

# *Introdução às interações com a matéria e tratamentos de tumor*

## Sumário:

- 1) Interações de íons com a matéria
  - a) Introdução
  - b) Stopping power (poder de freamento)
  - c) Pico de Bragg
  - d) Ionização direta X ionização por radiação eletromagnética
  
- 2) Combate ao câncer por meio de bombardeio de íons
  - a) Tratamento alternativo de tumores por bombardeio de íons
  - b) Simulações por meio do SRIM
  - c) Instalações que oferecem o tratamento de feixes de prótons
  - d) Desafios e benefícios da criação de um centro de tratamento de tumores com feixes de prótons no Brasil
  
- 3) Bibliografia

## PARTE I

### *Introdução*

A interação de radiação diretamente ionizante com a matéria, também conhecida como interação de íons com a matéria, consiste na interferência de partículas carregadas, leves ou pesadas, nos elétrons dos orbitais da matéria, e até mesmo eventualmente em seus núcleos. Tal pode ser atingido por meio de processos de excitação, ionização, freamento, e, para altas energias, processos de ativação.

Ordinariamente, trataremos dos processos de ionização da matéria, além do poder de freamento, por motivos de praticidade (tal secção da teoria servirá de base para momentos futuros da apresentação).

### *Poder de Freamento*

Ao atravessar um material, uma partícula carregada transfere sua energia por meio dos processos de colisão e freamento, de tal maneira que, ao longo de uma trajetória elementar  $dx$ , a taxa de perda de energia pode ser expressa por:

$$S = -\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4 z^2}{m_0 v^2} * N * B$$
$$B = Z \left[ \ln \left( \frac{m_0 v^2}{I} \right) - \ln(1 - \beta^2) - \beta^2 \right]$$

Onde:

- $\beta = v/c$
- $c =$  velocidade da luz
- $e =$  carga fundamental do elétron
- $v =$  velocidade da partícula
- $N =$  átomos/cm<sup>3</sup> da matéria absorvedora
- $z =$  carga da partícula incidente
- $Z =$  número atômico da matéria absorvedora
- $I =$  potencial de excitação e ionização médio
- $m_0 =$  massa de repouso da partícula incidente

A relação  $S = -dE/dx$  é denominada Taxa Específica de Perda de Energia ou Poder de Freamento Linear (Linear Stopping Power). Assim, percebemos a influência que variáveis como a velocidade e carga da partícula incidente, além das variáveis que dizem respeito à matéria absorvedora, tem sobre a taxa de perda de energia do íon arremessado.

### *Pico de Bragg*

Traçando um gráfico do Stopping Power do íon pela Profundidade transcorrida dentro do material, obteremos o seguinte padrão:

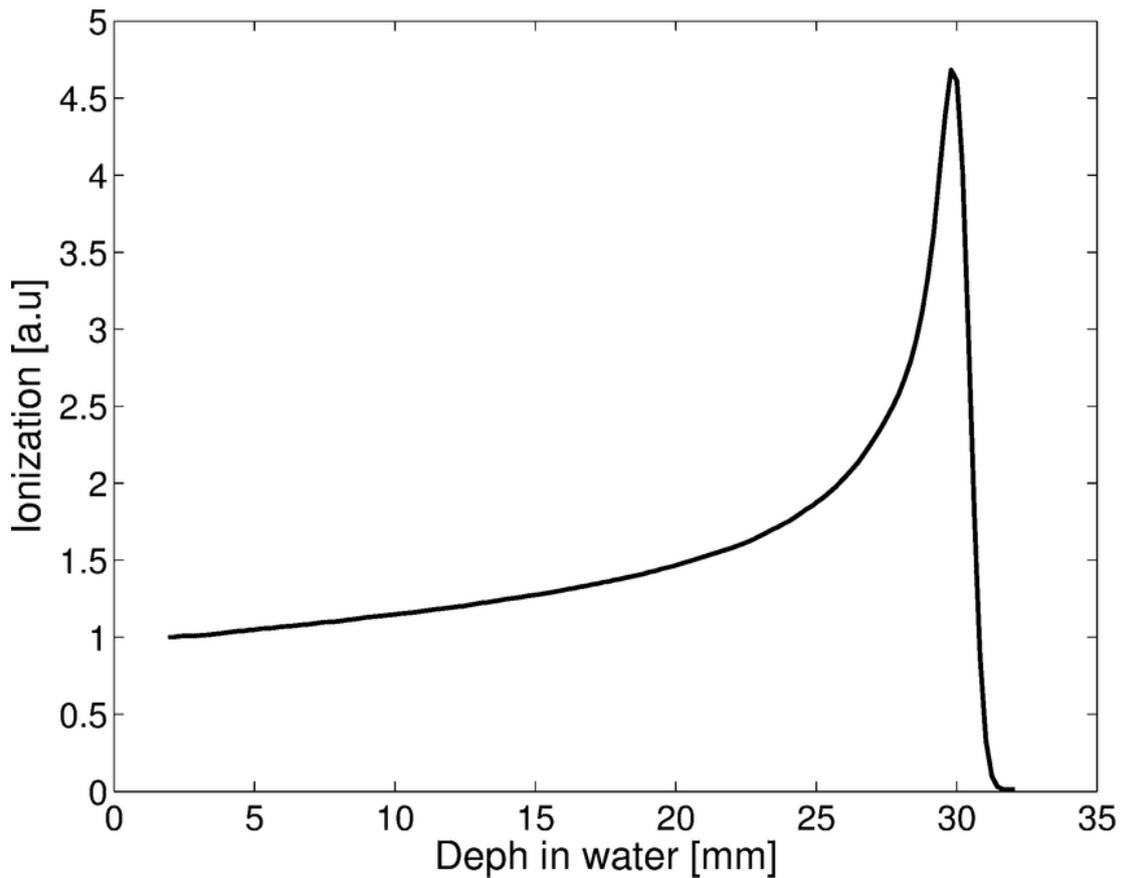


IMAGEM I – Padrão observado no gráfico da Ionização pela Profundidade.  
<https://oncologymedicalphysics.com/radiation-interactions/>

No gráfico, podemos observar dois pontos principais:

Em primeiro lugar, percebe-se que a perda de energia tende a se concentrar em um único ponto. Tal ponto é chamado de Pico de Bragg, e é o local no qual o íon tende a liberar grande parte de sua energia de maneira brusca. Podemos justificar o comportamento observado a partir do termo  $1/v^2$ , que apesar de pouco significativo ao início do trajeto, domina o formato do gráfico conforme o decréscimo da velocidade.

Já em segundo lugar, observa-se que, apesar da violência com a qual o íon libera energia no Pico de Bragg e em seus arredores, antes deste a taxa de perda de energia é razoavelmente linear e tipicamente com baixo coeficiente linear. Além disso, o Stopping Power cai a 0 depois do Pico de Bragg, uma vez que toda a energia é liberada ao final deste.

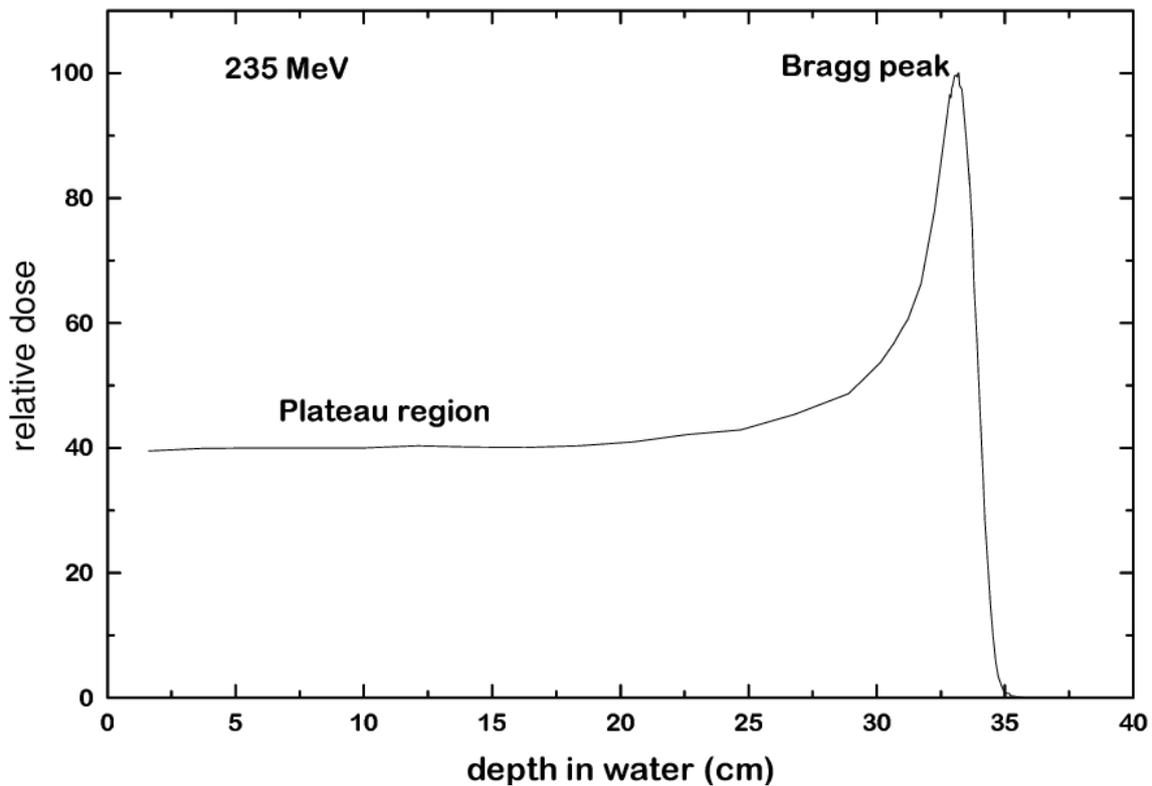


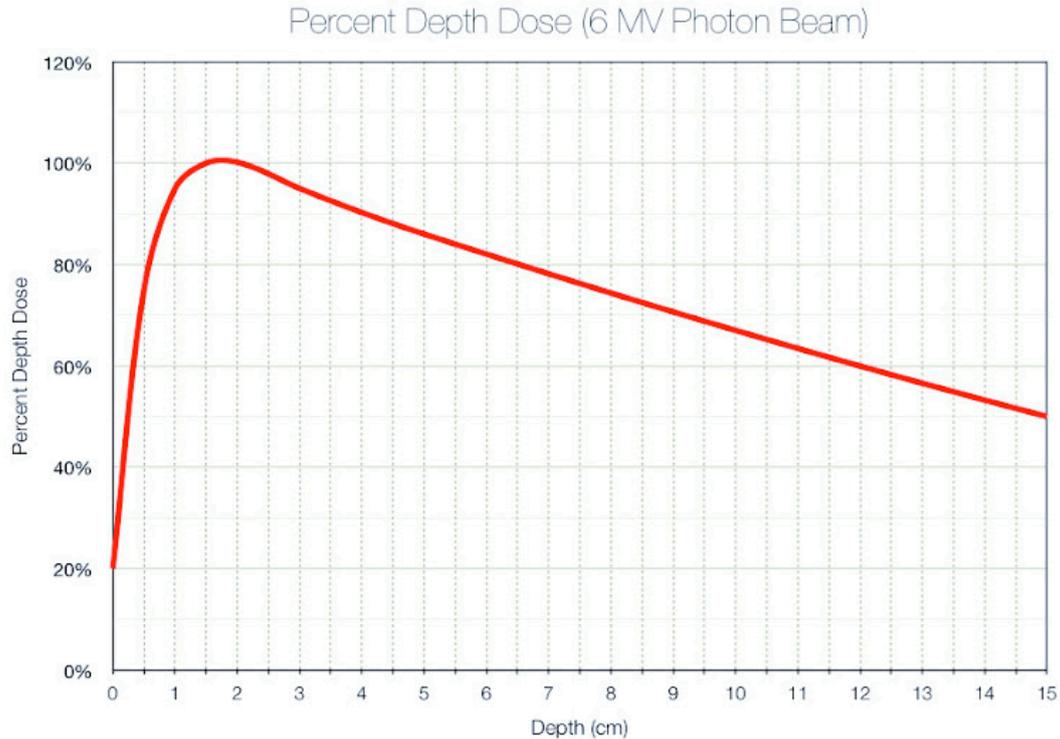
IMAGEM II – Padrão observado no gráfico da Ionização pela Profundidade, com o Pico de Bragg e o “platô” representados.

<https://www.semanticscholar.org/paper/Absorbed-Dose-Determination-in-External-Beam-An-of-Andreo-Burns/49de082e0627ca0c9d2e14329f2e408ad1f71ae3#extracted>

É importante notar, contudo, que o íon libera energia, e portanto ioniza, durante todo o trajeto até o fim de seu movimento. Acontece, no entanto, de a maior parte do “dano” causado pelo íon ser observado nos arredores do Pico de Bragg.

### *Ionização direta X Ionização por radiação eletromagnética*

É interessante, além disso, comparar o caráter da ionização direta com a ionização por exposição a radiação eletromagnética. Para fins didáticos, limitarei a análise à ionização por radiação de raios X, ou seja, fótons com energia entre 0.1 e 100 keV, cujo caráter do gráfico de perda de energia pela profundidade pode ser observado a seguir:



**IMAGEM III – Padrão de distribuição de energia de um feixe de Raio X penetrando a água, ao longo da profundidade.**

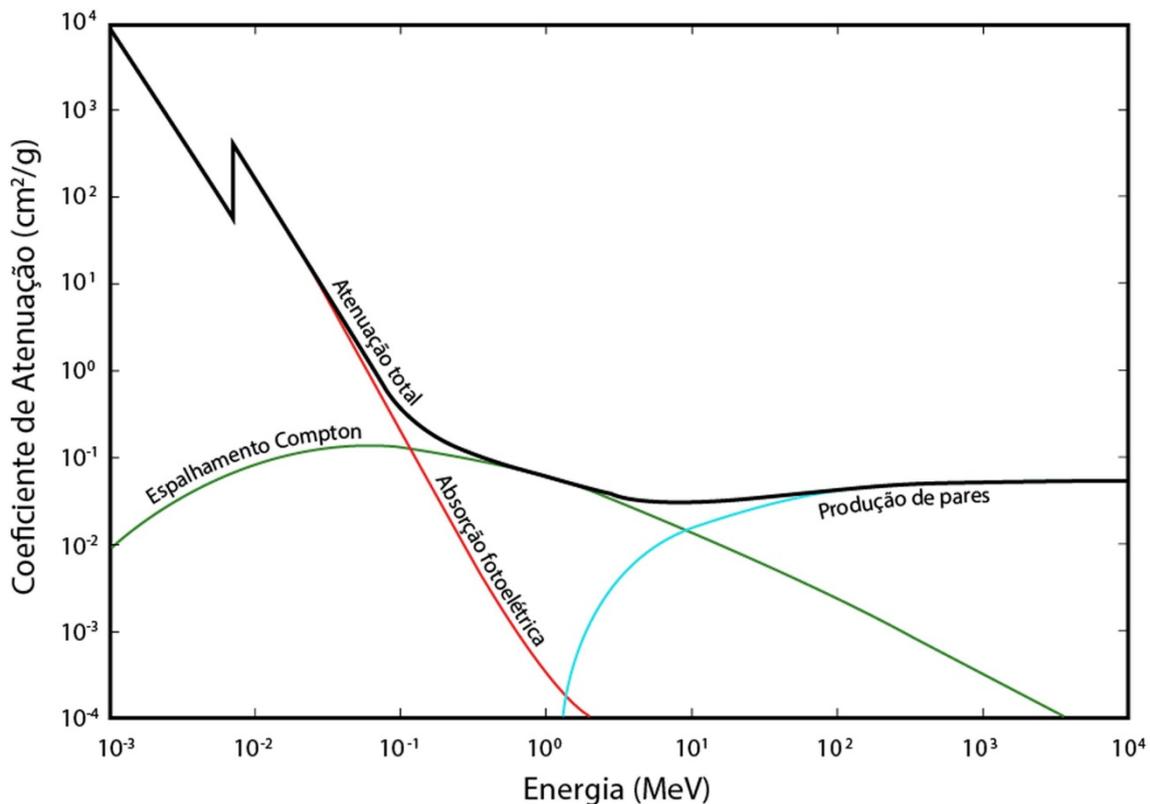
<http://ozradonc.wikidot.com/descriptors-of-dose-distribution-photons>

Observam-se dois regimes no gráfico:

O primeiro é de um súbito e aproximadamente constante crescimento da taxa de liberação de energia.

O segundo diz respeito a uma suave queda nesta taxa, que poderá ser a partir desse momento associada a uma função exponencial decrescente. É nessa parte do gráfico que estamos interessados, e a qual iremos posteriormente comparar com o caráter da ionização direta.

Tal comportamento pode ser explicado por meio dos 3 fenômenos da interação com a matéria, sendo estes: Efeito Fotoelétrico; Espalhamento Compton e Produção de Pares. A participação de cada um dos 3 fenômenos depende da energia do fóton, de acordo com o que nos mostra a seguinte imagem:



**IMAGEM IV – Padrão observado da participação das três modalidades de interação da radiação com a matéria, de acordo com a faixa energética do feixe. No gráfico também está representado o coeficiente de atenuação em função da energia do feixe.**

<https://www.scielo.br/j/rbef/a/rVxDWWj3pbSGzf5SMGpppDK/?lang=pt#>

Assim, percebemos que para a faixa energética dos raios X (0,1~100 keV), o efeito fotoelétrico é preponderante, de modo que nos aprofundaremos somente sobre ele.

OBS: apesar de a imagem IV mostrar o padrão do efeito fotoelétrico como uma reta decrescente, temos que lembrar de que o gráfico está em escala logarítmica. Deste modo, se justifica o caráter exponencial decrescente na imagem III

O efeito fotoelétrico pode ser entendido como uma interação no qual um fóton com baixas energias (claro, baixas energias se compararmos com as outras modalidades de interação. Ainda assim, o fóton representado pelo efeito fotoelétrico ostenta frequências muito superiores àquelas da luz visível) colide com um elétron de um orbital externo de determinado átomo, que absorve o dito fóton. Para manter verdadeira a conservação de momento, o elétron irá adquirir determinada velocidade, e sendo o fóton energético o suficiente, a colisão bastará para “arrancar” o elétron da orbita,

e assim, da área de influência do átomo, arremessando-o com altas velocidades.

Além disso, eis a explicação dos termos da imagem IV: o chamado coeficiente de atenuação linear diz respeito à dificuldade que um feixe de fótons tem para atravessar determinado material. Assim, quanto maior o coeficiente de atenuação linear  $\mu$ , mais fótons irão interagir com a matéria (no nosso caso, por meio do efeito fotoelétrico), e por consequência não serão capazes de atravessá-la, diminuindo a intensidade do feixe (lembre-se que, no caso da interação fotoelétrica, o fóton é completamente absorvido pelo elétron). Assim, o gráfico de  $\mu$  tem relação direta com a o gráfico da ionização de determinado material através de radiação eletromagnética. Segue a fórmula de atenuação eletromagnética:

$$I = \frac{I_0}{e^{x\mu}}$$

Onde:

- I – Intensidade do Feixe
- $I_0$  – Intensidade Inicial do Feixe
- x – Distância percorrida pelo Feixe no Material
- $\mu$  – Coeficiente de Atenuação Linear (relativo a determinado material)

OBS<sup>1</sup>: perceba que a unidade de  $\mu$  no SI é  $[\mu] = 1/m$ . Mesmo assim, no gráfico se mostra a unidade  $[\mu] = \text{cm}^2/\text{g}$ . A explicação para tal se dá no fato de que o  $\mu$  usado na gravura ser não o já explicado coeficiente de atenuação linear, mas o coeficiente de atenuação de massa, que é definido como a razão entre o coeficiente linear e a densidade do material absorvedor. Mesmo assim, ambos os coeficientes encerram grande correspondência, de modo que qualitativamente não há grandes problemas em imaginarmos o  $\mu$  acima como qualquer dos coeficientes.

OBS<sup>2</sup>: para os curiosos, o trabalho desenvolvido pelo meu colega João Rosa se aprofunda na questão do Efeito Compton e na Produção de Pares. Apesar de não ser imperativo para a compreensão do que nós estamos nos propondo neste TCC, recomendo profundamente que o leitor, dedique algum tempo ao trabalho de meu amigo (está, com licença à informalidade, mágico).

Ficam evidentes, portanto, as discrepâncias qualitativas no processo de ionização de um material quando exposto a feixes de íons ou de fótons.

## PARTE II

### *Tratamento alternativo de tumores por bombardeio de íons*

Recentemente vem sido desenvolvido um método alternativo de tratamento de câncer, que ao invés de usar radiação eletromagnética, lança mão do bombardeio da região afetada com íons leves.

O benefício de tal procedimento se dá devido à mitigação dos efeitos colaterais negativos decorrentes da ionização de células saudáveis: mesmo que o tratamento de radioterapia objetive causar dano às células cancerígenas, devido à própria natureza da taxa de perda de energia de um fóton (vista acima), grande fração da energia liberada se encerra na superfície do corpo, além do fato de que a ionização não cessa após o fóton ultrapassar a profundidade relacionada ao tumor. Deste modo, além de não limitar e maximizar os efeitos desejados sobre o corpo cancerígeno, causa grande prejuízo às porções menos profundas do corpo, além de distribuir certa parcela de energia indesejável às porções do corpo além do tumor.

Já no caso do tratamento do tumor por meio de um bombardeio de íons, é possível configurar os parâmetros do laboratório de tal modo que o Pico de Bragg coincide com a área desejada. Deste modo, a maior parte do dano é despejado justamente sobre o tumor, com pouco prejuízo às porções superficiais, e praticamente nenhum às porções mais profundas.

É imperativo notar, no entanto, que tal método se mostra superior à radioterapia apenas em casos de tumores localizados. Casos como Leucemia, por exemplo, serão melhores enfrentados por meio de outros métodos.

### *Simulações por meio do SRIM*

Por meio do simulador SRIM (Stopping and Range of Ions in Matter), amplamente empregado em diversas pesquisas científicas, nós simularemos com alto grau de confiança o fenômeno da interação dos íons com a matéria, e com isso poderemos entender melhor os benefícios do já citado método de tratamento de tumores.

Para tanto, assumiremos o corpo humano como composto exclusivamente de água (assunção aceitável, tendo em vista a composição do nosso organismo:

70% da massa de um corpo humano adulto e saudável corresponde à água), e o íon escolhido para as simulações será o hidrogênio, por ser leve e de fácil aceleração, e devido a isso amplamente empregado nas instalações que já que lançam mão do método de ionização direta no tratamento de tumores.

OBS: consideramos o átomo como despido de elétrons, uma vez que a grandes velocidades os elétrons não “conseguem acompanhar” o núcleo, o que permite uma análise teórica do átomo, nesse contexto, como uma massiva partícula positiva (íon).

Abaixo se encontram várias simulações de trajetória, bem como os gráficos de ionização para prótons com diversas energias:

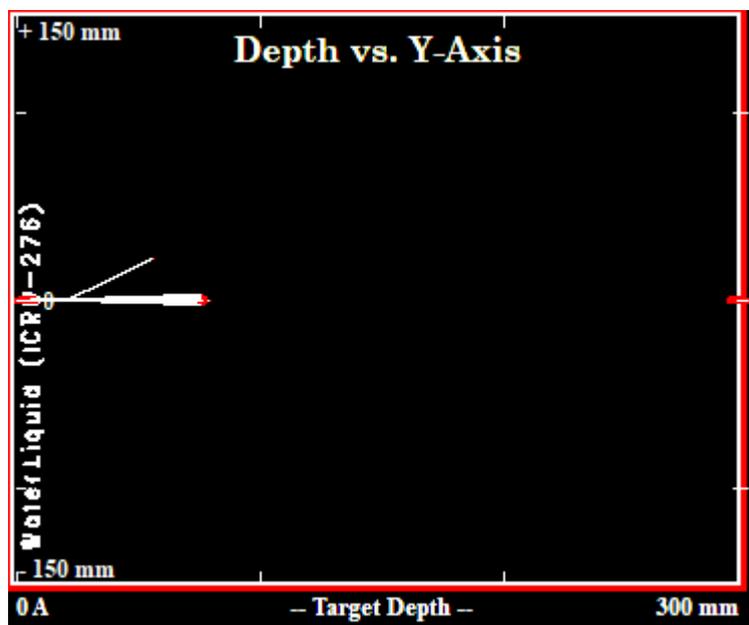


IMAGEM V – Feixe de H com 100 MeV penetrando 30 cm de água líquida (simulação usando 100 íons)

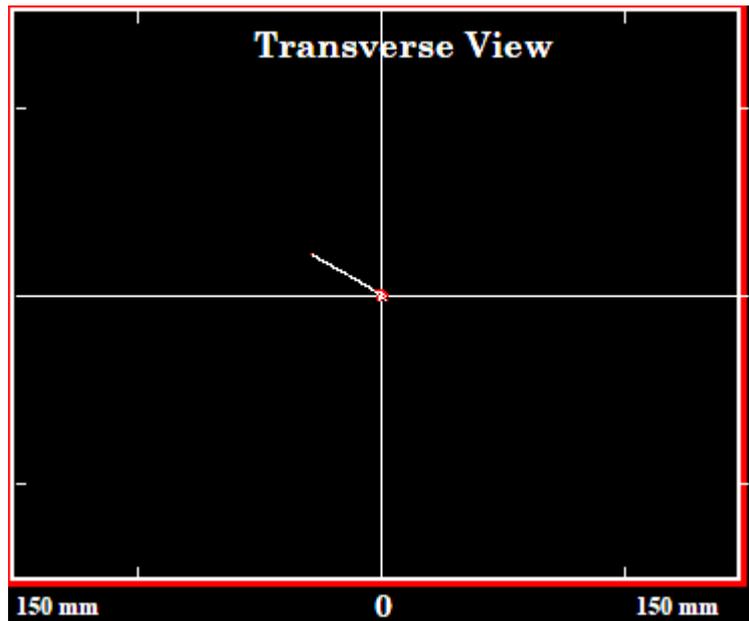


IMAGEM VI – Vista transversal de um feixe de H com 100 MeV penetrando 30 cm de água líquida (simulação usando 100 íons)

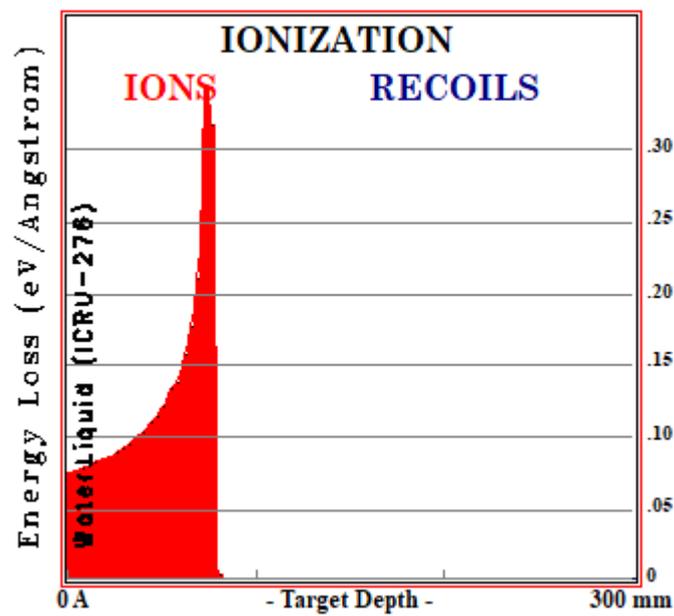


IMAGEM VII – Gráfico do poder de freamento, e portanto da ionização, em função da profundidade para um feixe de H com 100 MeV penetrando 30 cm de água líquida

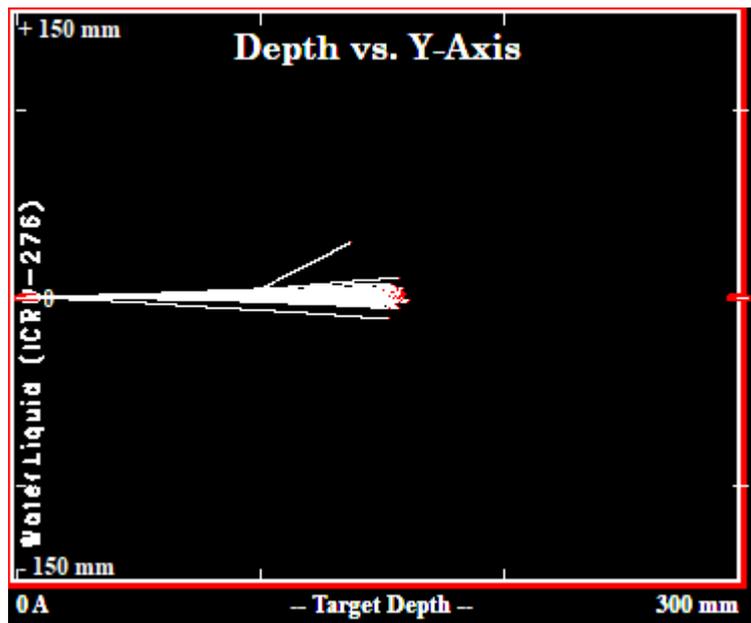


IMAGEM VIII – Feixe de H com 150 MeV penetrando 30 cm de água líquida (simulação usando 100 íons)

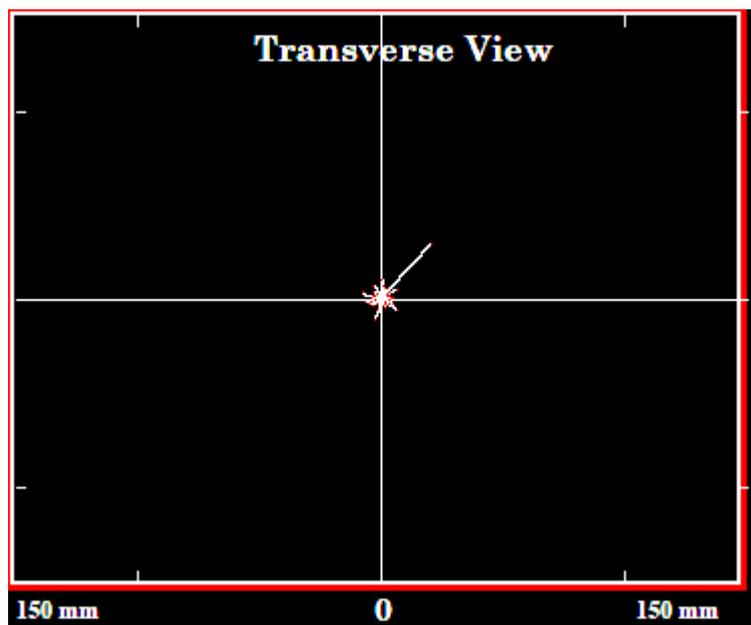


IMAGEM IX – Vista transversal de um feixe de H com 150 MeV penetrando 30 cm de água líquida (simulação usando 100 íons)

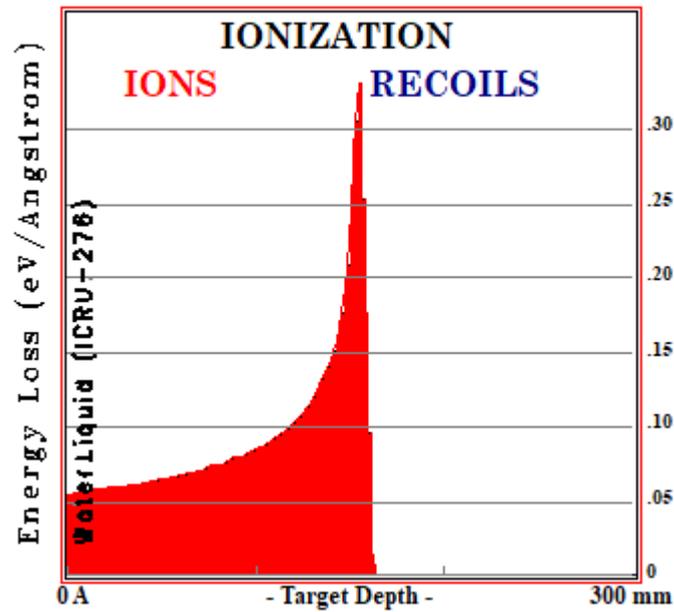


IMAGEM X – Gráfico do poder de freamento, e portanto da ionização, em função da profundidade para um feixe de H com 150 MeV penetrando 30 cm de água líquida

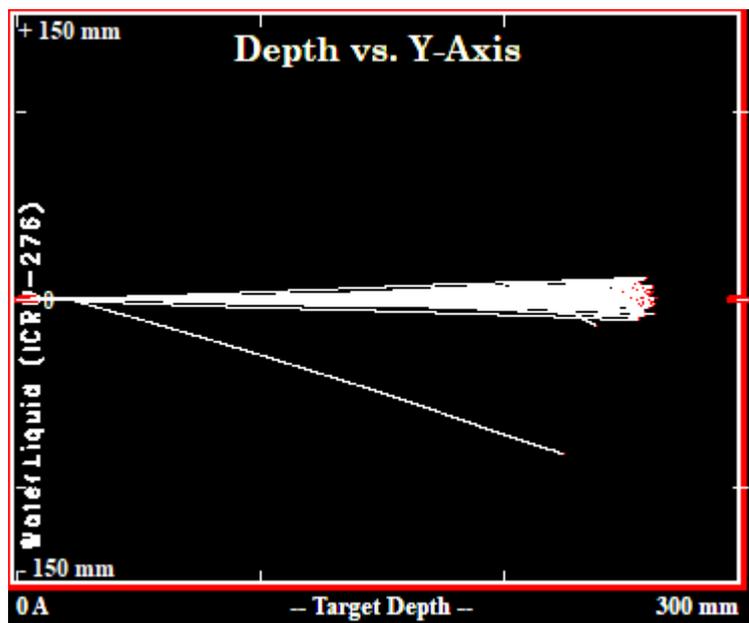


IMAGEM XI – Feixe de H com 200 MeV penetrando 30 cm de água líquida (simulação usando 100 íons)

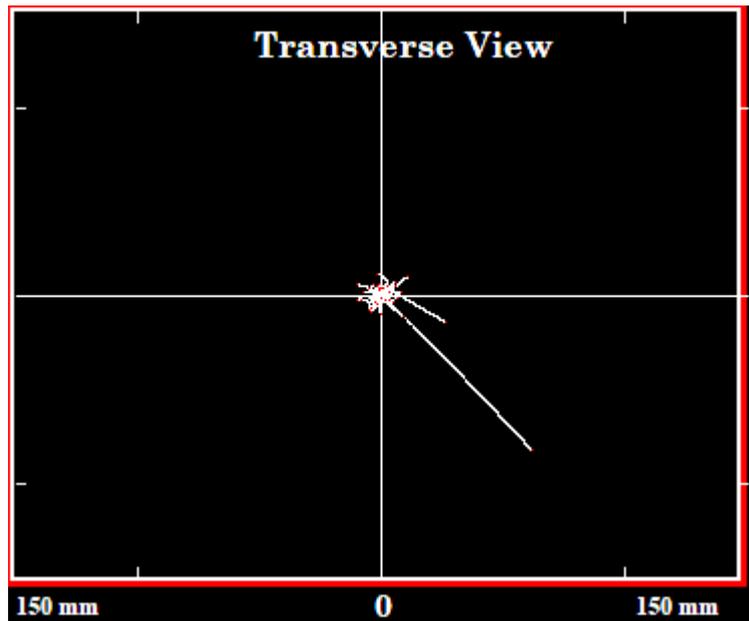


IMAGEM XII – Vista transversal de um feixe de H com 200 MeV penetrando 30 cm de água líquida (simulação usando 100 íons)

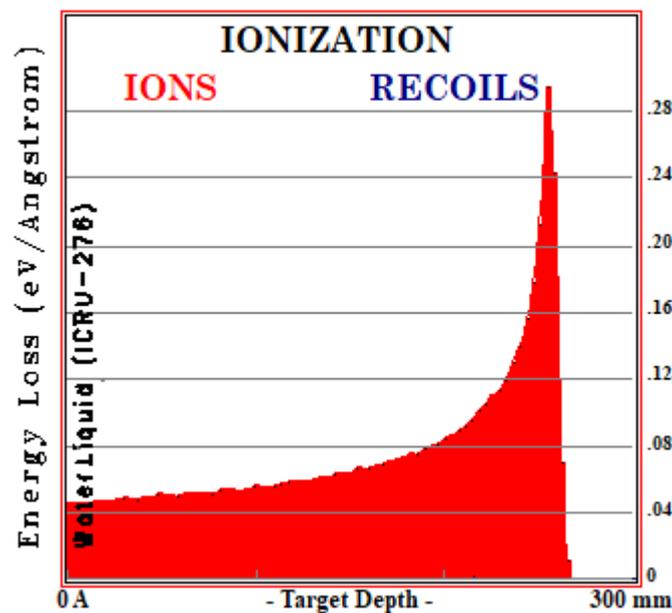


IMAGEM XIII – Gráfico do poder de freamento, e portanto da ionização, em função da profundidade para um feixe de H com 200 MeV penetrando 30 cm de água líquida

Podemos notar claramente, assim, o caráter da trajetória dos íons, além também do pico de bragg no gráfico do poder de freamento pela profundidade. Assim, fica exposta a vantagem do tratamento de tumores por ionização direta, uma vez que podemos controlar tanto a profundidade tanto

o desvio lateral (e com isso, determinar o “raio” de ação do pico de bragg, por assim dizer), e por meio disso direcionar a maior parte do poder destrutivo do feixe.

OBS: a trajetória da radiação eletromagnética é, obviamente, uma linha reta, com a intensidade do feixe diminuindo com o termo  $e^{(-\mu x)}$ , devido à interação fotoelétrica, que culmina na ionização da matéria através dos elétrons deslocados, conforme exposto anteriormente.

### *Instalações que oferecem o tratamento de carbono-12*

Atualmente, dezenas de hospitais e instituições dispõem da infraestrutura necessária para o tratamento, notavelmente nos EUA, e na Europa, mas também em países como Sri Lanka, Índia, Austrália, Singapura, Taiwan e Japão

Segue a lista dos locais onde é possível a obtenção do tratamento:

- EUA
  - a) Proton Therapy Treatment & Research Center/Loma Linda University Medical Center (Loma Linda, Califórnia)
  - b) California Protons Cancer Therapy Center (San Diego, Califórnia)
  - c) MD Anderson Proton Therapy Center (Houston, Texas)
  - d) Texas Center for Proton Therapy (Irving, Texas)
  - e) Oklahoma Proton Center (Oklahoma City, Oklahoma)
  - f) Provision CARES Proton Therapy Center Nashville (Franklin, Tennessee)
  - g) Provision CARES Proton Therapy Center Knoxville (Knoxville, Tennessee)
  - h) Emory Proton Therapy Center (Atlanta, Geórgia)
  - i) Seattle Cancer Care Alliance Proton Therapy Center (Seattle, Washington)
  - j) UF Health Proton Therapy Institute (Jacksonville, Flórida)
  - k) Orlando Health Cancer Institute - Center for Proton Therapy (Orlando, Flórida)
  - l) Dwoskin Proton Therapy Center (Miami, Flórida)
  - m) Hampton University Proton Therapy Institute (Hampton, Virgínia)
  - n) Inova Mather Proton Therapy Center (Fairfax, Virgínia)
  - o) McLaren Proton Therapy Center (Flint, Michigan)
  - p) Beaumont Proton Therapy Center (Royal Oak, Michigan)
  - q) Maryland Proton Treatment Center (Baltimore, Maryland)
  - r) Roberts Proton Therapy Center (Philadelphia, Pensilvânia)
  - s) New York Proton Center (New York, Nova Iorque)
- Europa
  - a) Inglaterra
    - 1) Proton Beam Therapy Centre (Manchester)
    - 2) Rutherford Cancer Centre North West (Liverpool)
    - 3) Proton Partners International Within the Rutherford Cancer Centre (Newport)

- 4) Rutherford Cancer Centre Thames Valley (Reading)
- 5) Advanced Oncotherapy Plc (Londres)
- b) França
  - 1) Centre de Protonthérapie (Orsay)
  - 2) Centre de Protonthérapie de Normandie (Hérouville-Saint-Clair)
  - 3) Institut Méditerranéen de ProtonThérapie – Cyclotron (Nice)
- c) Espanha
  - 1) Centro de Protonterapia Quirónsalud (Madrid)
- d) Itália
  - 1) Centro di Protonterapia | Trento (Trento, Trentino)
- e) Suíça
  - 1) Proton Therapy Center Switzerland AG PTCS (Galgenen)
- f) Alemanha
  - 1) West German Proton Therapy Center (WPE) (Essen)
  - 2) Universitäts Protonen Therapie Dresden (Dresden)
- g) Holanda
  - 1) Zuid-Oost Nederland Protonen Therapie Centrum (Maastricht)
  - 2) UMGC Proton-Therapy Center (Groningen)
  - 3) Holland PTC (Delft)
- h) Dinamarca
  - 1) Danish Centre for Particle Therapy (Arhus)
- i) Suécia
  - 1) Skandionkliniken (Uppsala)
- j) República Tcheca
  - 1) Proton Therapy UK (Praga)
- k) Rússia
  - 1) Proton Therapy Center MIBS (São Petersburgo)
- Sri Lanka
  - a) Ceylinco Healthcare Center (Colombo)
- Índia
  - a) MVR Cancer Center Calicut (KOZHIKODE) (Poolacode, Querala)
  - b) Tata Memorial Centre Advanced Centre for Treatment, Research and Education in Cancer (Navi Mumbai, Maharashtra)
- Singapura
  - a) Proton Therapy Singapore
- Taiwan
  - a) Proton and Radiation Therapy Center (Guishan District, Taoyuan)
- Japão
  - a) Medipolis Proton Therapy and Research Centre / Medipolis Medical Research Institute (Ibusuki, Kagoshima)
  - b) Osaka Heavy Ion Therapy Center (Osaka, Osaka)
  - c) University of Tsukuba Hospital Proton Radiation Research Center (Tsukubo, Ibaraki)
- Austrália

- a) Australian Bragg Centre for Proton Therapy and Research (SAHMRI 2)  
(Adelaide)

### *Desafios e benefícios da criação de um centro de tratamento de tumores com feixes de carbono-12 no Brasil*

Atualmente não existem instituições munidas da infraestrutura exigida pelo tratamento. Isso devido, em grande parte, pelo ostensivo preço das instalações e equipamentos, cujo uso se faz imperativo para a aplicação do método.

O meio mais comum para se gerar um feixe de íons direcionado é por meio de um ciclotron, cujo preço chega a alcançar centenas de milhões de dólares, cifra que se soma à infraestrutura física necessária ao tratamento, que inclui um prédio dedicado, com paredes grossas e estruturas de chumbo para evitar os danos causados pela radiação de Bremsstrahlung (radiação que resulta da desaceleração de cargas elétricas).

Apesar do alto investimento inicial, são evidentes os benefícios que uma instalação da natureza traria à sociedade brasileira, principalmente se o tratamento for oferecido por meio do SUS (Sistema Único de Saúde). Sabe-se que chega a 520.000 o número de novos casos de câncer por ano no Brasil, com aproximadamente 260.000, ou seja, metade deles, resultando em óbitos.

Se capaz de atender 7 pacientes concomitantemente, e 6 grupos de pacientes por dia, em todos os dias do ano, uma instalação da natureza poderia arcar com quase 15.000 sessões por ano. Supondo que para cada caso seriam indispensáveis até 3 sessões, teríamos 5.000 pacientes curados ao ano, o que bastaria para atenuar em grande medida o número de óbitos pelas modalidades mais letais de tumores. Poderia, por exemplo, atender 50% dos casos de câncer de cérebro, que leva cerca de 10.000 de brasileiros ao óbito todos os anos

Os benefícios seriam, também, de caráter científico, uma vez que um centro de tal calibre proporcionaria um novo impulso às ciências médicas no Brasil, o que traria benefícios sensíveis a longo prazo.

Assim, comprovam-se os grandes benefícios técnicos, científicos e sociais que seriam conquistados pelo desenvolvimento de um centro de tratamento oncológico que use feixes de íons.

## BIBLIOGRAFIA

- [Radiotherapy with beams of carbon ions - IOPscience](#)
- [https://library.unismuh.ac.id/uploaded\\_files/temporary/DigitalCollection/MzU0M2U1YmQyMjc3ODFhNTllMDRhZGRmOThkNGI0YjhINTJlOWI3OA==.pdf](https://library.unismuh.ac.id/uploaded_files/temporary/DigitalCollection/MzU0M2U1YmQyMjc3ODFhNTllMDRhZGRmOThkNGI0YjhINTJlOWI3OA==.pdf)
- [http://fisica.ufpr.br/grad/espectroscopia\\_rx.pdf](http://fisica.ufpr.br/grad/espectroscopia_rx.pdf)
- <https://www.radiation-dosimetry.org/pt-br/o-que-e-o-coeficiente-de-atenuacao-linear-e-de-massa-raios-x-definicao/>
- As simulações foram obtidas conforme as informações da legenda de cada imagem, por meio do simulador SRIM
- Os centros que oferecem tratamento por meio de feixes de íons foram obtidos no Google Maps, por meio da pesquisa “Proton Cancer Therapy”