</sup>, podendo ser resistentes a tratamentos, ocasionando a morte do paciente.

Na Figura 14 estão representadas as formas dos dois tipos de proliferação tumoral.

Figura 14: Tumor benigno e maligno.



Fonte: Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/livro-abc-4-edicao.pdf>

Ainda sobre essa discussão, outra classificação que se considera necessária relacionada aos tumores, se refere à sua capacidade em ser invasivo ou não invasivo.

Do exposto, os não invasivos são aqueles que não detêm a capacidade de se espalhar por tecidos adjacentes; se restringem à região na qual se formam. Já os invasivos atuam de maneira oposta aos não invasivos, ou seja, se proliferam para outras regiões do corpo, dando origem a outros tumores nas regiões atingidas. A esses novos focos de proliferação se nomeiam de metástase.

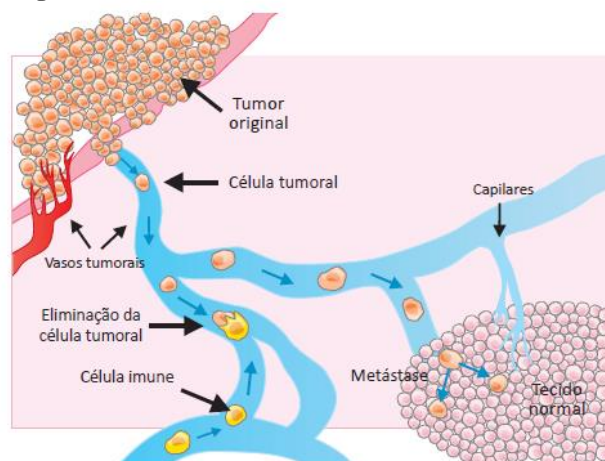
Os tumores do tipo invasivo se apresentam como verdadeiros desafios aos tratamentos de câncer, dificultando aqueles realizados por meio cirúrgico, ocorrendo a necessidade de recorrer a outros tipos de tratamentos (BRASIL, 2018b).

Para melhor caracterizar tal situação, se apresenta a Figura 15.

---

<sup>10</sup> É um processo de desprendimento e disseminação do tumor principal por outros tumores originários e que se proliferam para outras regiões distintas.

Figura 15: Ilustração da proliferação de tumor do tipo invasivo.



Fonte: Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/livro-abc-4-edicao.pdf>

### 3.2 Doses de radiação aplicadas a tumores

Um exemplo de uma relação analógica estabelecida entre doses de radiação aplicada a tumores e doses de drogas administradas a dada população (pessoas, animais, etc), pode ser expressa da seguinte forma: determinada população pode morrer se submetida ao contato com drogas e o tempo necessário para a conclusão do evento. Tomando como exemplo o evento 50/30, isto significa que, 50% da população em contato com alguma droga tem chance de morrer num intervalo de 30 dias.

Por outro lado, este evento não se enquadra a doses de radiação aplicadas a tumores, tendo em vista apresentar inúmeras particularidades como: tipo de aparelho utilizado para irradiar, dose administrada, região do corpo irradiada, tempo de exposição da radiação, dentre outras métricas.

Exposições altas de radiação podem levar um paciente a óbito, porém àquelas em pequenas quantidades durante um tempo prolongado, também podem levar à morte. Essa radiação pode ser mensurada em MBq (Mega Becquerel) sendo aplicada em pequenas quantidades a centenas por sessão nos tratamentos radioterápicos. A radiação tem seu ciclo de vida baseado em meias-vida e pode permanecer durante um período no corpo humano.

Uma quantidade determinada de radiação é irradiada no corpo, mas apenas uma proporção dessa radiação é absorvida pelo corpo. Há uma quantificação para uma quantidade de radiação ionizada no ar por raios X ou gama: o Röntgen (R). A título de esclarecimento, um Roentgen é a relação entre a carga elétrica que ioniza o ar por kg, equivalente a  $R = 2,58 \times$



$10^{24}$  Coulomb/kg. Há outras unidades de medida para radiação: o cinza (Gy) e o rad. Um Gy corresponde a 1J/kg e um rad corresponde a 0,01 Gy.

Quantidades específicas de doses de radiação dão a ideia de quanto cada região pode receber e absorver a fim de produzir determinado efeito, como por exemplo:

- 1 a 10 Gy: para todo o corpo ou alguns órgãos mais sensíveis pode causar a morte;
- Dezenas de dose Gy: são utilizadas durante semanas em frações menores, sendo administrado doses menores diariamente;
- $m^{11}$ Gy: utilizadas em exames de raios X, mamografia, etc.

Também há outras formas de mensurar a absorção de doses iguais e tipos de radiação diferentes, a exemplo de radiação por emissão de elétrons e gama. A esta quantidade de absorção ao longo dos tecidos se atribui de Transferência de Energia Linear (LET), sendo que esta pode variar em função de radiações com doses iguais mais de elementos diferentes como radiação alfa e raios X, para danos ao tecido biológico, implicando, possivelmente, em diferentes danos.

A essa capacidade de mensurar os danos e efeitos ao tecido biológico, se atribui o nome de Efeito Biológico Relativo (RBE). Esta se traduz como a razão entre a quantidade de uma partícula padrão para causar o mesmo dano biológico que a partícula em estudo. Eis alguns exemplos de RBE:

- Raios-X, raios gama e partículas beta (elétrons e pósitrons) são padronizados com RBE de 1,0;
- Partículas alfas têm um RBE de cerca de 20;
- Nêutrons têm valores variando de 5 a 20.

Como efeito exemplificativo, imagina-se RBE = 2,0 e RBE =0,5, significa que a primeira apresenta um dano biológico 2 vezes maior que os valores padrões, enquanto, que a segunda apresenta um dano biológico reduzido à metade em relação aos valores padrões (1).

Diante dessas considerações, a medida de uma dose equivalente em Sievert (Sv) corresponde ao produto da Gy pelo RBE, representada pela equação:

$$Sv = Gy * RBE$$

Dessa maneira, as doses de radiação são mensuradas e aplicadas a diagnósticos por imagem ou células cancerígenas. É importante enfatizar que os pormenores não estão

---

<sup>11</sup> Submúltiplo que corresponde a  $10^{-3}$ .

totalmente detalhados nessa seção. Para maior aprofundamento, se recomenda a leitura do livro *“Introduction to Physics in Modern Medicine”*, da pesquisadora Kane (2009).

Na subseção seguinte serão discutidos os conceitos fundamentais da Radioterapia convencional.

### **3.3 Radioterapia convencional à base de raios X e fótons**

Segundo Teles (2006), a Radioterapia é uma terapia baseada em radiações ionizantes para tratar pacientes acometidos por tumores do tipo maligno ou benigno. Tem como objetivo irradiar uma região tumoral com seus limites bem definidos, causando o menor prejuízo possível a regiões adjacentes, bem como ionizar as células tumorais levando à sua completa destruição e, assim, prolongar a sobrevivência do paciente. Além disso, pode ser utilizada também com caráter paliativo, a fim de aliviar dores e manutenção da qualidade de vida do paciente em fase terminal.

É oportuno, ainda, destacar que a radioterapia aplicada em tumores malignos consiste no ato de lançar feixes de fótons sobre regiões ou porções que contêm células malignas. Uma dificuldade associada à dissolução do tumor, se relaciona ao fato deste se espalhar pelo corpo após sofrer metástase. E, dessa forma, dificultar a aniquilação somente de tecidos tumorais, o que implica no atingimento de tecidos saudáveis em regiões vizinhas. Um exemplo seria um tumor localizado no abdômen, que precisaria de feixes de fótons da ordem de MeV para transpor os tecidos mais superficiais e chegar a atingir e aniquilar o tumor selecionado.

Há também as partículas alfa que trabalham na faixa de energia de 4 a 20 MeV<sup>12</sup> e podem ser bem utilizadas para tratar tumores mais superficiais, a exemplo do de pele, de lábios e do pescoço, pois sua capacidade de penetração é pequena, atingindo de 1 a 6 cm nos tecidos.

A radioterapia pode ser aplicada de três formas distintas, a saber:

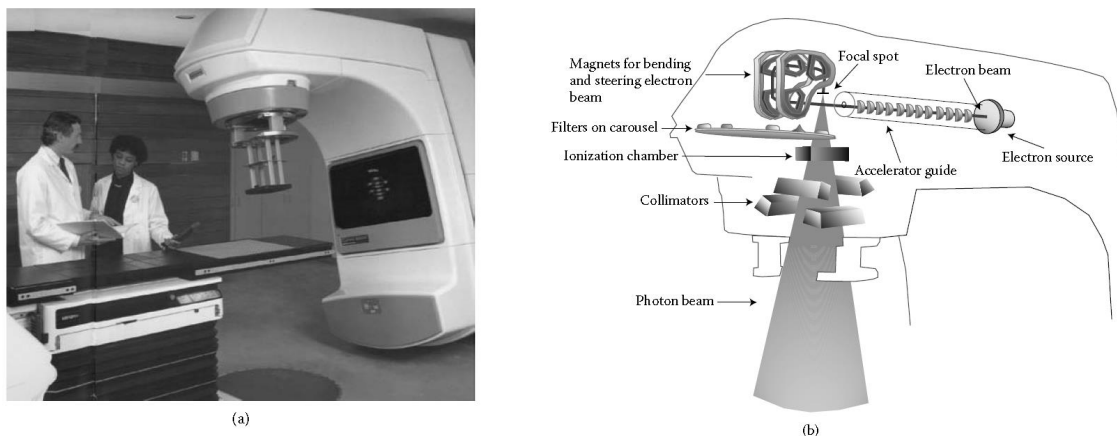
- Radioterapia externa. Trata-se da modalidade que visa atacar o tumor maligno ou benigno através de uma fonte externa de radiação, podendo ser os raios X ou elétrons de alta energia produzidos através de aceleradores lineares. É largamente a mais utilizada entre as demais devido às suas características e regiões nas quais se apresentam os tumores.

---

<sup>12</sup> Múltiplo da unidade de medida para energia radioativa que corresponde a 10<sup>6</sup>.

Na Figura 16 há fotografias com a representação de um acelerador linear utilizado pela radioterapia (à esquerda) e sua composição interna (à direita).

Figura 16: Fotografia do acelerador linear e Representação de partes internas que compõem o acelerador.

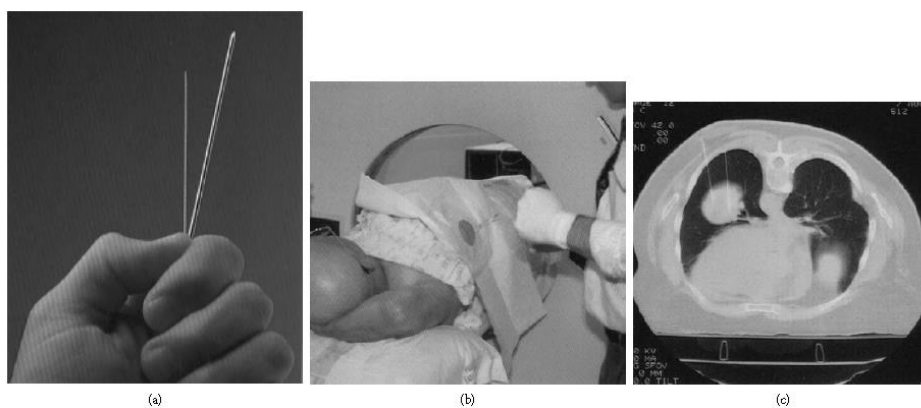


Fonte: Kane (2009).

- Braquiterapia ou fonte não selada. Consiste numa modalidade de radioterapia em que se utiliza uma fonte radioativa próxima das vizinhanças do tumor, o que diminui consideravelmente a exposição radioativa de tecidos saudáveis nas adjacências do tumor é implementada em tumores que estão acessíveis através de cavidades naturais ou por meio de cateteres ou agulhas. Tem aplicações em órgãos reprodutores femininos.

Na Figura 16 se encontram as ferramentas utilizadas na braquiterapia, assim como também as imagens radiológicas das regiões tratadas.

Figura 17: Agulhas radioativas utilizadas no tratamento braquiterápico e paciente imersa num aparelho de TC para melhor análise do acompanhamento (c) TC do tórax com braquiterapia aplicada ao câncer de pulmão.



Fonte: Kane (2009).

- Fonte não selada. Esta também se configura como outro tipo de radioterapia na qual se utilizam fontes radiofármacos<sup>13</sup> a fim de tratar regiões bem específicas, por exemplo: tireóide através do iodo-131 e leucemia com o fósforo-32 (KANE, 2009).

Figura 18: Fonte não selada de radiofármaco.



Fonte: Gomes (2021).

### 3.4 Hadronterapia à base de prótons e íons de carbono

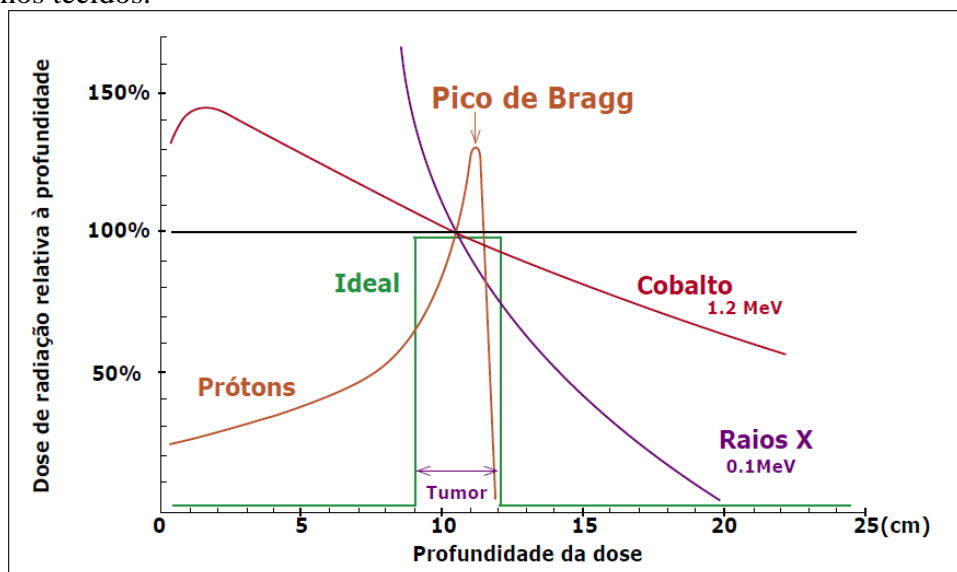
De acordo com Hussein (2005), a Hadronterapia se refere a um tipo de tratamento radioterápico em que se utilizam as partículas pesadas: prótons, íons de carbono e nêutrons. Estes elementos apresentam uma característica diferenciada em relação aos feixes de elétrons (radioterapia convencional), ao irradiar na região a ser tratada; atingem menos os tecidos que estão ao redor e, portanto, preservam mais os tecidos saudáveis. Isso ocorre devido a uma característica peculiar de deposição dessas partículas, chamada de “Pico de Bragg”.

O Gráfico 1 mostra como se comporta essa deposição de energias nos tecidos. Nesse gráfico se observa a comparação entre a deposição de energia dos raios-x, feixe de elétrons (radioterapia convencional) e prótons (Hadronterapia).

---

<sup>13</sup> São compostos radioativos, oriundo da junção de radionuclídeos (isótopos instáveis que detém decaimento nuclear) e alguma substância química, utilizados em diagnóstico e tratamentos em Medicina Nuclear.

Gráfico 1: Representação da dose de radiação *versus* profundidade da dose nos tecidos.



Fonte: Hussein (2015).

Neste gráfico, se observam as diferenças entre as energias depositadas nos tecidos, desde a entrada até regiões um pouco mais profundas, pelo feixe de elétrons (produzido a partir do Cobalto-60) e pelos prótons (Hadronterapia).

Ainda é possível verificar que o feixe de elétrons penetra no tecido com uma energia alta e vai se dissipando à medida que se aprofunda na região; ao passo que os feixes de prótons entram no tecido com uma energia relativamente baixa e vão aumentando gradualmente à medida em que se aprofunda, até culminar com o pico máximo de deposição de energia na região tumoral (HUSSEIN, 2005).

#### 3.4.1 Aceleradores utilizados na Hadronterapia

Para Pivetta (2014), na produção de feixes de partículas, utilizadas na radioterapia, são empregados os aceleradores. Nesse caso, os feixes de elétrons valem-se de um tipo de acelerador chamado de linear; os de prótons e íons de carbono, por sua vez, utilizam os aceleradores circulares chamados de acelerador cíclotron.

O acelerador cíclotron tem por objetivo acelerar prótons e íons de carbono a velocidades próximas de  $2/3$  da velocidade da luz, que é de aproximadamente 225.000 km/s, e

com isso modular a intensidade, utilizando técnica semelhante às da Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT)<sup>14</sup>, a energia para irradiação na região desejada.

No que tange ao custo do tratamento Hadronterápico (à base de prótons) na Europa, conforme afirma Degiovanni (2015), um tratamento completo apresenta um custo médio de cerca de € 20 a 25 mil euros.

O centro de Hadronterapia mais avançado da Europa se localiza na Universidade de Heidelberg – Alemanha. Nele são tratados pacientes com feixes de prótons em sua maioria, cerca de 90% dos tratados, pois é uma terapia mais eficiente que a dos raios X e de duas a três vezes menos energéticas que as de íons de carbono que são empregados em casos mais complicados.

Inaugurado em 2009, esse centro custou € 120 milhões, é composto de um prédio de três andares com 5 mil metros quadrados. Uma estrutura de aço gigantesca, que pesa 670 toneladas e tem 25 metros de comprimento e 13 de diâmetro, conecta-se ao seu síncrotron. E ocupa uma área de 03 andares que são utilizadas para organizar o aparato para envio dos feixes com precisão milimétrica para a sala ao lado.

A seguir, nas Figuras 19 e 20 apresentam-se um pouco do aparato necessário para instalação de um centro médico de Hadronterapia.

Figura 19: Acelerador Cíclotron- Estrutura de 670 toneladas que direciona os feixes de partículas: precisão milimétrica contra tumores.



Fonte: Pivetta (2014).

Figura 20: Sala de Hadronterapia em Heidelberg - hospital universitário de Heidelberg.



Fonte: Pivetta (2014).

<sup>14</sup> Radioterapia de Intensidade Modulada.

São esses e outros pontos que dificultam a instalação de centros como esse no Brasil. Há poucos em operação no mundo.

Listaremos os centros de pesquisa que dispõem da estrutura para esse tipo de tratamento, com base em uma relação ao ano de 2005 (Tabela 4).

Tabela 4: Centros especializados em Hadronterapia até o ano 2005, outros não listados aqui estão em processo de construção e implantação na Europa.

Centros especializados em hadronterapia		
NTPC, Harvard	Massachusetts (EUA)	Próton
Loma Linda	Califórnia (EUA)	Próton
MPRI	Indiana (EUA)	Próton
UCSF - CNL	Califórnia (EUA)	Próton
Moscou	Rússia	Próton
São Petersburgo	Rússia	Próton
Dubna	Rússia	Próton
PMRC, Tsukuba	Japão	Próton
HIMAC, Chiba	Japão	Próton, íon pesado
NCC, Kashiwa	Japão	Próton
Hyogo	Japão	Próton, íon pesado
Wakasa Bay	Japão	Próton
PSI (72 - 200MeV)	Suíça	Próton
Uppsala	Suécia	Próton
Clatterbridge	Inglaterra	Próton
Louvain-la-Neuve	Bélgica	Próton
Nice	França	Próton
Orsay	França	Próton
N.A.C., Faure	África do Sul	Próton
TRIUMF	Canadá	Próton
GSI Darmstadt	Alemanha	Íon pesado
HMI Berlim	Alemanha	Próton
Munique	Alemanha	Próton
Erlangen	Alemanha	Próton
Heidelberg	Alemanha	Próton
INFN-LNS, Catani	Itália	Próton
CNAO, Milan & Pavia	Itália	Próton
Central Italy	Itália	Próton
TOP Project ISS Roma	Itália	Próton
CGMH	Coreia do Norte	Próton
Bratislava	Eslováquia	Próton, íon pesado
Austron	Áustria	Próton, íon pesado

Fonte: Hussein (2015).

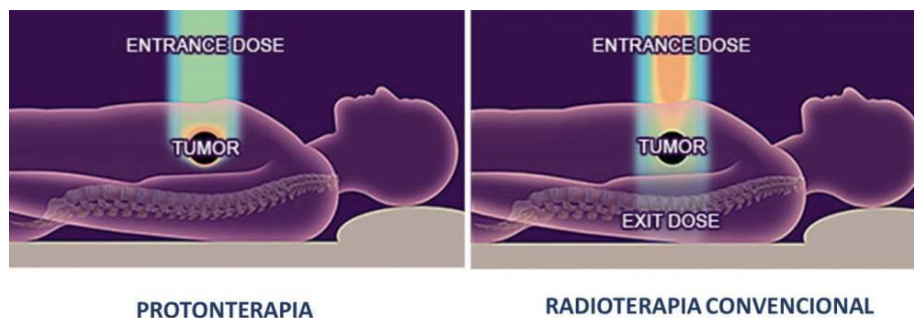
Segundo Márcio Fagundes, hoje esses números já somam 30 em centros dos EUA e outros 20 na Alemanha e Holanda.

É importante frisar que, devido à eficácia da radioterapia convencional para alguns tipos de câncer, ainda não temos no Brasil esses centros.

Feitos os comentários, a fim de se estabelecer comparativos entre a radioterapia convencional e a hadronterapia (à base de prótons), na Figura 21 se apresenta o demonstrativo da comparação entre aplicações de técnicas de radioterapia convencional e a hadronterapia.

Figura 21: Ilustração da dose recebida por um paciente em tratamento com terapia de prótons (esquerda) e radioterapia convencional (direita).

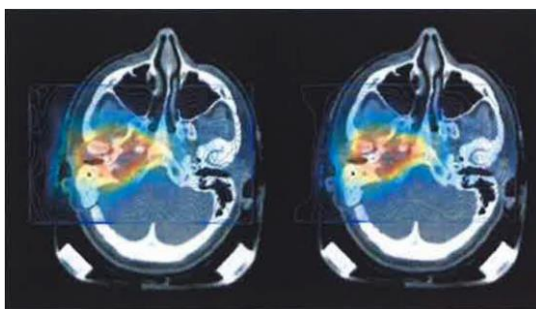




Fonte: Disponível em: <https://www.floridaproton.org/newsletter/2020/january/research-shows-benefits-protons>

Ainda sobre essa mesma demonstração da comparação entre aplicações de técnicas de radioterapia convencional e a hadronterapia, a Figura 21 traz a distribuição da atividade dos íons de carbono medida durante a irradiação. Desse modo, uma comparação entre as duas imagens nos revela a precisão do planejamento do tratamento utilizando a referida técnica.

Figura 22: Visualização do feixe dentro do paciente através de imagens originadas por PET<sup>15</sup>.



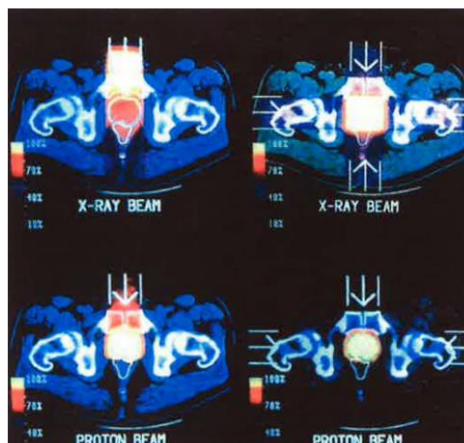
Fonte: Teles (2006).

Como se observa na Figura 22, imagem cedida gentilmente pelo Prof. Dr. J.de Boer da Universidade de Munique, Alemanha, há diferenças nas doses de radiação depositada no tumor e em regiões adjacentes nos dois tipos de tratamento.

Figura 23: Comparação entre o Tratamento

<sup>15</sup> Tomografia por Emissão de Pósitrons, aparelho destinado ao diagnóstico e acompanhamento de doenças que necessitam de imagens, inclusive o câncer.

do câncer de próstata com feixe de fótons de raio-X e prótons.



Fonte: Teles (2006).

Assim, as Figuras 22 e 23 mostram as comparações entre a radioterapia convencional e hadronterapia. Nelas observamos a radiação na região de acesso ao tumor e a energia depositada nele. A extrema diferença de perda de energia na entrada, para a convencional, e o pico de Bragg na região estimada, utilizando-se a protonterapia (VIEIRA, 2014).

Em síntese, o Quadro 1 traz as principais comparações entre a radioterapia convencional e a hadronterapia.

Quadro 1: Comparação entre os tipos de radioterapia: convencional e hadronterapia

	<b>Radioterapia convencional</b>	<b>Hadronterapia</b>
Custo	Acessível	Extremamente alto
Localização dos centros de tratamento	Comum em diversos países, inclusive no Brasil	Existe em centros como EUA, Europa e Ásia. Ainda não existe no Brasil
Eficácia	Apresenta eficácia comprovada, principalmente em casos mais superficiais	Muito eficiente em casos de localizações tumorais mais profundas
Efeitos colaterais	Efeitos mais acentuados, devido a eliminação de tecidos saudáveis no caminho	Efeitos menos acentuados, por danificar menos tecidos saudáveis adjacentes
Casos mais indicados	Câncer de pele, linfoma entre	Câncer de próstata, colo do

	outros	útero, mama esquerda, cérebro, colón e reto, pediátrico etc.
Alcance com eficiência (cm)	Podem atingir até 3 centímetros de profundidade do tecido.	Podem atingir até 30 centímetros de profundidade no tecido.

Fonte: Teles (2006).

Com afirma Hussein (2005), as novas pesquisas mundiais se concentram em descobrir: a origem real da mutação genética; como as células se comportam, quando estão predispostas a desenvolver a doença e com isso já combater antecipadamente a mesma; desenvolver um medicamento universal que consiga curar todos as variações da doença.

Esses e outros objetivos relacionados a esses estudos terão potencial de sucesso com os estudos de física de partículas que é feita no LHC e em outros aceleradores de partículas espalhados no mundo, a exemplo do Brasil com Sirius que se localiza na UNICAMP, Universidade Estadual de Campinas-SP e que se objetiva a realizar estudos em áreas de ciência base e aplicada, entendendo a matéria a nível mais microscópico possível, para auxílio ao desenvolvimento de medicamentos.

#### **4 DESENVOLVIMENTO DA SEQUÊNCIA DIDÁTICA COMO BASE PARA O APRENDIZADO SIGNIFICATIVO DA FÍSICA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES APLICADA À RADIOTERAPIA**

##### **ENCONTRO 1**

A duração máxima deverá ser de 2 horas-aula (100 min). Inicialmente, apresentar a proposta da SD, por meio de slides ou outro recurso, a fim de conscientizar os alunos da sua relevância, com destaque no objetivo, metodologia, referencial teórico e relevância, bem como informar o número de encontros/aulas previstos.

Para isso, o ponto de partida deverá ser o diagnóstico, a partir da proposição de questões dirigidas aos alunos sobre a Física das Radiações Ionizantes aplicada ao Ensino Médio, a fim de reconhecer os conhecimentos prévios dos alunos a cerca dessa temática. Prosseguindo às ações deste primeiro Encontro, dar instruções aos alunos de como deverão proceder a fim de aproveitar e conseguir melhor rendimento no estudo do material, o qual

sugere-se que seja disponibilizado no *Google Classroom*, realizando, portanto, uma leitura prévia deste material (Texto 1), com possíveis questionamentos, posto que a proposta metodológica se alinha à Sala de Aula Invertida.

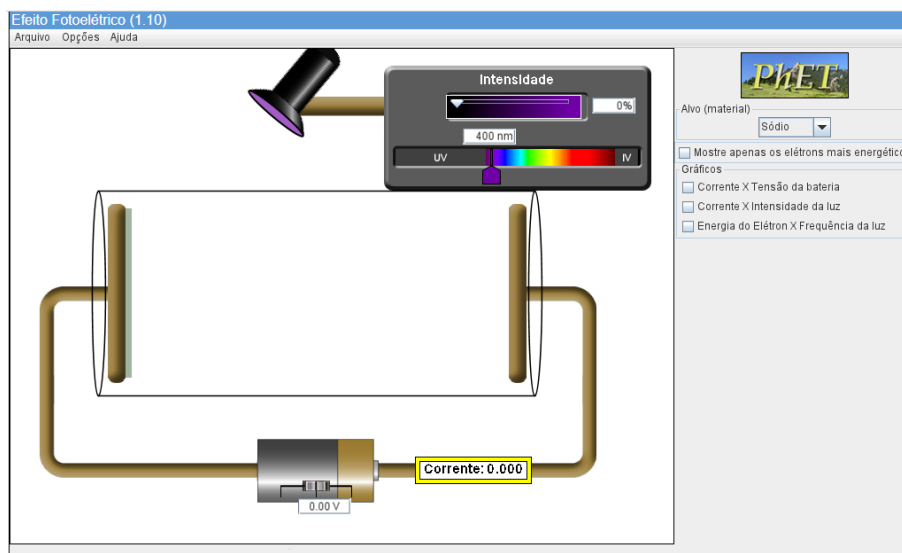
## ENCONTRO 2

Duração máxima de 2 horas-aula (100 min). Constituir as equipes de alunos, distribuídas entre toda a turma/sala de aula, para reflexões das ideias centrais do Texto 1: Interação da radiação com a matéria, apresentado logo abaixo e disponibilizado anteriormente no *Google Classroom* ou outra plataforma digital (Figura 36).

Finalizado esse momento das reflexões apresentadas pelos alunos acerca das ideias centrais do texto “Interação da radiação com a matéria: propriedades dos efeitos Compton, fotoelétrico e produção de pares”, o professor realizará o experimento, com a participação dos alunos, da simulação/demonstração *on-line* do Efeito Fotoelétrico, através do *Phetcolorado*, mediado pela plataforma *Web*, a fim de que o processo ensino e aprendizagem aconteça de maneira qualitativa.

O simulador *online* Phetcolorado é uma plataforma voltada à simulação de áreas como matemática, física, química, biologia, dentre outras. Possui código aberto (código fonte que permite colaboração dos usuários para fins de aprimoramento das simulações pré estabelecidas) e se apresentam nas versões Java ou Flash. Podendo ser simulada no navegador do computador, ou baixada no próprio aparelho; assim como no aparelho de smartphone através do aplicativo Phetcolorado (PHETCOLORADO, 2022), demonstrada na Figura 30.

Figura 28: Imagem do simulador do Efeito Fotoelétrico utilizado na pesquisa.



Fonte: Phetcolorado (s.d).

A implementação da simulação/demonstração do efeito fotoelétrico tem como objetivo reforçar e complementar o debate do Texto 1. Outro objetivo é o de reforçar o aprendizado ancorado na Teoria da Aprendizagem Significativa de Ausubel, baseado numa experiência de laboratório virtual ou físico. Em síntese, terá como objetivo apresentar aos alunos as variações ocorridas em parâmetros físicos como:

- Intensidade de corrente elétrica;
- Tensão elétrica;
- Alteração no espectro eletromagnético de composição da luz;
- Variação nos elementos químicos-alvo, dentre outras.

Posteriormente, o professor deverá aplicar o Questionário 1: identificar conhecimentos desenvolvidos durante o Encontro 02 (APÊNDICE C), com o objetivo de avaliar os conhecimentos adquiridos por parte dos alunos no presente Encontro.

## TEXTO 1

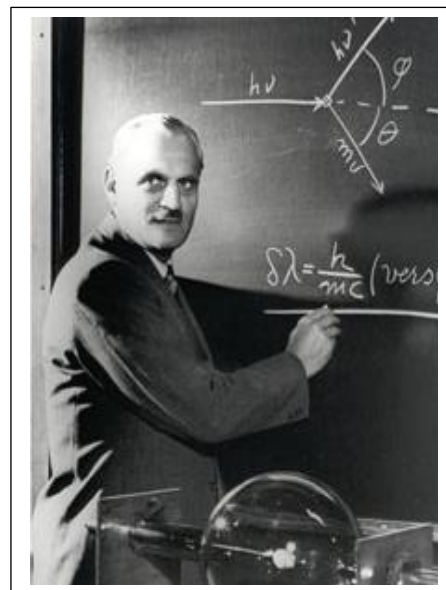
**Interação da radiação com a matéria: propriedades dos efeitos Compton, fotoelétrico e produção de pares<sup>16</sup>**

Em 1927, o físico norte-americano Arthur Holly **Compton** fora laureado com a mais importante premiação científica mundial, o prêmio Nobel, por seus trabalhos acerca do espalhamento produzido pela interação fóton-elétron, a esse fenômeno ele nomeou como Efeito Compton (SILVA; FREIRE JUNIOR, 2014).

Na verdade, Compton (BETZ, s.d) se baseou em algumas hipóteses:

- o espalhamento pode ser interpretado como uma colisão entre um fóton de raio X e um elétron do material alvo;

Figura 1: Compton demonstrando a equação do efeito Compton desenvolvida por ele.



Fonte: Silva (s.d).

- como a energia de um fóton de raio X é muito maior que as energias cinéticas e potenciais de um elétron na matéria, podemos desprezar estas energias e considerar o elétron como livre e inicialmente em repouso;
- a energia e o momentum linear são conservados na colisão.
- como a energia inicial do fóton não é muito menor que a energia de massa do elétron, precisamos utilizar a cinemática einsteiniana”.

Assim, o que Compton fez foi incidir um feixe raios X, composto por fóton (elemento discreto que compõe a luz e não tem massa) que viaja à velocidade da luz e que por isso torna-se necessário utilizar a cinemática relativística de Einstein e sua famosa relação massa-energia, qual seja:

$$E = m.c^2$$

<sup>16</sup> O referido texto é uma produção deste pesquisador (FEITOSA, 2021).

$E$ : energia relativística einsteiniana que converte massa relativística em grande energia, podendo ocorrer a recíproca.

$m$ : massa de repouso ou massa inercial do fóton ou elétron.

$c^2$ : velocidade da luz ao quadrado ( $c = 3.10^8$  m/s)

Nessas condições, Compton observa o espalhamento quando faz incidir um feixe de fótons de Raios X num elétron do material; gera-se um espalhamento, com ângulo  $\theta$  que está diretamente relacionado à perda de energia e ao comprimento de onda após a colisão, considerando a conservação da energia e do momento linear.

É importante frisar que o Efeito Compton decorre da interação dos Raio X com o material, do qual se deseja obter imagens, a exemplo do corpo humano, duto metálico etc.

Compton considera a dualidade onda-partícula, proposta por De Broglie (1892-1987) para realizar seus cálculos e chegar à conclusão de sua equação para o espalhamento:

$$p = \frac{h}{\lambda} \text{ (Equação de De Broglie), em que:}$$

o momento linear  $p$  se relaciona ao movimento do fóton como partícula e está relacionado à constante de Planck  $h = 6,62.10^{-34}$  m<sup>2</sup>.kg/s e ao comprimento de onda  $\lambda$ , associado ao fóton se apresentando como onda.

Após algebrismos, deduções resultantes das leis físicas citadas acima, Compton chega à sua famosa equação:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e \cdot c} (1 - \cos \theta) \text{ [Efeito Compton], em que}$$

o comprimento de onda é constante e foi nomeado como comprimento de onda do elétron inercial  $\lambda_e$ ,

$$\lambda_e = \frac{h}{m_e \cdot c} = 2,43 \text{ pm}$$

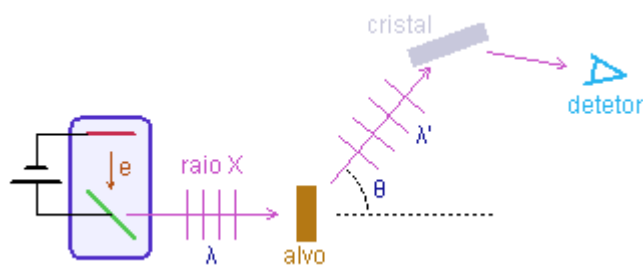
$\lambda'$  = comprimento de onda do fóton após o espalhamento, apresenta sempre a característica de ser maior, devido a perda de energia durante o espalhamento;

$\lambda$  = comprimento de onda do fóton antes da colisão, apresenta comprimento menor, devido à sua maior energia antes de colidir com o elétron da matéria;

$P$  = pico, unidade de medida que corresponde a  $10^{-12}$ .

$\theta$  = ângulo de espalhamento, obtido após o espalhamento e que varia entre  $2\pi < \theta \leq \pi$ , quando resulta  $\frac{\pi}{2}$  o ângulo de espalhamento será máximo, ou seja, o fóton fará uma trajetória oposta à de início (SILVA; FREIRE JUNIOR, 2014).

Figura 2: Representação do Espalhamento Compton



Fonte: Silva (2014).

Apresentados os efeitos deste fenômeno físico na matéria, há um segundo fenômeno de interação com a mesma, que ocorre no tubo de produção de raios X, momento em que os raios X interagem com a estrutura atômica da célula radiografada.

#### ▪ Efeito Fotoelétrico

No ano de 1887, o físico Heinrich Hertz estudava a natureza das faíscas geradas em tubos de raios catódicos e observou que não ocorriam mudanças na intensidade das faíscas produzidas fora e dentro do tubo de vidro. Logo, chegou à conclusão de que não se tratava de fenômeno eletrostático, pois não havia diferenças se as faíscas eram produzidas dentro de superfícies condutoras ou isolantes. Depois de diversos experimentos com a luz, chegou-se à conclusão de que a luz ultravioleta interferia com maior intensidade nas faíscas produzidas entre as placas emissora e coletora.

No ano seguinte, os cientistas Lenard e Wolf publicaram um artigo na *Annalen der Physik*, no qual citavam a luz ultravioleta como a responsável por fazer com que elétrons fossem arrancados do metal.

Thomson após estabelecer a famosa relação carga-massa do elétron, lançou um postulado em que afirmava que o efeito fotoelétrico decorria diretamente da emissão de elétrons.

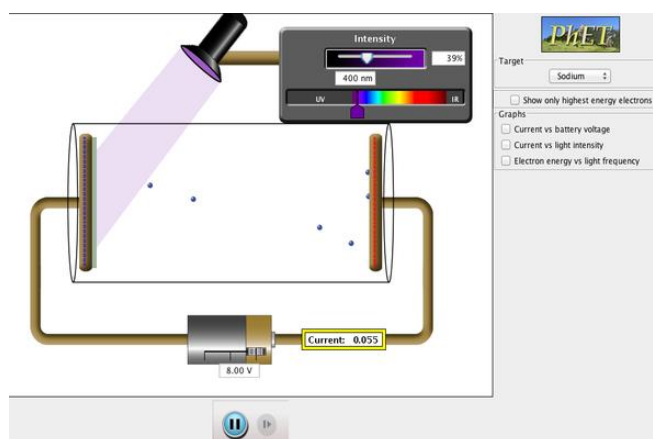
Apoiado nas ideias de Max Planck, Einstein formulou suas ideias e postulados na tentativa de explicar o efeito fotoelétrico. Assim, ele chegou às seguintes interpretações (SANTOS, 2002):



- ✓ Ocorria uma dualidade onda partícula, conforme descrita por De Broglie, passando a retomar a teoria corpuscular de Newton;
- ✓ Que a luz era composta por pequenos pacotes de energia, que ele passou a chamar de fótons;
- ✓ Todo quantum (fóton) transfere a energia a um único elétron, independentemente da quantidade de fótons que chegam à superfície do material;
- ✓ Cada fóton transporta uma energia descrita por  $h\nu$ , no qual  $h$  é a constante de Planck e  $\nu$  é a frequência do fóton da luz;
- ✓ Estabelece a equação da energia máxima necessária para arrancar um elétron do metal:  $E_{máx} = h\nu - \phi$ , no qual  $E_{máx}$  é a energia máxima de cada elétron ejetado do metal,  $h\nu$  é a energia do fóton e  $\phi$  é a função trabalho ou energia mínima necessária para possibilitar que elétrons possam ser arrancados do metal e vale  $h\nu_0$  no qual  $\nu_0$  é a frequência inicial.

A seguir, apresentamos uma representação de como pode ser produzido o experimento do efeito fotoelétrico.

Figura 3: Simulação do efeito fotoelétrico e recepção dos elétrons na placa receptora, produzindo corrente elétrica.



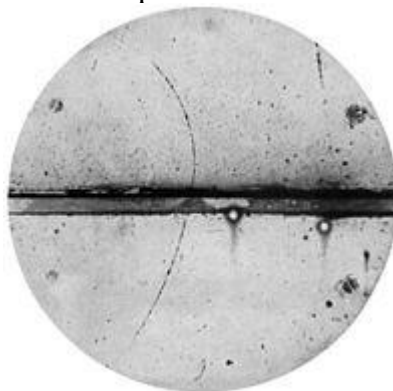
Fonte: Phet (2021).

#### ▪ Produção de pares

Em 1932, o físico estadunidense, Carl D. Anderson, descobriu experimentalmente a antipartícula do elétron, o pósitron, e este feito lhe garantiu o Prêmio Nobel em Física em 1936.

Com isso, Anderson conseguiu detectar os rastros deixados pelo pósitron, através de uma câmera de nuvens que foi inserida dentro de um campo magnético com o objetivo de observar o desvio curvo sofrido por essa partícula carregada. Observou que uma partícula se desviava rumo à direção negativa gerada pelo campo magnético (JR. JONH; SERWAY, 2013), conforme Figura abaixo:

Figura 4: Imagem do primeiro pósitron identificado por Carl Anderson.



Fonte: Pósitron (2020).

Depois dessa observação, diversos experimentos foram reproduzidos através destes fundamentos experimentais. O princípio básico para a produção de pares é que o fóton tenha energia superior a 1,022 MeV (mega elétron-volt), unidade de medida para energia relativística, e que passe próximo ao núcleo atômico, produzindo mais facilmente o par elétron-pósitron. Como há conservação da energia e momento linear, o fóton dá origem ao par com a energia do fóton dividida, cada um com 0,511 MeV. O elétron (-) e pósitron (+) possuem massas e cargas elétricas iguais, mas com sinais opostos, possuindo  $\pm 1,6 \cdot 10^{-19}$  C.

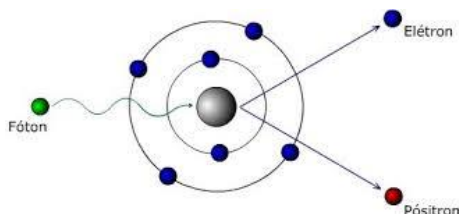
Em resumo, o pósitron é um elétron com carga positiva. Essa descoberta foi a base para outra observação experimental: a aniquilação do par.

- **Aniquilação do par elétron-pósitron**

O sentido oposto para a formação do par, pode ocorrer, desde que o pósitron criado, perca energia e se choque com um novo elétron no caminho, o que produzirá dois fótons com energias equivalentes a 0,511 MeV, cada. Eles se propagarão em sentidos opostos, podendo ser captados por aparelhos sensíveis utilizados na medicina nuclear (SILVA NETO, s.d), como demonstrado nas Figuras 5 e 6. Especificamente, na Figura 5, pode-se observar o

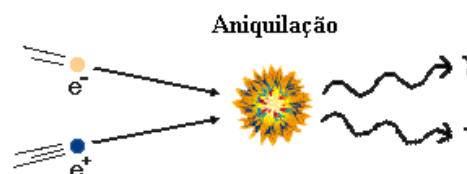
fóton incidindo no núcleo atômico ou passando extremamente próximo e a consequente formação do par. Já na Figura 6, após a aniquilação, há a formação de dois fótons com energias iguais a 0,511 MeV.

Figura 5: Ilustração da produção do par elétron-pósitron.



Fonte: Disponível em: <http://abrahamo-radiologia.blogspot.com/2012/06/interacao-das-radiacoes.html>

Figura 6: Ilustração da aniquilação do par elétron-pósitron.



Fonte: Disponível em: <http://astro.if.ufrgs.br/evol/node42a.htm>

### Contribuições das interações da radiação com a matéria em alguns exames por imagem

A imagiologia<sup>17</sup> revolucionou o universo dos diagnósticos médicos, na medida em que possibilita a visualização de regiões internas ao corpo do paciente, tornando-se uma ferramenta poderosa e muito requisitada em uma gama de procedimentos médicos (AMADOR, 2009).

Para que tais formações de imagens sejam possíveis, há necessidade que aconteçam interações físicas da radiação com a matéria, as quais iremos realizar um breve direcionamento de suas contribuições no processo de formação de imagens.

Os raios X são feixes de fótons produzidos em um tubo de raios catódicos, os quais têm comprimento de onda da ordem de 10 nm (nanômetro  $10^{-9}$ m), ou seja, menor que o da luz visível. De acordo com a equação abaixo, verifica-se que comprimento de onda e frequência são grandezas inversamente proporcionais, o que indica que quanto menor for o comprimento de onda, maior será sua frequência e energia.

Assim, fica evidenciado através da equação abaixo que relaciona Energia ( $E$ ) medida em quilo elétron-volts (KeV) que equivale a  $\sim 1,6 \cdot 10^{-19}$  joules (J), ao comprimento de onda ( $\lambda$ ) com unidade em metro (m) e a frequência de oscilação ( $\nu$ ) medida em hertz (hz).

$$E = h\nu \quad (I)$$

<sup>17</sup> Imagiologia é uma técnica médica que se refere a técnicas de geração de imagens internas ao corpo do paciente, com o objetivo de propiciar diagnósticos e procedimentos menos invasivos.

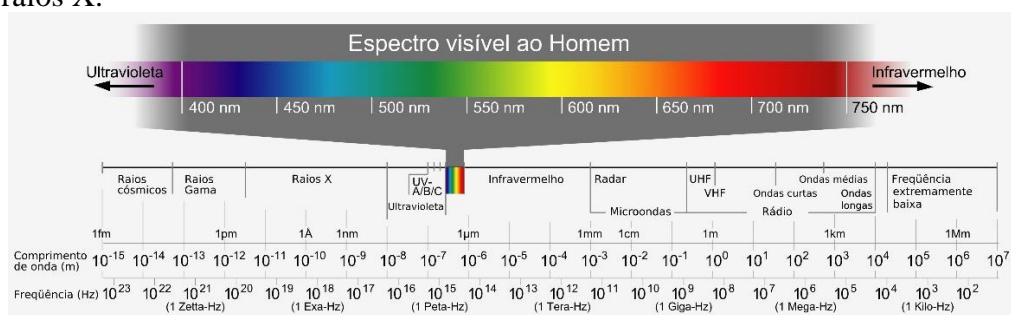
$$c = \lambda \nu \text{ (II)}$$

Substituindo (II) em (I), obtemos a relação entre  $E$  e  $\lambda$ , expressa através da equação abaixo, demonstrando quanto menor for o comprimento de onda, maior será a energia associada.

$$E = \frac{hc}{\lambda}$$

Abaixo temos a representação dos espectros eletromagnéticos (Figura 7) que formam os comprimentos de onda que vão desde as ondas de rádio até os raios cósmicos.

Figura 7: Representação dos comprimentos de ondas e frequências com atenção à dos raios X.



Fonte: Garcia (2015).

As energias utilizadas na obtenção de imagens radiológicas operam na faixa entre 17 e 150 KeV (quilo elétron volts) e são extremamente menores das que às utilizadas em radiofármacos<sup>18</sup> e radioterapia<sup>19</sup>.

Durante o processo de interação da radiação com a matéria podem ocorrer, basicamente, dois efeitos. O primeiro deles é o de absorção, que se caracteriza como a deposição de raios X na região atingida excitada e que dá origem ao fóton-elétron livre (pode ser pensado como oriundo da radiação gerada após a colisão do fóton com o elétron do orbital mais interno, ou seja, de menos energia).

O efeito fotoelétrico, que domina no processo de absorção de raios X quando a energia é de até 25 KeV. O fóton ao ser emitido pela fonte geradora de raios X atinge o átomo do material, ou em específico o corpo do paciente, que em tecidos moles pode ser o

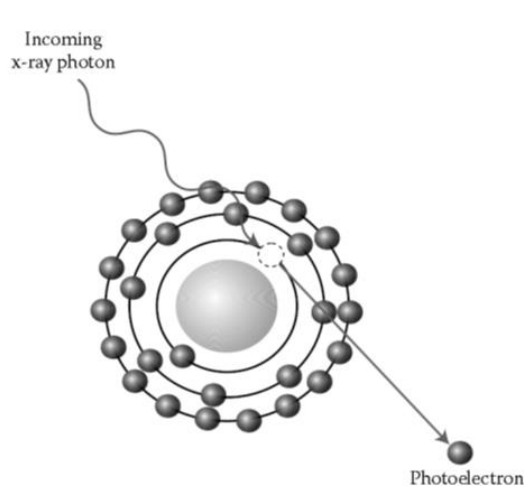
<sup>18</sup> São elementos radiativos produzidos com radiação controlada e acoplado a alguns elementos como Flúor (Z=18), Iodo (Z=123, Z=121) com o objetivo de gerar luminescência no interior do organismo a partir da radiação emitida por ele.

<sup>19</sup> É uma técnica que emprega feixes de raios X para tratar anomalias em células geneticamente modificadas, as quais se designam tumores.

hidrogênio (H), oxigênio (O), carbono (C), sendo que, em tecidos ósseos (duros), pode ser o cálcio (Ca).

A representação do efeito fotoelétrico nos tecidos é demonstrada na Figura 8. Nesta Figura, pode-se observar que um fóton de raios X interage com um átomo dentro do corpo, resultando na excitação de um elétron no orbital interno. O fotoelétrico resultante é livre para viajar, enquanto o fóton de raios X é totalmente absorvido.

Figura 8: O efeito fotoelétrico.



Fonte: Amador (2009).

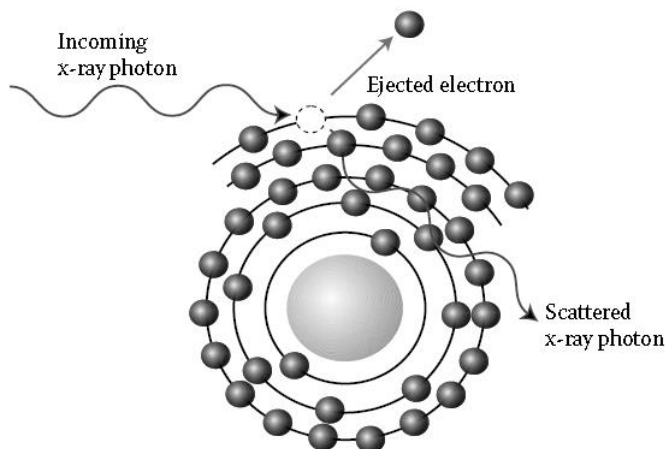
Após a ejeção do fóton-elétron, o fóton incidente é totalmente absorvido pelo tecido. Após a ocupação do orbital vago pelo elétron da camada mais externa, há a emissão de raios X característico.

Por sua vez, o segundo é o de espalhamento, que ocorre através do efeito Compton, quando a energia é superior à necessária para que os fótons arranquem os elétrons das camadas mais externas.

Diante disso, os fótons das camadas mais externas (mais energéticas) são arrancados e passam a vagar pelo tecido o que ocasiona os ruídos (imperfeições, ausência de nitidez) na formação da imagem.

A representação de como ocorre esse efeito pode ser visto na ilustração abaixo.

Figura 9: O efeito Compton. Um fóton de raios X incidente se espalha a partir da colisão com o elétron, levando à ejeção do elétron e um disperso fóton de raios X.



Fonte: Amador (2009).

### Referências

AMADOR, S. K. **Introduction to Physics in Modern Medicine**. Haverford College Pennsylvania, USA: CRC Press, 2009.

BETZ, M. **Efeito Compton**: Espalhamento de raios X. [S. l.], s.d. Disponível em: <https://www.if.ufrgs.br/~betz/iqXXA/efCompt/aEfComptonFrame.htm>. Acesso em: 1 nov. 2021.

JR. JONH, W; SERWAY, R. A. **Física para Cientistas e Engenheiros: Luz, Óptica e Física Moderna**. São Paulo: Cengage, 2013, v. 4.

PHET – **Efeito Fotoelétrico**. Disponível em: [https://phet.colorado.edu/pt\\_BR/simulations/photoelectric](https://phet.colorado.edu/pt_BR/simulations/photoelectric). Acesso em: 1 nov. 2021.

SANTOS, C. A. dos. **Efeito Fotoelétrico**, 2002. Disponível em: <https://www.if.ufrgs.br/tex/fis142/raiosx/rxhist.html>. Acesso em: 29 abr. 2021.

SANTOS, C. A. dos. **Física Moderna**: Capítulo 3 - Efeito Fotoelétrico. 2009. Disponível em: <https://www.if.ufrgs.br/tex/fis142/fismod/mod03/index.html>. Acesso em: 28 abr. 2021.

SILVA NETO, J. da. **Formação de pares**, s.d. Disponível em: <http://lief.if.ufrgs.br/~jader/formapares.pdf>. Acesso em: 1 nov. 2021.

SILVA, I.; FREIRE JUNIOR, O. A descoberta do efeito Compton: de uma abordagem semiclássica a uma abordagem quântica. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, Salvador/BA, v. 36, n. 1, p. 1601-1614, fev. 2014. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rbef/v36n1/26.pdf>. Acesso em: 18 maio 2018.

Boas reflexões!

### ENCONTRO 3

Seguindo a mesma lógica dos Encontros anteriores, duração máxima de 2 horas-aula (100 min). Assim, propiciar momento para debate do Texto 2 – Raios X: Raio x convencional e Tomografia Computadorizada (TC), apresentado abaixo, em que as dúvidas possam ser socializadas entre as equipes, a fim de esclarecer tais dúvidas sob a mediação e intervenção do professor.

Feito isso, o professor deverá aplicar o Questionário 2: identificar conhecimentos desenvolvidos durante o Encontro 03 (APÊNDICE D), com o objetivo de avaliar os conhecimentos adquiridos por parte dos alunos no presente Encontro. Por fim, disponibilizar o Texto 3: Radioterapia e Hadronterapia, no *Google Classroom* ou outra plataforma digital, referente ao Encontro 4.

### TEXTO 2

#### **Raios X: Raio x convencional e Tomografia Computadorizada (TC)<sup>20</sup>**

#### **Funcionamento e produção dos Raios X**

No final do século XVIII os físicos já estudavam os efeitos de descargas elétricas em gases encerrados em tubos de vidro.

---

<sup>20</sup> O referido texto é uma produção deste pesquisador (FEITOSA, 2021).

O primeiro a estudar tais fenômenos fora o físico inglês Michael Faraday (1791-1862) em 1838; ele verificou em seus estudos o surgimento da ionização gerada em gases rarefeitos, quando sujeitos a uma baixa tensão elétrica e uma pressão da ordem de  $10^5$  menor que a pressão atmosférica ( $1,013 \cdot 10^5$  Pa), produzido a partir de uma tensão elétrica aplicada aos terminais do tubo (MORSCH, 2016).

Embora não conseguisse explicar com êxito o porquê de tais fenômenos, seus estudos foram precursores e deram sustentação à continuação das pesquisas por meio de outros físicos como o inglês Sir William Crookes (1832-1919) que não conseguiram explicar o fenômeno observado dos papéis “velados” que eram obtidos por estarem próximos ao tubo de raios catódicos.

Em 1876, o aluno de Röntgen, o físico alemão Julius Plücker (1801-1868), observou uma sombra projetada no lado oposto ao cátodo (no vidro) por um objeto colocado dentro do tubo, chegando à conclusão de que os esses raios eram emitidos em linha reta pelo cátodo e que tinham sua passagem interrompida naquela área representada pelo objeto.

O físico alemão Eugen Goldstein (1850-1931), em 1880, publicou um artigo no qual citava a presença de fluorescência na tela, mesmo com a ausência de gás rarefeito, e descreveu os raios gerados através desses gases, como raios catódicos (*Kathodenstrahlen*). Os físicos ficaram abismados com a descoberta, porém não souberam explicar de maneira coerente tal fenômeno observado (SANTOS, 2002).

Willem Röntgen (Figura 1), físico alemão, descobriu os raios X em 1895, aos 50 anos de idade e pôs fim ao mistério que sondava a “velação” nos papéis que ficavam próximos aos raios catódicos e a fluorescência que se apresentava somente ao fundo do tubo de vidro (lado oposto ao cátodo) quando o gás era retirado, fazendo com que a pressão baixasse a valores muito pequenos, próximos ao vácuo.

Na Figura 2, observa-se que o cátodo (em forma de disco) e o ânodo estão em ângulo reto. Nesses tubos, o feixe de raios catódicos atinge o vidro, e não o ânodo.

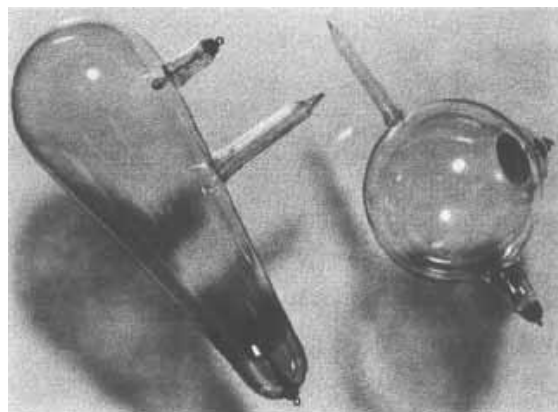


Figura 1: Wilhelm Conrad Röntgen, fotografia tirada em 1896.



Fonte: Martins (1998).

Figura 2: Dois tubos de descarga utilizados por Röntgen.

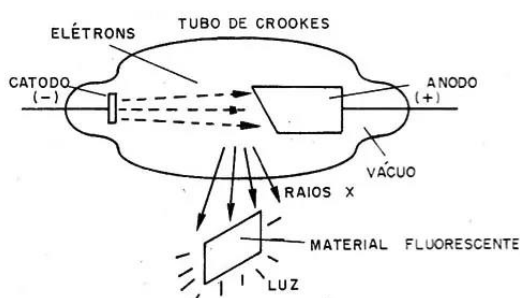


Fonte: Martins (1998).

Como não havia um nome estabelecido a esses raios catódicos obtidos por radiação, Röntgen atribui o nome de Raios X.

A produção, como mostrado na Figura 3, acontece da seguinte forma: Os raios catódicos são produzidos a partir de uma diferença de potencial elétrico ( $\Delta V$ ) estabelecido entre os polos do tubo positivo (catodo) e o do negativo (ânodo). Esses elétrons são emitidos do catodo e fortemente atraídos pelo ânodo, ao atingirem o ânodo eles perdem energia cinética no frenamento e passam a gerar aceleração nos elétrons do ânodo gerando os Raios X, de natureza fotônica (MARTINS, 1998).

Figura 3: Tubo de Crookes, no qual fora obtido os primeiros Raios X.



Fonte: Braga (2014).

### **Coefficientes de atenuação**

Quando raios X atingem uma região do corpo a ser radiografada, eles interagem diferentemente ao atingir regiões com diferentes números atômicos e densidades, implicando

em peculiares impressões no filme fotográfico ou nas imagens reproduzidas na tela do computador que comanda o aparelho de raios X. Essas interações fazem com que a absorção ocorra com intensidades distintas pela região atingida.

A Tabela 1 apresenta os valores comparativos dos coeficientes de atenuação e densidade entre os diferentes tecidos.

Tabela 1: Coeficiente de atenuação para 60 KeV e densidade de alguns materiais importantes para raios-x na medicina imagiológica.

Absorção do material	Coeficiente de atenuação para 60 KeV, $\mu$ ( $\text{cm}^{-1}$ )	Densidade $\rho$ ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )
Gordura.	0,1788	0,91
Tecido mole que não seja gordura (músculos, fluidos corporais).	0,2045	1,00
Água.	0,2055	1,00
Cérebro.	0,2061	1,00
Ar.	$\sim 3 \cdot 10^{-4}$	0,00129
Ossos.	0,466 a 0,548	1,65 a 2,00

Fonte: Amador (2009).

Nessa Tabela, pode-se observar que o tecido ósseo é o que detém o maior coeficiente de atenuação e a densidade, o que justifica na prática o fato deles absorverem radiação com mais facilidade que os tecidos moles, resultando na transmissão da radiação incidente.

Como há uma relação direta entre a capacidade de absorção da radiação e o coeficiente de atenuação e a densidade, percebe-se uma customização na dosagem de radiação (medida em, *mAs*, como sendo o produto entre a corrente elétrica medida em mileampères (*mA*) e o tempo de exposição à radiação medido em segundos (*s*)), ou seja, a mesma deverá ser aplicada em doses diferentes a depender do coeficiente de atenuação, densidade do tecido e espessura do tecido (AMADOR, 2009).

### Escala de Hounsfield (HU) na Tomografia Computadorizada (TC)

Os coeficientes de atenuação são apresentados através de uma escala numérica de valores que indicam a capacidade de um tecido absorver os raios X incidentes na região. Essa escala de valores é associada a *tons de cinza* e que recebe o nome de Escala de Hounsfield. O cálculo matemático toma por base substâncias avaliadas. À água, se atribui valor zero HU na escala de Hounsfield. É importante frisar que essas tonalidades de cinza apresentam uma margem de variância a depender da energia empregada pelos raios X (AMADOR, 2009).

Abaixo estão representadas, respectivamente, a Tabela 2 que relaciona os tecidos, as unidades de HU e o tom de cinza associado escala e seus valores em HU e tonalidades correspondentes, e a Tabela 3 – Escala de Radiodensidade também conhecida como escala de Hounsfield. Nesta Tabela, os tons de cinza são apresentados mais bem distribuídos e especificados, quando comparados à Tabela 2.

Tabela 2: Relação entre os tecidos, unidades de HU e o tom de cinza associado.

Densidade	Unidades Hounsfield	Cor
Meio de contraste	+100 a 1000	Branca brilhante
Osso	100	Branca
Água e partes moles	0 a 100	Cinza médio
Gordura	-100 a -60	Cinza escuro
Ar	-1000 a -120	Preta

Fonte: Lara Filho *et al.* (2013).

Figura 3: Escala de Radiodensidade também conhecida como de Hounsfield.



Fonte: Santos; Nacif (2009).

Para um maior entendimento acesse as mídias audiovisuais presentes nos links abaixo. Lembrando que para dar acesso ao link, você deve clicar em **Ctrl + clique do lado esquerdo do mouse**.

Com esse material e com ajuda dos textos complementares, você terá um material de apoio para que possa refletir acerca dos raios X.

Boas reflexões!!!

<p>Materiais complementares (audiovisuais):</p> <p><b>Raios catódicos</b></p> <p><a href="#">Animação de Raios Catódicos;</a></p> <p><b>Raios X</b></p> <p><a href="#">Produção de Raios X;</a></p> <p><a href="#">CT Scan.</a></p>	<p>Materiais complementares (audiovisuais):</p> <p><i>Obs:</i> Caso possua dificuldades com a língua inglesa, ative a legenda em português (clique em Configurações→ Legendas/CC→ Traduzir automaticamente →<b>Português</b>), se preferir.</p>
---	---

### Referências

AMADOR, S. K. **Introduction to Physics in Modern Medicine**. Haverford College Pennsylvania, USA: CRC Press, 2009.

HOGAN 2, Sam. **Cathode Ray Tube - Animated Explanation**. [S. l.], 2016. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=II09bp5BAa0>. Acesso em: 1 nov. 2021.

LAURA FILHO L. A., *et.al.* Achados tomográficos de pacientes submetidos a tomografia de crânio no pronto-socorro do Hospital Universitário Cajuru, 2013. Revista Radiologia Brasileira. **Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem**. Disponível em: [http://www.rb.org.br/detalhe\\_artigo.asp?id=2412&idioma=Portugues](http://www.rb.org.br/detalhe_artigo.asp?id=2412&idioma=Portugues). Acesso em: 12 ago. 2021.

MARTINS, R. de A. A Descoberta dos Raios X: O Primeiro Comunicado de Rontgen. **Revista Brasileira de Ensino de Física, Instituto de Física**, v. 20, n. 08, p. 373-391, dez. 1998. Disponível em: [http://www.sbfisica.org.br/rbef/pdf/v20\\_373.pdf](http://www.sbfisica.org.br/rbef/pdf/v20_373.pdf). Acesso em: 30 abr. 2021.

MEDICAL MEDIA, N. **CT Scan**. [S. l.], s.d. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=gaiCtdo6CLE>. Acesso em: 1 nov. 2021.

MORSCH, J. A. **RX de tórax OIT: como é feito e para que serve?**, 2016. Disponível em: <https://telemedicinamorsch.com.br/blog/rx-de-torax-oit-para-que-serve#:~:text=O%20Rx%20de%20t%C3%B3rax%20OIT,clareza%20para%20saber%20sua%20evolu%C3%A7%C3%A3o>. Acesso em: 14 mai. 2021.

SANTOS, C. A. dos. **A Descoberta dos Raios X**. 2002. Disponível em: <https://if.ufrgs.br/tex/fis142/raiosx/rxhist.html>. Acesso em: 29 abr. 2021.

SANTOS, E. S dos; NACIF, M. S. **Manual de Técnicas em Tomografia Computadorizada**. Rio de Janeiro/RJ: Rubio, 2009.

TECHNOLOGIES, S. **Production of X Rays**. [S. l.], s.d. Disponível em: [https://www.youtube.com/watch?v=T1WwHh4b\\_\\_M](https://www.youtube.com/watch?v=T1WwHh4b__M). Acesso em: 1 nov. 2021.

Boas reflexões!

## ENCONTRO 4

Também, com duração máxima de 2 horas-aula (100 min). Primeiro, propiciar momento para debate sobre o Texto 3: Radioterapia e Hadronterapia, em que as dúvidas possam ser socializadas entre as equipes, a fim de esclarecer tais dúvidas sob a mediação e intervenção do professor. Segundo, aplicação do Questionário 3: identificar conhecimentos desenvolvidos durante o Encontro 04 (APÊNDICE E). Terceiro, disponibilizar o Texto 4: PET/Scan e radiofármacos, no Google Classroom, referente ao Encontro 5.

## TEXTO 3

### **Radioterapia e Hadronterapia<sup>21</sup>**

#### **Tratamento Radioterápico**

Após a Segunda Guerra Mundial, ocasião em que foram lançadas as primeiras bombas atômicas numa guerra e que se constatou seus efeitos nocivos ao homem, os cientistas se preocuparam com os efeitos provenientes da radiação, a começar pela radiação X que se baseava em três processos principais: absorção (produzida pelo efeito fotoelétrico), espalhamento (produzido pelo efeito Compton) e produção por pares, proveniente da geração do par elétron-pósitron (HUSSEIN; REBELLO, 2005).

A radioterapia é um processo que utiliza radiações basicamente compostas por feixes de elétrons acelerados através de uma estrutura conhecida como acelerador linear de partículas; incidindo doses controladas de radiações sobre os tecidos-alvo cancerígenos a fim

---

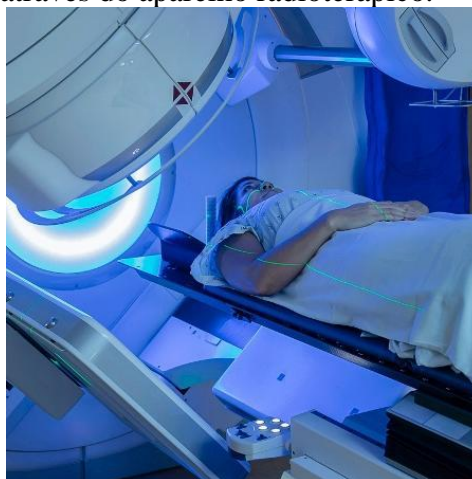
<sup>21</sup> O referido texto é uma produção deste pesquisador (FEITOSA, 2021).

de eliminá-los e, desta forma, cessar o crescimento da massa tumoral ou processo de metástase, tumores do tipo benigno e maligno, respectivamente. A radiação incidente pode ionizar a água presente na célula, induzindo a produção de radicais livres e também causar danos às fitas de Ácido desoxirribonucleico – DNA (TELES, 2006).

Esta estrutura foi desenvolvida duas décadas depois da Segunda Guerra Mundial, iniciando seu desenvolvimento com o gerador de Van der Graff (gerador de corrente elétrica estática).

Na Figura 1, apresenta-se um aparelho radioterápico.

Figura 1: Paciente recebendo radiação através do aparelho radioterápico.



Fonte: Radioterapia (2020).

Neste aparelho, o paciente fica deitado estaticamente na posição decúbito dorsal (pessoa que deita com a barriga voltada para cima); o aparelho gira ao redor do paciente e emite doses de radiações que atingem a região-alvo nas mais variadas posições, objetivando-se uma radiação mais efetiva para que as células cancerígenas venham a sofrer disfunções genéticas e a partir, de então, morram.

Abaixo será introduzido a Hadronterapia que se apresenta como um “novo” tratamento no combate ao câncer.

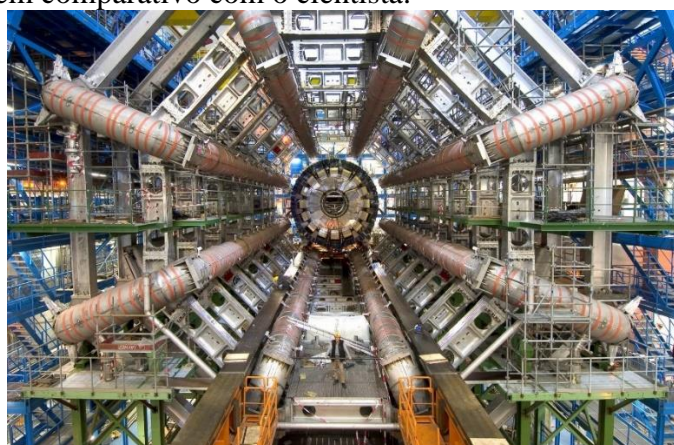
### **Partículas subatômicas: hádrons**

Por séculos acreditou-se que o átomo era indivisível, até que ocorreram pesquisas físicas que nos descobriram a existências de partes componentes dos átomos, como o elétron, próton, nêutron, antipartículas (HUSSEIN; REBELLO, 2005).

Com o avanço das pesquisas, passou-se a investigar outras estruturas subatômicas presentes dentro do próton; para isso desenvolveram-se técnicas de colisões de partículas subatômicas através de colidores de partículas, sendo que o maior e mais famoso deles é o *Large Hadron Collider* (LHC), construído no subsolo da fronteira entre a França e a Suíça. Possui 27 km de extensão em forma circular e está a 100 m abaixo do solo.

Na Figura 2, apresenta-se uma fotografia desse grande colisor de partículas.

Figura 2: Dimensão de tamanho de uma das alas do LHC em comparativo com o cientista.



Fonte: Giannini (2022).

Com todas as características acima, ele é o maior do mundo em pesquisas científicas. Grande parte das pessoas alheias ao assunto, imagina que esse colisor se destina exclusivamente a encontrar partículas subatômicas presentes à época da criação de nosso Universo, todavia, essas pesquisas enfocam bastante em aplicações para soluções em problemas da sociedade, como: agricultura, tecnologia e saúde. Neste texto, dar-se atenção especial à saúde.

Após a descoberta dos hádrons, do grego, que significa “forte”, “pesado”, o físico Robert R. Wilson propôs o uso de partículas nucleares carregadas (hádrons carregados) nos tratamentos de radioterapia, por serem partículas mais pesadas que os feixes de elétrons e com isso poderem também combater tumores (HUSSEIN; REBELLO, 2005).

Tempos depois, os primeiros testes começaram em Uppsala, Suécia. Após essa primeira fase, mais de 3 mil pacientes foram submetidos a testes no Laboratório Cíclotron de Harvard, com a colaboração do Hospital Geral de Massachusetts (PIVETTA, 2014).

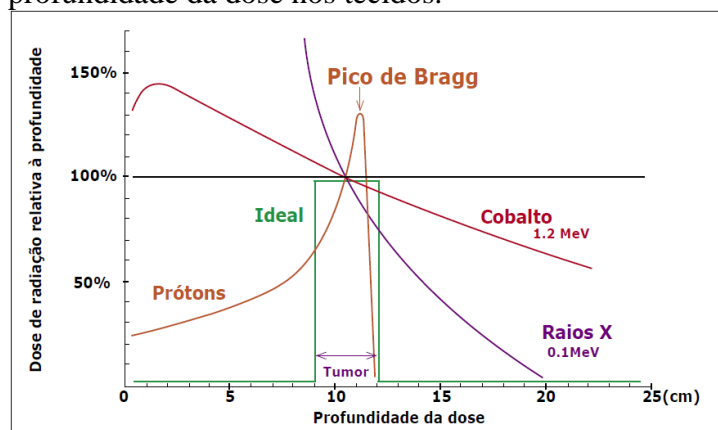
Em 1954, deram se início às primeiras aplicações clínicas dessa técnica, ocorrendo simultaneamente nos EUA, Suécia e antiga União Soviética, representando um marco na tecnologia radioterapêutica.

### Tratamento Hadronterápico

Hadronterápico é um tipo de tratamento radioterápico em que se utilizam partículas pesadas: prótons, íons de carbono e nêutrons. Estes elementos apresentam uma característica diferenciada em relação aos feixes de elétrons (radioterapia convencional), ao irradiar na região a ser tratada; atingem menos os tecidos que estão ao redor e, portanto, preservam mais os tecidos saudáveis (HUSSEIN; REBELLO, 2005). Isso ocorre devido a uma característica peculiar de deposição dessas partículas, chamada de “Pico de Bragg”.

O Gráfico 1 mostra como se comporta essa deposição de energias nos tecidos. Nesse gráfico, se observa a comparação entre a deposição de energia dos raios X feixe de elétrons (radioterapia convencional) e prótons (Hadronterapia).

Gráfico 1: Representação da dose de radiação *versus* profundidade da dose nos tecidos.



Fonte: Hussein (2015).

Neste gráfico, ainda pode-se observar as diferenças entre as energias depositadas nos tecidos, desde a entrada até regiões um pouco mais profundas, pelo feixe de elétrons – produzido a partir do Cobalto-60 e pelos prótons – Hadronterapia (HUSSEIN; REBELLO, 2005).

Observa-se que o feixe de elétrons penetra no tecido com uma energia alta e vai se dissipando à medida que se aprofunda na região; ao passo que os feixes de prótons entram no tecido com uma energia relativamente baixa e vão aumentando gradualmente à medida em



que se aprofunda, até culminar com o pico máximo de deposição de energia na região tumoral.

### **Aceleradores utilizados na Hadronterapia**

Para produção de feixes de partículas utilizados na radioterapia, são utilizados os aceleradores. Os feixes de elétrons utilizam um tipo de acelerador chamado de *linear*; os de prótons e íons de carbono utilizam os aceleradores circulares chamados de *acelerador cíclotron*.

Este aparelho tem por objetivo acelerar prótons e íons de carbono a velocidades próximas a  $2/3$  da velocidade da luz (225.000 Km/s), e com isso modular a intensidade, utilizando técnica semelhante às do IMRT, a energia para irradiação na região desejada (PIVETTA, 2014).

Segundo a explicação de Márcio Fagundes, diretor do Instituto de Câncer de Miami do Hospital Batista de Saúde do Sul da Flórida, a grande dificuldade do emprego da Hadronterapia é devido à necessidade de uma área grande para instalações físicas e o custo elevado de instalação e operação, de cerca de R\$ 80 mil e variando até R\$ 400 mil (cotação leva em conta a cotação atual) no tratamento pediátrico (GÓMEZ, 2019).

O centro de Hadronterapia mais avançado da Europa se localiza na Universidade de Heidelberg – Alemanha. Nele são tratados pacientes com feixes de prótons em sua maioria, cerca de 90% dos tratados, pois é uma terapia mais eficiente que a dos raios X e de duas a três vezes menos energéticas que as de íons de carbono que são empregados em casos mais complicados (PIVETTA, 2014).

Assim, inaugurado em 2009, este centro custou € 120 milhões; é composto de um prédio de três andares com 5 mil metros quadrados. Uma estrutura de aço gigantesca, que pesa 670 toneladas e tem 25 metros de comprimento e 13 de diâmetro, conecta-se ao seu síncrotron, ocupando uma área de 3 andares, utilizada na organizar do aparato para o envio dos feixes com precisão milimétrica para a sala ao lado.

Nas Figuras 3 e 4 são apresentadas um pouco do aparato necessário para instalação de um centro médico de Hadronterapia.

Figura 3: Acelerador Cíclotron-Estrutura de 670 toneladas que direciona os feixes de partículas: precisão milimétrica contra tumores.



Fonte: Pivetta (2014).

Figura 4: Sala de Hadronterapia em Heidelberg – Hospital Universitário de Heidelberg.



Fonte: Pivetta (2014).

São estes e outros pontos que dificultam a instalação de centros no Brasil. Há poucos em operação no mundo.

Eis a Tabela 1 com os centros de pesquisa que dispõem da estrutura para esse tipo de tratamento, com base em uma relação ao ano de 2005.

Tabela 1: Centros especializados em Hadronterapia até o ano 2005.

<b>Centros especializados em hadronterapia</b>		
NTPC, Harvard	Massachusetts (EUA)	Próton
Loma Linda	Califórnia (EUA)	Próton
MPRI	Indiana (EUA)	Próton
UCSF - CNL	Califórnia (EUA)	Próton
Moscou	Rússia	Próton
São Petersburgo	Rússia	Próton
Dubna	Rússia	Próton
PMRC, Tsukuba	Japão	Próton
HIMAC, Chiba	Japão	Próton, íon pesado
NCC, Kashiwa	Japão	Próton
Hyogo	Japão	Próton, íon pesado
Wakasa Bay	Japão	Próton
PSI (72 - 200MeV)	Suíça	Próton
Uppsala	Suécia	Próton
Clatterbridge	Inglaterra	Próton
Louvain-la-Neuve	Bélgica	Próton
Nice	França	Próton
Orsay	França	Próton
N.A.C., Faure	África do Sul	Próton
TRIUMF	Canadá	Próton
GSI Darmstadt	Alemanha	Íon pesado
HMI Berlim	Alemanha	Próton
Munique	Alemanha	Próton
Erlangen	Alemanha	Próton
Heidelberg	Alemanha	Próton
INFN-LNS, Catani	Itália	Próton
CNAO, Milan & Pavia	Itália	Próton
Central Italy	Itália	Próton
TOP Project ISS Roma	Itália	Próton
CGMH	Coreia do Norte	Próton
Bratislava	Eslováquia	Próton, íon pesado
Austron	Áustria	Próton, íon pesado

Fonte: Hussein (2015).

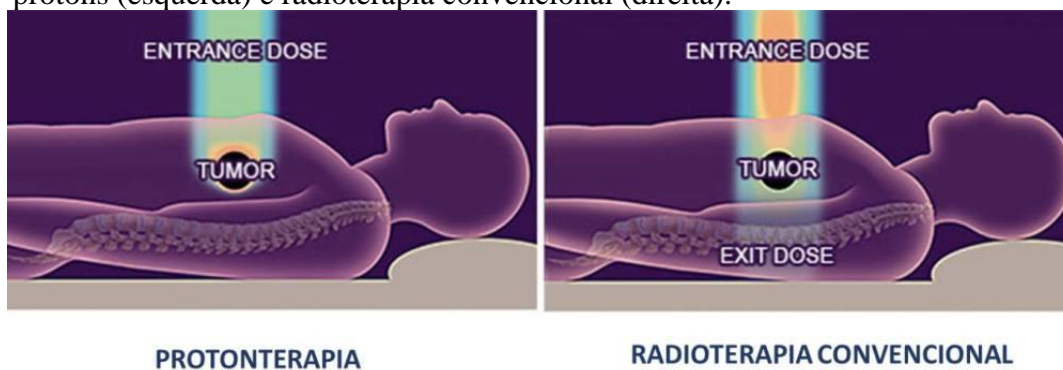
Segundo Márcio Fagundes, hoje esses números já somam 30 em centros dos EUA e outros 20 na Alemanha e Holanda.

É importante frisar que um dos motivos pelos quais esses centros ainda não chegaram no Brasil, refere-se à eficácia da radioterapia convencional para alguns tipos de câncer.

Na próxima subseção, será feito um comparativo entre as duas modalidades de terapia para combate ao câncer. Para isso, serão apresentadas fotografias e ilustrações comparativas entre aplicações de técnicas de radioterapia convencional e a hadronterapia.

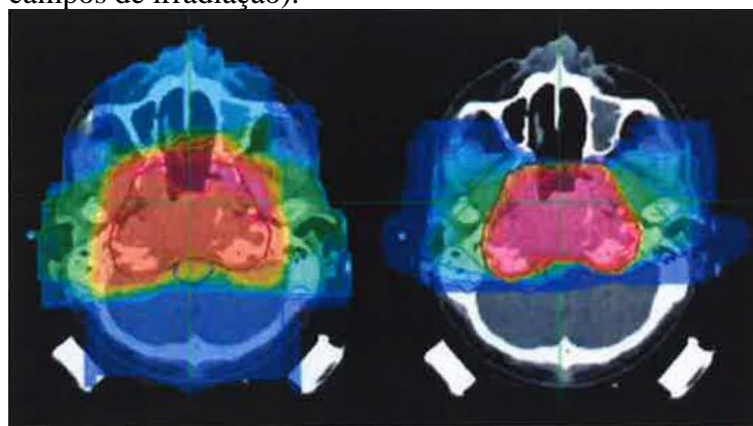
## Comparativos entre a Hadronterapia e a Radioterapia convencional

Figura 5: Ilustração da dose recebida por um paciente em tratamento com terapia de prótons (esquerda) e radioterapia convencional (direita).



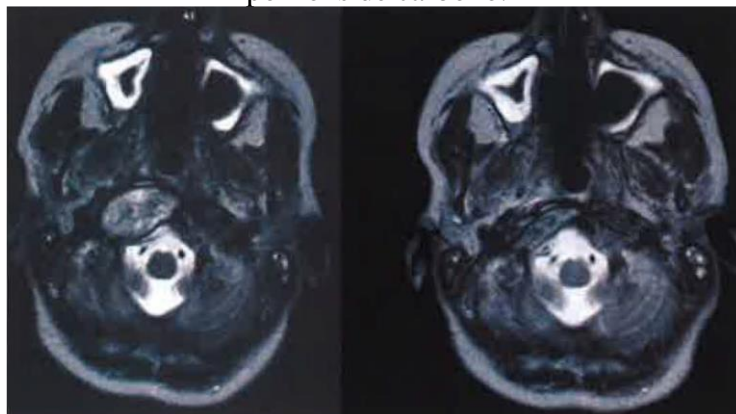
Fonte: Ufhealth (s.d).

Figura 6: Comparação entre o planejamento de tratamento de um tumor na base do crânio com fótons (imagem à esquerda, utilizando IMRT com quatro feixes de irradiação) e com íons de carbono (imagem à direita, utilizando dois campos de irradiação).



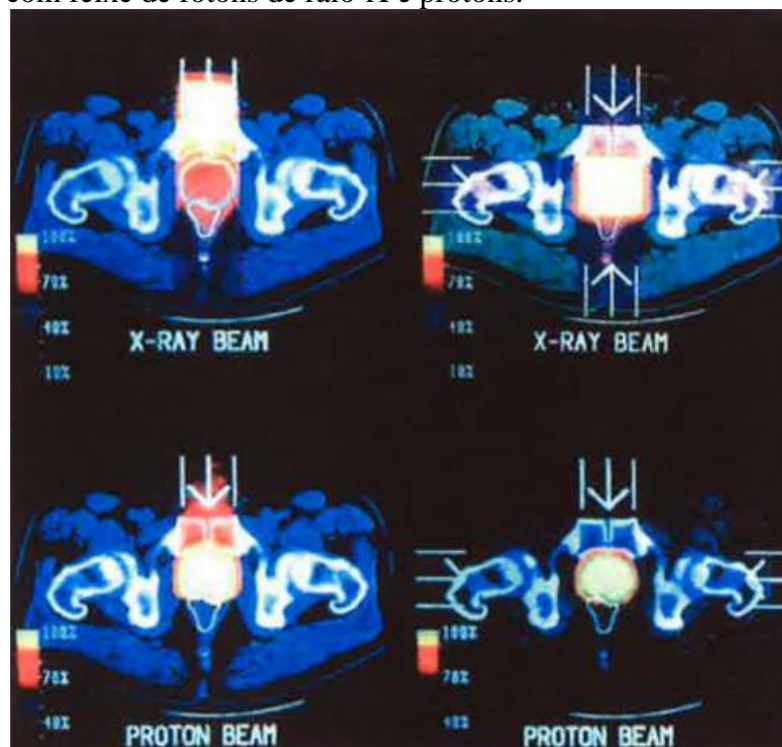
Fonte: Teles (2006).

Figura 7: Retrocesso da doença em um paciente com tumor na base do crânio após seis meses de tratamento com irradiação por íons de carbono.



Fonte: Teles (2006).

Figura 8: Comparação entre o Tratamento do câncer de próstata com feixe de fótons de raio-X e prótons.



Fonte: Teles (2006).

As fotografias mostram as comparações entre a radioterapia convencional e hadronterapia; nelas observamos a radiação na região de acesso ao tumor e à energia depositada nele. A extrema diferença de perda de energia na entrada, para a convencional, e o pico de Bragg na região estimada, utilizando-se a protonterapia (VIEIRA, 2014).

O Quadro 1 representa comparações entre a radioterapia convencional e a hadronterapia.

Quadro 1: Comparação entre os dois tipos de radioterapia.

	<i>Radioterapia convencional</i>	<i>Hadronterapia</i>
<i>Custo</i>	Custo acessível.	Custo extremamente alto.
<i>Localização dos centros de tratamento.</i>	Comum em diversos países, inclusive no Brasil.	Existe em centros como EUA, Europa e Ásia. Ainda não existe no Brasil.
<i>Eficácia.</i>	Apresenta eficácia comprovada, principalmente em casos mais superficiais.	Muito eficiente em casos de localizações tumorais mais profundas.
<i>Efeitos colaterais.</i>	Efeitos mais acentuados, devido a eliminação de tecidos saudáveis no caminho.	Efeitos menos acentuados, por danificar menos tecidos saudáveis adjacentes.
<i>Casos mais indicados.</i>	Câncer de pele, linfoma entre outros.	Câncer de próstata, colo do útero, mama esquerda, cérebro, colón e reto, pediátrico etc.
<i>Alcance com eficiência (cm).</i>	Podem atingir até 3 centímetros de profundidade do tecido.	Podem atingir até 30 centímetros de profundidade no tecido

Fonte: próprio autor.

### **Novas pesquisas na Radioterapia**

As novas pesquisas a nível mundial se concentram em descobrir: a origem real da mutação genética; como as células se comportam, quando estão predispostas a desenvolver a doença e com isso já combater antecipadamente a mesma; desenvolver um medicamento universal que consiga curar todas as variações da doença.

Esses e outros objetivos relacionados a esses estudos terão potencial de sucesso com os estudos de física de partículas que é feita no LHC e em outros aceleradores de partículas espalhados no mundo, a exemplo do Brasil com Sirius que se localiza na UNICAMP, Campinas-SP e que se objetiva a realizar estudos em áreas de ciência base e

aplicada, entendendo a matéria a nível mais microscópico possível, para auxílio ao desenvolvimento de medicamentos (HUSSEIN; REBELLO, 2005).

Material complementar

- (audiovisuais):

[Simulação da Hadronterapia \(protonterapia\)](#)

### Referências

GÓMEZ, N. **5 mil brasileiros morrem por falta de radioterapia, mas cenário deve mudar**. [S. l.], 28 mar. 2019. Disponível em: <https://www.uol.com.br/vivabem/noticias/redacao/2019/03/28/5-mil-pacientes-morrem-por-falta-de-radioterapia-mas-cenario-deve-mudar.htm>. Acesso em: 1 dez. 2021.

HUSSEIN, M. S.; REBELLO, P. Combate ao câncer ganha novas técnicas: a física nuclear e o tratamento de tumores. **Revista USP**, São Paulo, n. 66, p. 80-95, jul. 2005. Disponível em: <http://www.revistas.usp.br/revusp/article/view/13435/15253>. Acesso em: 26 nov. 2021.

PIVETTA, M. Prótons e íons na medida certa: Hadronterapia combate tumores de forma mais seletiva e eficaz que a radioterapia convencional. **PESQUISA FAPESP**, São Paulo/SP, n. 223, p. 24-25, set. 2014. Disponível em: [http://revistapesquisa.fapesp.br/wp-content/uploads/2014/09/024-025\\_cancer-proton\\_223.pdf](http://revistapesquisa.fapesp.br/wp-content/uploads/2014/09/024-025_cancer-proton_223.pdf). Acesso em: 26 nov. 2021.

TELES, P. R. **Hadronterapia**: Abordagem Semiclássica da Perda de Energia, Efeitos da Fragmentação Nuclear e Taxa de Reação. 2006. 118 p. Dissertação de Mestrado (Mestre em Ciências) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo/SP, 2006.

VIEIRA, B. A. B. **Caracterização da deposição de energia de um feixe de próton, utilizando o código de Monte Carlo FLUKA**. 2014. Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação - TCC (Bacharel em Física Médica) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Botucatu/SP, 2014. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/142911/000867022.pdf?sequence=1>. Acesso em: 26 nov. 2021.

Boas reflexões!

### ENCONTRO 5

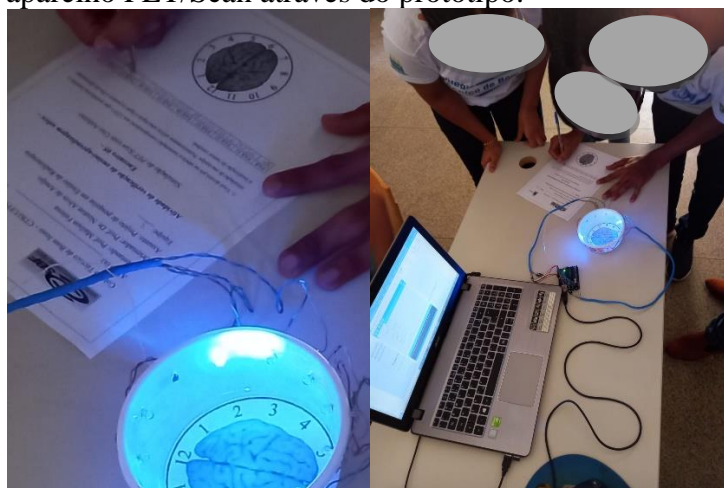
O Encontro 5, com duração máxima deverá ser de 2 horas-aula (100 min), deverá ter início com o debate do Texto 4: PET/Scan e radiofármacos, apresentado abaixo, em que as dúvidas dos alunos possam ser socializadas entre as equipes, a fim de esclarecer tais dúvidas sob a mediação e intervenção do professor. Em seguida, desenvolver a oficina/simulação

computacional com utilização do Arduino Uno. E, por último, aplicar o Questionário 4 (APÊNDICE F): identificar conhecimentos desenvolvidos durante o Encontro 05.

A título de esclarecimentos, é oportuno explicar que, de acordo com Horst e Cordenonsi (2021), o Arduino surgiu na Itália em 2005 e se trata de uma placa eletrônica que tem um microcontrolador anexo à sua estrutura que dispõe de facilidade na programação, podendo ser utilizado códigos simples e abertos. Possuindo a capacidade de se conectar a sensores, LED, dentre outros, com a capacidade de conexão entre o digital e o analógico. Diante de tal facilidade de uso e manuseio, é bastante utilizada em projetos de robótica e automação.

Quanto à oficina, empregar o protótipo do aparelho PET/Scan *simulation*. Para isso, inicialmente, deve-se demonstrar o funcionamento real do aparelho, lembrando que, no Texto 4, há maiores informações sobre o referido aparelho. Em seguida, os alunos, na prática, deverão simular o funcionamento do mesmo através do protótipo do aparelho PET/Scan *simulation*, a exemplo da Figura 35. Assim, instruir os alunos a anotarem os pares de LED que se acendem, simultaneamente ou de maneira isolada. Por fim, deverão realizar os registros desses dados na folha de atividades (APÊNDICE G) para que, assim, possam ligar os pontos anotados na folha, quando se acenderem os LED. Para isso, houve a necessidade de se criar os algoritmos (códigos) que determinam o funcionamento do próprio protótipo, conforme o Apêndice I.

Figura 9: Simulação, pelos alunos, do funcionamento do aparelho PET/Scan através do protótipo.



Fonte: arquivos do pesquisador (FEITOSA, 2022).



Diante disso, espera-se que os alunos localizem o tumor cerebral a partir da intersecção das retas. Desse modo, pode-se fortalecer o aprendizado significativo da aniquilação por pares intermediado por tal aparelho.

#### TEXTO 4

### **PET/Scan e radiofármacos<sup>22</sup>**

#### **Aceleradores de partículas**

Consiste num aparelho destinado a produção e aceleração de feixes de partículas carregadas como elétrons, prótons, íons de carbono, pósitrons, antiprótons, nêutrons entre outros. Eles são acelerados sob a ação de campos eletromagnéticos podendo chegar a velocidades próximas às da luz ( $3 \cdot 10^8$  m/s), o que os tornam mais energéticos para determinadas necessidades específicas como irradiar tecidos e regiões cancerígenas (AMADOR, 2009).

Na medicina nuclear são utilizados dois tipos de aceleradores: linear e o cíclotron.

Acelerador linear é um aparelho que produz radiação ionizante através de energia elétrica. Ele produz raios X de alta energia (utilizado no tratamento de regiões mais profundas devido seu alto poder de penetração nos tecidos) e feixes de elétrons acelerados (utilizados em regiões mais superficiais). É importante frisar que os aparelhos de raios X convencionais trabalham na ordem de dezenas de KeV e para energias mais altas utilizam-se os aceleradores lineares.

A Figura 1 abaixo apresenta um acelerador linear.

---

<sup>22</sup> O referido texto é uma produção deste pesquisador (FEITOSA, 2021).

Figura 1: Acelerador linear de partículas.



Fonte: Paraíba (2016).

Acelerador cíclotron é um aparelho que tem estruturas internas semicirculares destinadas a aceleração de íons impulsionados por campos elétricos em frequência definida e orientados por campos magnéticos, a fim de colidirem com alvos sólidos, líquidos ou gasosos a altas energias na ordem de MeV, mediante o tipo de radioisótopo que se deseja produzir. Radioisótopos formados por fótons e partículas.

Abaixo apresenta-se a Figura 2 de um acelerador cíclotron.

Figura 2: Acelerador de partículas cíclotron.



Fonte: Ipen (s.d).

A produção dos radionuclídeos é essencial para a produção de outro componente radioterápico a ser discutido na sessão seguinte.

## **Radiofármacos**

São compostos radioativos formados por radionuclídeos (isótopos radioativos responsáveis pela emissão de radiação) e ligados quimicamente a molécula de algum elemento químico não-radioativo que desempenha alguma função específica num tecido, estrutura ou órgão a ser investigado ou tratado (AMADOR, 2009).

Esses radiofármacos atendem a necessidades específicas de diagnóstico e tratamentos médicos, pois permitem visualizar a morfologia de regiões específicas do corpo humano como pulmões, coração, sistema vascular, cérebro, entre outros. É também largamente utilizado no tratamento de doenças como Alzheimer, Câncer, Acidente Vascular Cerebral – AVC, dentre outras patologias.

Figura 3: Representação de um radiofármaco se ligando ao alvo (célula) a fim de gerar cintilância e imagens radiográficas.



Fonte: Penafiel (2020).

São produzidas em laboratórios equipados e sujeitos aos mais rigorosos controles de qualidade e segurança, por se tratar de elementos altamente radioativos.

As fotografias abaixo retratam um pouco do ambiente no qual esses radiofármacos são produzidos.

Figura 4: Laboratório de produção de radiofármacos (à esquerda) e radiofármaco pronto para transporte e preparação no momento do uso (à direita).



Fonte: Brasil (2021).

Abaixo apresento uma tabela que dispõe alguns dos principais radiofármacos utilizados no Brasil e algumas de suas peculiaridades.

Quadro 1: Principais Radiofármacos e suas características utilizados em centros de medicina nuclear.

Radiofármacos	Aplicações	Tempo aproximado para realização do exame
$^{99m}\text{Tc}$ -Pertecnetato de sódio	Carcinoma da tireóide e metástases e hipertireoidismo	6 horas
$^{99m}\text{Tc}$ -ECD (Neurolite)	Sequelas de trombose	6 horas
$^{99m}\text{Tc}$ -Sestamibe (Cardiolite)	Avaliação e localização da isquemia e necrose tecidual no enfarte do miocárdio	6 horas
$^{67}\text{Ga}$ -citrato de gálio	Tumores primários como doença de Hodgkin, linfomas, tumor dos pulmões e melanoma. Localização de doença	78 h

	inflamatória aguda e infecções	
<sup>99m</sup> Tc-enxofre coloidal (TechneColl)	Avaliação da função hepatobiliar	6 horas
<sup>99m</sup> Tc-leucócitos	Localização de infecção e inflamação	6 horas

Fonte: Oliveira *et. al* (2020).

Para um melhor entendimento dos radiofármacos, recomendo assistir aos recursos audiovisuais recomendados no “material complementar” no final deste material.

Nesta próxima sessão será apresentado o aparelho no qual o radiofármaco é utilizado e um pouco de seus princípios físicos envolvidos no seu funcionamento.

### **Aparelho PET Scan**

Até pouco tempo era uma tarefa bem difícil para a medicina visualizar as estruturas cerebrais e com isso realizar diagnósticos e tratar patologias presentes nessa região. Com o advento dos estudos da física de partículas, em específico os hádrons, tornou-se possível a realização de visualizações através dos aparelhos SPECT-CT (Tomografia por emissão de fóton único) e PET-Scan (Tomografia por emissão de pósitrons), ambos associados a aparelhos de tomografia computadorizada.

Esses aparelhos são capazes de diagnosticar doenças como Alzheimer, esquizofrenia e numerosas outras doenças mentais. Além de serem extremamente úteis no mapeamento de regiões específicas do cérebro que se relacionam a fala, visão, paladar, dentre outras, e com isso minimizar os riscos pré-existentes numa cirurgia.

Nos atentaremos a falar exclusivamente do PET-Scan que além de diagnósticos às patologias cerebrais citadas, é extremamente utilizado em outras estruturas ou órgãos como, a parte óssea, auxiliando no diagnóstico de doenças ósseas; disfunções de funcionamento do coração, rins, fígado, pulmões, dentre outros. É bastante utilizado no diagnóstico e tratamento do Câncer.

Para que as imagens internas do corpo possam ser visualizadas, é necessário que se “jogue luz”. Desta forma são utilizados os radiofármacos, que auxiliam na formação da

imagem. Lembrando que cada radiofármaco se destina a imagear uma região diferente do corpo e isso tem relação direta com o fármaco associado ao radionucleotídeo.

O radionucleotídeo Tecnécio 99m é um dos mais utilizados para imageamento no aparelho PET Scan, tendo em vista, que o mesmo pode ser combinado com uma dezena de fármacos chamados de “kits liofilizados”.

Abaixo apresenta-se uma Figura do aparelho PET Scan utilizado nos procedimentos radiológicos por imagem (AMADOR, 2009).

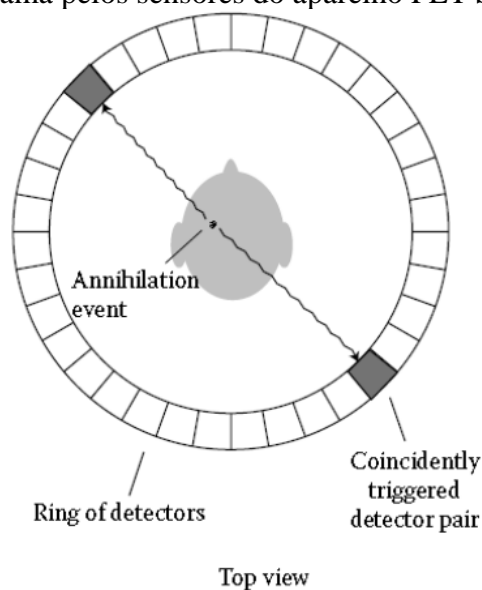
Figura 5: Aparelho PET Scan utilizado em procedimentos radiológicos por imagem.



Fonte: Experts (2016).

O princípio físico de funcionamento do PET Scan se baseia na geração do par elétron-pósitron pelo radiofármaco administrado ao paciente, momentos antes da realização do exame. Após o radiofármaco emitir a radiação gama (produto da aniquilação do par elétron-pósitron), esta é detectada por sensores posicionados diametralmente, conforme mostra a ilustração abaixo (AMADOR, 2009).

Figura 6: Esquema de detecção de radiação gama pelos sensores do aparelho PET Scan.



Fonte: Amador (2009).

É importante frisar a importância da Física de partículas para o funcionamento desse aparelho, sem o domínio da mesma, estaríamos fadados a diagnósticos imprecisos e tratamentos rudimentares no combate às doenças investigadas pelo aparelho.

Esse desenvolvimento da Física Médica aplicada à radioterapia só reforça o quão importante é a inserção de tal conteúdo tão importante ao ensino médio, pois pode despertar o interesse em alunos que possam ser futuros profissionais da área e com seu trabalho contribuir para a continuação do desenvolvimento da sociedade em aspectos sociais e tecnológicos (AMADOR, 2009).

Material complementar

(audiovisual): [Explicando o radiofármaco - IPEN](#)

### Referências

AMADOR, S. K. Introduction to Physics in Modern Medicine. 2ª. ed. Haverford College Pennsylvania, USA: CRC Press, 2009.

EXPERTS, Onco. **A UTILIZAÇÃO DO PET/CT NO TRATAMENTO DO CÂNCER.** São Paulo, 2 fev. 2016. Disponível em: <https://www.oncofisio.com.br/noticia/a-utilizacao-do-pet-ct-no-tratamento-do-cancer>. Acesso em: 8 dez. 2021.

IPEN (SP). **Equipamentos multiusuários:** Acelerador de Partículas Ciclotron - Cyclone 18. [S. l.], s.d. Disponível em: [https://www.ipen.br/portal\\_por/portal/interna.php?secao\\_id=839&campo=5060](https://www.ipen.br/portal_por/portal/interna.php?secao_id=839&campo=5060). Acesso em: 26 nov. 2021.

OLIVEIRA, R. et. al. Preparações radiofarmacêuticas e suas aplicações. **Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas**. vol. 42, n. 2, p. 151-165, abr./jun., 2006. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbcf/a/RjFqKQxWrfCHv8Z4hggq68m/?lang=pt>. Acesso em: 20 out. 2021.

PARAÍBA recebe primeiro acelerador linear do Plano de Expansão da Radioterapia. [S. l.], 29 nov. 2016. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/noticias/paraiba-recebe-primeiro-acelerador-linear-do-plano-de-expansao-da-radioterapia>. Acesso em: 15 dez. 2021.

Boas reflexões!



## REFERÊNCIAS

- ARGENTO, H. **Educação**: Sala de Aula Invertida: Professor no papel de facilitador. [S. l.], 20 set. 2021. Disponível em: <https://www.professordofuturo.com.br/sala-de-aula-invertida-professor-no-papel-de-facilitador>. Acesso em: 6 set. 2022.
- AUSUBEL, D.P., NOVAK, J.D. e HANESIAN, H. **Psicologia educacional**. Tradução para o português, de Eva Nick *et al*, da segunda edição de Educational psychology: a cognitive view. Rio de Janeiro: Inter-americana, 1980.
- BRASIL. Ministério da Saúde. INCA. **ABC do câncer**: abordagens básicas para o controle do câncer. 4. ed. Rio de Janeiro – RJ: Inca, 2018. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/livro-abc-4-edicao.pdf>. Acesso em: 29 ago. 2022.
- BRAUN, Thomas. Espectrômetro plots, 2014. Disponível em: <https://cta.if.ufrgs.br/projects/espectrometro-plots/wiki/Wiki?version=19>. Acesso em: 16 mai. 2022.
- CARDOSO, E. **Aplicações de Energia Nuclear**. Apostilas Educativas. Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) - 3. ed.- Rio de Janeiro: CNEN, 2012. Disponível em: <http://antigo.cnen.gov.br/images/cnen/documentos/educativo/apostila-educativa-aplicacoes.pdf>. Acesso em: 11 ago. 2022.
- DEGIOVANNI, Alberto; AMALDI, Ugo. History of hadron therapy accelerators. **Physica Medica**. v.31, 2015, p. 322-332, Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1120179715000629>. Acesso em: 17 ago. 2021.
- FRANCISCO, F. C, *et al*. Radiologia: 110 anos de história. **Rev. Imagem**, 24:281-286, 2005. Disponível em: <http://www.imaginologia.com.br/dow/upload%20historia/Radiologia-110-anos-de-Historia.pdf>. Acesso em: 29 jun. 2022.
- GOMES, Bruno. **Desinteresse do Legislativo pode prejudicar milhões de pacientes dependentes da medicina nuclear**, 2021. Disponível em: <https://abdan.org.br/2021/12/15/desinteresse-do-legislativo-pode-prejudicar-milhoes-de-pacientes-dependentes-da-medicina-nuclear/>. Acesso em: 15 ago. 2022.
- GROUP, M. **Quais são as áreas de atuação da radiologia industrial?**. Rio de Janeiro/RJ, 8 jul. 2020. Disponível em: <https://maximgroup.com.br/quais-sao-as-areas-de-atuacao-da-radiologia-industrial/>. Acesso em: 24 ago. 2022.
- GUZZO, M. O que são Neutrinos?. In: **Sociedade Brasileira de Física**. Campinas - SP: Instituto de Física Gleb Wataghin UNICAMP, 27 maio 2020. Disponível em: <http://www.sbfisica.org.br/v1/home/images/fisicaaovivo/fisica-ao-vivo-2020-05-27.pdf>. Acesso em: 8 ago. 2022.
- HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de física**. 8. ed. Rio de Janeiro, RJ: LTC, v. 4, 2009.

HORST, E. L.; CORDENONSI, A. Z. O uso das plataformas de prototipagem Arduino e Raspberry Pi na educação brasileira: uma Revisão Sistemática de Literatura. **RENOTE**, Porto Alegre, v. 18, n. 2, p. 470–480, 2021. Disponível em: <https://www.seer.ufrgs.br/index.php/renote/article/view/110287>. Acesso em: 24 out. 2022.

HUSSEIN, M. S.; REBELLO, P. Combate ao câncer ganha novas técnicas: a física nuclear e o tratamento de tumores. **Revista USP**, REVISTA USP, São Paulo, n. 66, p. 80-95, jul. 2005. Disponível em: <http://www.revistas.usp.br/revusp/article/view/13435/15253>. Acesso em: 26 nov. 2021.

KANE, S. A. **Introduction to Physics in Modern Medicine**. 2. ed. Haverford College Pennsylvania, USA: CRC Press, 2009.

KNIGHT, R. **Física - uma abordagem estratégica**: relatividade física quântica. 2. ed. Porto Alegre - RS: Bookman, v. 4, 2009.

LARA FILHO, L. *et al.* Achados tomográficos de pacientes submetidos a tomografia de crânio no pronto-socorro do Hospital Universitário Cajuru. **Radiologia Brasileira**, Curitiba/PR, ed. 46, p. 143–148, 2013. Disponível em: [http://www.rb.org.br/detalhe\\_artigo.asp?id=2412&idioma=Portugues](http://www.rb.org.br/detalhe_artigo.asp?id=2412&idioma=Portugues). Acesso em: 24 ago. 2022.

MARTINS, R. de A. A descoberta dos raios x e o primeiro comunicado de Röntgen. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, 20, n. 4, 1998.

MINERAÇÃO: DIFRAÇÃO DE RAIOS X (XRD). Barueri - SP, s.d s.d. Disponível em: <https://www.sgsgroup.com.br/pt-br/mining/metallurgy-and-process-design/high-definition-mineralogy/x-ray-diffraction-xrd#:~:text=A%20difra%C3%A7%C3%A3o%20de%20raio%20X,para%20identificar%20as%20fases%20presentes>. Acesso em: 24 ago. 2022.

MOREIRA, M. A. **A teoria da aprendizagem significativa e sua implementação em sala de aula**. Brasília: Editora UnB, 2006b.

MOREIRA, M. A. Aprendizagem significativa subversiva. **Série-Estudos - Periódico do Programa de Pós-Graduação em Educação da UCDB**, [S. l.], n. 21, 2006a. Disponível em: <https://www.serie-estudos.ucdb.br/serie-estudos/article/view/289>. Acesso em: 5 set. 2022.

MOREIRA, M. A. Negociação de Significados e aprendizagem significativa. **Ensino, Saúde e Ambiente**, v. 1, n. 2, 30 dez. 2008.

MUNHOZ, M. **Física Moderna I**: Aula 06. [S. l.], s.d. Disponível em: [https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/333662/mod\\_resource/content/2/Aula06.pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/333662/mod_resource/content/2/Aula06.pdf). Acesso em: 24 ago. 2022.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PHETCOLORADO. **O que é PhET? Uma breve introdução às simulações PhET**. [S. l.], s.d. Disponível em: <https://phet.colorado.edu/ptBR/about>. Acesso em: 26 set. 2022.

PIVETTA, M. Prótons e íons na medida certa: Hadronterapia combate tumores de forma mais seletiva e eficaz que a radioterapia convencional. **PESQUISA FAPESP**, São Paulo/SP, n. 223, p. 24-25, set. 2014. Disponível em: <http://revistapesquisa.fapesp.br/wp-content/uploads/2014/09/024-025cancer-proton223.pdf>. Acesso em: 26 nov. 2021.

SANTIN FILHO, O. **Breve histórico dos cem anos da descoberta dos raios X: 1895-1955**. Revista Química Nova, 1995, 18 (6). Instituto de Física da Universidade de São Paulo – SP.

SEARS, F. W.; ZEMANSKY, M. W.; YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A. **Física IV: ótica e física moderna**. 14. ed. São Paulo, SP: Pearson Addison Wesley, v. 4, 2016.

TELES, P. R. **Hadronterapia: Abordagem Semiclássica da Perda de Energia, Efeitos da Fragmentação Nuclear e Taxa de Reação**. 2006. 118 p. Dissertação de Mestrado (Mestre em Ciências) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo/SP, 2006.

TIPLER, P. A.; LLEWELLYN, R. A. **Física Moderna**. 6. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2014.

VIEIRA, B. A. B. **Caracterização da deposição de energia de um feixe de próton, utilizando o código de Monte Carlo FLUKA**. 2014. 20 p. Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação - TCC (Bacharel em Física Médica)- Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Botucatu/SP, 2014. Disponível em: <<https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/142911/000867022.pdf?sequence=1>>. Acesso em: 26 nov. 2021.