

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**GIULE MARTINS FERREIRA**

**SENSORES A FIBRA ÓTICA BASEADOS EM REDES DE BRAGG PARA  
APLICAÇÕES EM RADIOTERAPIA**

**CURITIBA**

**2022**

**GIULE MARTINS FERREIRA**

**SENSORES A FIBRA ÓTICA BASEADOS EM REDES DE BRAGG PARA  
APLICAÇÕES EM RADIOTERAPIA**

**Sensors based on optical fiber Bragg gratings for applications in radiotherapy**

Trabalho de Dissertação apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências, pelo Programa de Pós - Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador(a): Profa. Dra. Ilda Abe.

Coorientador(a): Profa. Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez

**CURITIBA**

**2022**



Creative Commons 4.0

Esta licença permite que outros remixem, adaptem e criem a partir do trabalho para fins não comerciais, desde que atribuam o devido crédito e que licenciem novas criações sob termos idênticos.

Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



**Ministério da Educação  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Campus Curitiba**



GIULE MARTINS FERREIRA

## **SENSORES A FIBRA ÓTICA BASEADOS EM REDES DE BRAGG PARA APLICAÇÕES EM RADIOTERAPIA**

Trabalho pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestra Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Fotônica Em Engenharia.

Data de aprovação: 11 de Novembro de 2022

Dra. Ilda Abe, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dra. Ana Paula Gebert De Oliveira Franco, Doutorado - Universidade Federal do Paraná (Ufpr)

Dr. Valmir De Oliveira, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 11/11/2022.

## AGRADECIMENTOS

Dedico este trabalho aos meus familiares, em especial, minha mãe Elizete e meu irmão Gabriel, pelo suporte e incentivo aos estudos durante minha jornada acadêmica. Aos meus avós, Edmundo e Iracema, pela constante lembrança sobre a importância da educação na formação humana.

Agradeço às professoras Ilda Abe e Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez pela orientação, dedicação e paciência, além de todo o conhecimento.

Ao Gustavo, ao professor Valmir de Oliveira e ao grupo de Fotônica da UTFPR pelo apoio no desenvolvimento da pesquisa.

À Susan Yamamoto Zanetti e ao Departamento de Irradiação de Sangue e Hemocomponentes do Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (CHC-UFPR).

Ao Otavio Riani e à clínica Oncoville pela disponibilidade.

Agradeço ao Departamento de Radioterapia do Hospital Erasto Gaertner e a amiga Fernanda Baltar por me acolherem e pela disponibilização do estágio e portanto colaborarem com a minha compreensão dos processos que envolvem o tratamento.

Ao Lucas e aos meus amigos Indianara, Sergio e Danielle, agradeço o amparo, paciência e compreensão pelos meus momentos de ausência.

E a mim, por não desistir deste árduo caminho de pesquisa em meio a uma pandemia global

Agradeço a todos que colaboraram direta ou indiretamente na execução deste trabalho.

Agradeço ao CNPq pela bolsa de mestrado e apoio financeiro (processo 133624/2020-0).

## RESUMO

FERREIRA, Giule Martins. **Sensores a fibra ótica baseados em redes de Bragg para aplicações em radioterapia**. 2022. (56). Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial). Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2022.

Este trabalho teve como objetivo principal avaliar a degradação de sensores baseados em redes de Bragg em fibras óticas (FBGs) durante irradiação com doses terapêuticas em radioterapia. Foram realizados dois experimentos, o primeiro avaliou a degradação da FBG em tempo real com doses fracionadas ao longo de 226 Gy de dose acumulada total, uma outra análise neste mesmo experimento, utilizando o mesmo arranjo técnico, observou-se a degradação da FBG quando inserida em meio aquoso. O segundo experimento buscou avaliar a perda da potência ótica transmitida para doses clínicas de até 500 Gy. As irradiações do primeiro experimento foram realizadas em um acelerador linear, enquanto que no segundo experimento, utilizou-se um irradiador de fonte fixa de Césio-137. Os resultados demonstram pequenas mudanças nos coeficientes de sensibilidade das redes para as diferentes doses e sistemas. Porém, essa não é suficiente para inviabilizar sua aplicação como sensores de variáveis biomédicas em ambiente de radioterapia.

Palavras-chave: Sensores a fibra ótica; Redes de Bragg em fibras óticas; Radioterapia; Transdução de grandezas biomédicas.

## ABSTRACT

FERREIRA, Giule Martins. **Sensors based on optical fiber Bragg gratings for applications in radiotherapy**. 2022. (56). Masters dissertation. (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial). Federal Technological University of Paraná, Curitiba, 2022.

The main objective of this dissertation is to evaluate the degradation of sensors based on optical fiber Bragg gratings (FBGs) during irradiation with therapeutic doses in radiotherapy. Two experiments were carried out, the first evaluated the degradation of FBG in real time with fractionated doses over 226 Gy of total accumulated dose, another analysis in this same experiment, using the same technical arrangement, observed the degradation of FBG when inserted in aqueous medium. The second experiment sought to evaluate the loss of transmitted optical power for clinical doses of up to 500 Gy. The irradiations of the first experiment were made in a linear accelerator, while in the second experiment, a Cesium-137 fixed source irradiator was used. The results demonstrate small changes in the sensitivity coefficients of the networks for the different doses and systems. However, this is not enough to make their application as sensors of biomedical variables in radiotherapy environment unfeasible.

Keywords: Optical fiber sensors; Fiber Bragg gratings; Radiotherapy; Transduction of biomedical quantities.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação esquemática (corte transversal) de uma rede de Bragg em fibra ótica.....	14
Figura 2 - Representação esquemática da gravação de uma rede de Bragg pela técnica de máscara de fase .....	16
Figura 3 - Predominância dos três tipos de interação de fótons com a matéria de acordo com sua energia (MeV) e do número atômico Z do material incidente .....	19
Figura 4 - Corte tomográfico axial da região torácica, indicando lesão cancerígena na mama esquerda (1), e posição do coração em relação ao tumor (2).....	24
Figura 5 - Exemplo de delineamento das estruturas e planejamento de feixes e porcentagens de doses para tratamento de CA de mama esquerda.....	26
Figura 6 - Instrumentação utilizada no processo de gravação por máscara de fase e posicionamento da fibra ótica .....	28
Figura 7 - Fibra óptica com rede gravada delimitada pelas partes escurecidas com tinta permanente (círculo vermelho) .....	29
Figura 8 - Acelerador linear TrueBeam - VARIAN, disponibilizado pela clínica de radioterapia Oncoville.....	30
Figura 9 - Instrumentação com Phantom de placas de água sólida utilizado no estudo .....	31
Figura 10 - Disposição da FBG no centro do campo de irradiação de 10cm <sup>2</sup> ....	32
Figura 11 - Disposição do conjunto de FBG com placas de água sólida posicionado na mesa do acelerador linear no primeiro ensaio .....	33
Figura 12 - Disposição do conjunto de FBG com placas de água sólida posicionado na mesa do acelerador linear no segundo ensaio .....	34
Figura 13 - Disposição das FBGs no centro da bolsa.....	35
Figura 14 - Bolsa instrumentada com FBGs entre placas de água sólida .....	36
Figura 15 - Tela do programa do sistema de aquisição de dados do interrogador portátil mostrando um espectro de uma FBG .....	37
Figura 16 - Sistema de interrogação dos sensores FBG composto pelo interrogador portátil e pelo computador pessoal.....	37
Figura 17 - Sistema de leitura por transmissão (a) e por reflexão (b) .....	38
Figura 18 - Irradiador Gammacell -1000 .....	39
Figura 19 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 106 Gy no primeiro ensaio.....	40
Figura 20 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 156 Gy no primeiro ensaio .....	41
Figura 21 Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 186 Gy no segundo ensaio .....	42
Figura 22 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 226 Gy no segundo ensaio .....	42
Figura 23 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 276 Gy no segundo ensaio.....	43
Figura 24- Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 30 Gy na rede 1 no terceiro ensaio .....	44

<b>Figura 25 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 30 Gy na rede 2 no terceiro ensaio .....</b>	<b>45</b>
<b>Figura 26 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 70 Gy na rede 1 no terceiro ensaio .....</b>	<b>45</b>
<b>Figura 27 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 70 Gy na rede 2 no terceiro ensaio .....</b>	<b>46</b>
<b>Figura 28 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 120 Gy na rede 1 no terceiro ensaio .....</b>	<b>46</b>
<b>Figura 29 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 120 Gy na rede 2 no terceiro ensaio .....</b>	<b>47</b>
<b>Figura 30 - Valores de potência transmitida em função da dose acumulada ao longo do tempo na FBG .....</b>	<b>49</b>



## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1 - Comparação entre radiações ionizantes, suas características físicas e penetrabilidades .....</b>	<b>18</b>
<b>Tabela 2 - Relação entre dose entregue pelo AL e dose acumulada em cada exposição da FBG no primeiro ensaio .....</b>	<b>33</b>
<b>Tabela 3 - Relação entre dose entregue e dose acumulada em cada exposição da FBG no segundo ensaio. ....</b>	<b>34</b>
<b>Tabela 4 - Coeficientes angulares da potência refletida da FBG de acordo as doses recebidas .....</b>	<b>43</b>
<b>Tabela 5 - Coeficientes angulares b obtidos quando as redes inseridas na bolsa receberam diferentes doses acumuladas.....</b>	<b>47</b>

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

AL	Acelerador Linear
CA	Câncer
CTV	<i>Clinical Tumoral Volume</i> (volume tumoral clínico)
FBG	<i>Fiber Bragg Grating</i> (rede de Bragg em fibra ótica)
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i> (volume tumoral grosseiro)
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
INCA	Instituto Nacional do Câncer
LD	<i>Lethal Dose</i> (dose letal)
OAR	Organs at Risk (órgãos de risco)
PTV	<i>Planning Target Volume</i> (volume tumoral planejado)
SI	Sistema Internacional de Unidades
SM	<i>Single Mode</i> (monomodo)
SSD	<i>Source to Surface Distance</i> (distância da fonte até a superfície)
STD	<i>Surface to Target Distance</i> (distância da fonte até o alvo)
SUS	Sistema Único de Saúde
UV	Ultravioleta

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>14</b>
<b>2.1</b>	<b>Redes de Bragg .....</b>	<b>14</b>
<b>2.2</b>	<b>Interação da radiação com a matéria.....</b>	<b>17</b>
<b>2.3</b>	<b>Radioterapia.....</b>	<b>22</b>
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA .....</b>	<b>28</b>
<b>3.1</b>	<b>Fabricação de redes de Bragg .....</b>	<b>28</b>
<b>3.2</b>	<b>Irradiações e experimentos .....</b>	<b>29</b>
3.2.1	Comportamento das redes de bragg em campo de fótons.....	29
<u>3.2.1.1</u>	<u>Primeiro ensaio.....</u>	<u>31</u>
<u>3.2.1.2</u>	<u>Segundo ensaio.....</u>	<u>34</u>
<u>3.2.1.3</u>	<u>Terceiro ensaio.....</u>	<u>35</u>
<u>3.2.1.4</u>	<u>Método de leitura e obtenção de dados .....</u>	<u>36</u>
3.2.2	Degradação das FBGs em doses clínicas.....	38
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>40</b>
<b>4.1</b>	<b>Experimento 1: resposta das FBGs expostas a fótons em radioterapia.....</b>	<b>40</b>
4.1.1	Ensaio 1 .....	40
4.1.2	Ensaio 2 .....	41
4.1.3	Ensaio 3 .....	44
<b>4.2</b>	<b>Experimento 2 - degradação das FBGs.....</b>	<b>48</b>
<b>5</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>50</b>
<b>6</b>	<b>SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>53</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>54</b>

## 1 INTRODUÇÃO

As fibras óticas são filamentos flexíveis transparentes compostas por materiais cristalinos e homogêneos. Esses dispositivos possuem diâmetro na ordem de micrometros e são normalmente compostos de um núcleo, com um índice de refração diferente do índice da capa protetora que recobre o núcleo. As ondas eletromagnéticas podem se propagar através das fibras óticas sem perdas significativas em sua intensidade e portanto, ao longo de longas distâncias, o que é de grande interesse para as telecomunicações. Além disso, devido ao fenômeno da fotossensibilidade, sensores a fibra ótica têm sido amplamente reportados na literatura desde o final do século passado, com aplicações em diversas áreas da engenharia civil, mecânica, de materiais e também para a área da saúde, em biomecânica e biomédica (AGRAWAL, 2002, OTHONOS, 1997).

Uma variável biomédica consiste na tradução de uma grandeza biológica através de parâmetros físicos. Quando uma medida é realizada em um organismo vivo, é necessária a compreensão do mecanismo medidor envolvido, bem como seus possíveis efeitos biológicos e o método ideal para a obtenção da informação da maneira mais confiável e precisa. Os dispositivos responsáveis pela conversão de um sinal biológico associado a um parâmetro físico são os transdutores biomédicos. Estes normalmente dispõem de um sistema eletroeletrônico para que essa informação possa ser processada e interpretada como uma característica biomédica. Variáveis biomédicas como pressão sanguínea, temperatura, frequência respiratória, são usualmente monitoradas em qualquer serviço de saúde, através de transdutores eletroeletrônicos (BUTTON, 2015).

Os dispositivos por fibra ótica começaram a ser introduzidos para aplicações médicas na década de 60, em alguns endoscópios e também em algumas aplicações intravasculares e cardíacas. Dentre os dispositivos destacam-se os sensores baseados em redes de Bragg em fibras óticas (FBG - Fiber Bragg Grating) , que nas últimas décadas têm sido adotados para aplicações biomecânicas (RORIZ, 2014). Dentro da biomecânica as aplicações podem ser diversas, como para avaliação de tensão ou força em tecidos moles como músculos e tendões, ou com o objetivo de monitoração postural e reabilitação musculoesquelética, ampliando assim as possibilidades de personalização terapêutica (RORIZ, 2016).

Em 2016, RORIZ et al aplicou FBGs para avaliar a deformação causada pelo estiramento de amostras de tendões bovinos e mostrou que a mudança do comprimento de onda provocada pela deformação na fibra no sistema apresentado era proporcional à tensão aplicada nas amostras de tendões. Mais recentemente em 2019, PAULSEN et al na Universidade de Stanford, utilizaram sistemas por FBGs para medir a tensão aplicada nas cordas tendíneas responsáveis pelo funcionamento da válvula mitral cardíaca durante o bombeamento cardíaco, utilizando amostras ex vivo de válvulas suínas, e um simulador de câmara cardíaca de silicone produzido em impressora 3D. A facilidade de acoplamento da fibra, que para o experimento foi suturada diretamente nas cordas tendíneas, e sua possibilidade de reutilização, permitiram a medição das tensões aplicadas em diversas cordas tendíneas simultaneamente, sem a interferência da cinemática dessas cordas.

Medidas in vivo também foram realizadas, como as demonstradas por AKAJI et al em sua pesquisa em, em que acoplou dispositivos FBGs sobre a pele em cotovelos, a fim de analisar a tensão tendínea aplicada durante a flexão e o repouso na estrutura. Os movimentos de flexão e relaxamento foram acompanhados por imagens de ressonância magnética (AKAJI et al, 2012).

As FBGs também são utilizadas para monitoramento de padrões fisiológicos ou sinais vitais, tais como temperatura corporal, pressão arterial, frequência cardíaca, ou frequência respiratória, que já são monitorados rotineiramente na medicina através de outros dispositivos. Em 2001, WEHRLE et al propôs um monitor por FBGs, que através da tensão feita no tórax durante os movimentos de inspiração e expiração fornecia os parâmetros de frequência respiratória. Além disso, alguns pacientes quando submetidos a exames de ressonância magnética podem desenvolver crises de ansiedade e pânico, e o aumento da frequência cardíaca desencadeado é detectável por FBGs. Um experimento de 2015 apontou uma nova maneira de monitoração de sinais vitais durante os exames, considerando a compatibilidade do dispositivo à radiação eletromagnética emitida pelo equipamento de ressonância (CIOCCHETTI, 2015).

Em 2012, o nosso grupo de pesquisa utilizou a FBG para apresentar um modelo de estudo das estruturas do maxilar com o objetivo de avaliar a força exercida por implementos ortodônticos nas porções odontológicas e ortopédicas adjacentes à estrutura (MILCZEWSKI, 2012).

Os crescentes experimentos científicos com biossensores por FBG indicam um interesse do mercado biomédico em dispositivos com vantagens como a miniaturização, a compatibilidade às situações de interferências eletromagnéticas e suas aplicações pouco invasivas.

A radioterapia é a modalidade terapêutica mais utilizada para tratamentos oncológicos no mundo, e normalmente é associada a tratamentos cirúrgicos e quimioterápicos. No tratamento, radiações ionizantes com características conhecidas são aplicadas com a finalidade de provocar ionização de maneira controlada a um determinado volume tumoral. Essas doses podem ser aplicadas de maneira fracionada ou uma única vez, de acordo com o objetivo planejado (IAEA, 2005).

As células tumorais apresentam maior radiosensibilidade do que células saudáveis, entretanto durante a aplicação da radioterapia, tecidos saudáveis são invariavelmente expostos de maneira secundária, embora o planejamento seja feito para que a dose seja mínima nessas regiões (ABDALLAH et al, 2021). A dose secundária em órgãos de risco (OAR - organs at risk) como o coração e pulmões aumenta a toxicidade do tratamento e diminui a qualidade de vida dos pacientes submetidos ao processo terapêutico (SUESADA et al, 2018). Estudos com o objetivo de reduzir doses secundárias em órgãos de risco têm sido cada vez mais explorados. Uma maneira de reduzir esta dose é através do monitoramento da frequência respiratória, já que a oscilação da caixa torácica durante o movimento dificulta a localização espacial do tumor (OZHASOGLU e MURPHY, 2002).

Tendo em vista as vantagens de utilização das FBGs como sensores em investigações como por exemplo, a monitoração do movimento respiratório sem interferências eletromagnéticas, este trabalho buscou avaliar a ocorrência de degradação das FBGs frente a doses terapêuticas de radiação ionizante.

## **1.1 Objetivos**

O objetivo geral deste trabalho é a caracterização da degradação espectral frente a doses terapêuticas de radiação ionizante de sensores a fibra óptica baseados em redes de Bragg.

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- gravar FBGs e caracterizar espectralmente os sensores;

- verificar se as FBGs gravadas apresentam degradações espectrais quando submetidas à doses clínicas (até 500 Grays) de exposição a fótons;
- verificar se as FBGs apresentam dose resposta para fótons em radioterapia (raios X e Gama).

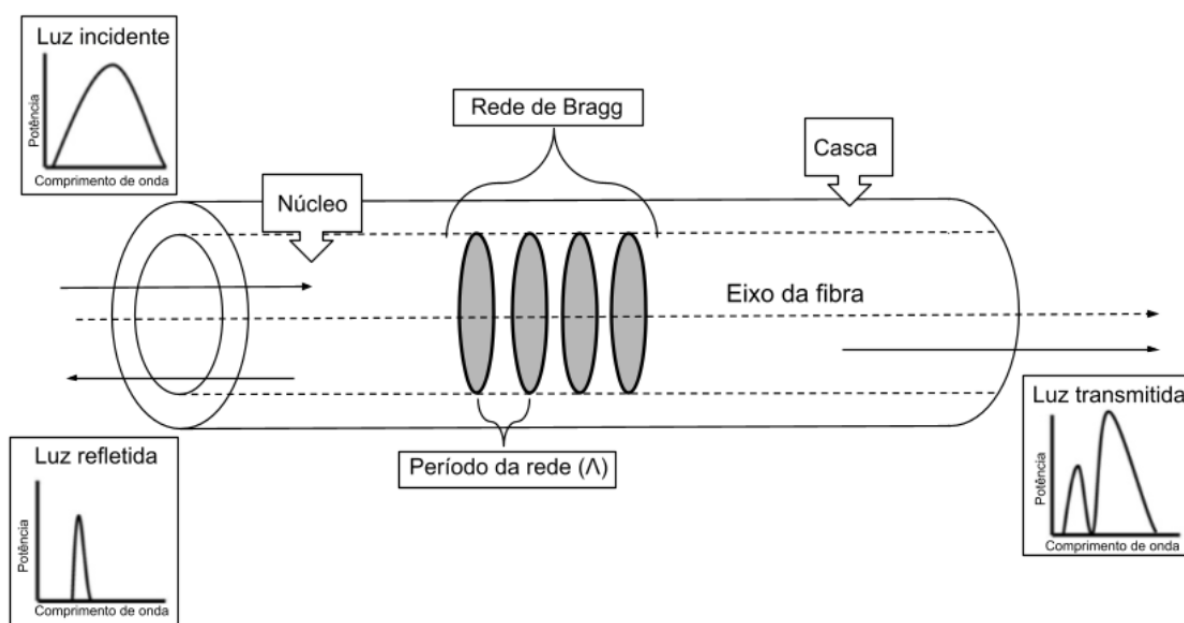
## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A seguir serão abordados os principais pontos para aplicações da radiação ionizante em radioterapia e os aspectos teóricos sobre sensores de fibra ótica, em especial as redes de Bragg.

### 2.1 Redes de Bragg

As redes de Bragg em fibras óticas são dispositivos fotorefrativos periódicos gravados no núcleo das fibras. Estes dispositivos intrínsecos possuem periodicidade da ordem de centenas de nanômetros e funcionam como filtro seletivo de uma faixa estreita de comprimento de onda, próximo ao comprimento de onda de ressonância de Bragg. A Figura 1 mostra um diagrama esquemático de um corte transversal de uma fibra ótica com uma rede de Bragg inscrita no núcleo da fibra. O diagrama mostra a luz de uma fonte ótica de banda larga incidindo sobre o dispositivo, e o espectro de banda estreita refletido pela rede, centrado próximo ao comprimento de onda de Bragg. O espectro transmitido também é mostrado na figura e é composto pelo espectro da fonte ótica menos a banda estreita refletida pela rede (HILL e MELTZ, 1997).

**Figura 1 - Representação esquemática (corte transversal) de uma rede de Bragg em fibra ótica**



Fonte: autor, baseado em OTHONOS, 1997



O comprimento de onda central do espectro da luz refletida ocorre próximo ao comprimento de onda de Bragg  $\lambda_B$  da rede, descrito por:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (1)$$

onde  $n_{eff}$  é o índice de refração efetivo do modo propagado e  $\Lambda$  é o período da rede de Bragg (HILL e MELTZ, 1997).

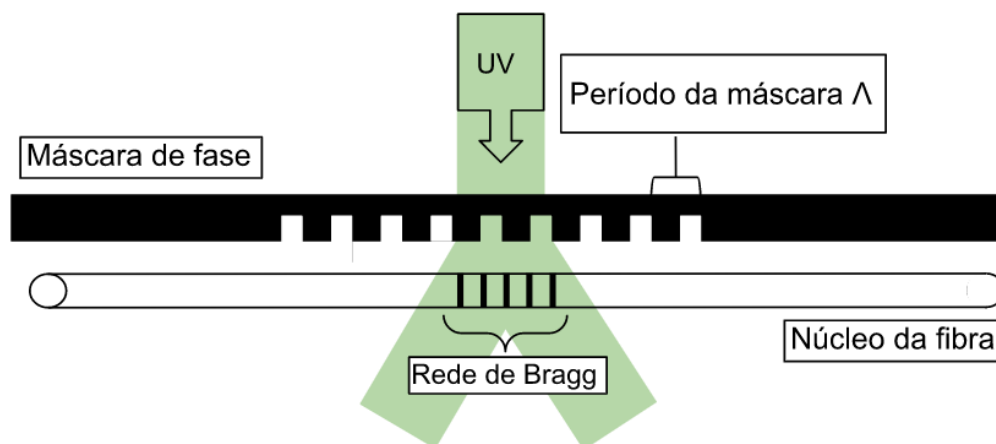
A descoberta da fotossensibilidade em fibras de sílica dopadas com germânio (Ge) por Hill et al em 1978, permitiu expandir as aplicações das fibras para a área de telecomunicações e sensoriamento. No experimento de Hill, através da emissão de um laser ultravioleta (UV) de Argônio (Ar) na fibra, observou-se a mudança permanente do índice de refração do material devido às franjas de interferência formada pelos feixes incidente e refletido na extremidade da fibra. As mudanças permanentes periódicas do índice de refração fotoinduzido na fibra atuam como uma espécie de filtro para o comprimento de onda que satisfaça a condição de Bragg. Essas pequenas perturbações periódicas do índice de refração ao longo da fibra foram denominadas Redes de Bragg (HILL & MELTZ, 1997; OTHONOS, 1997).

Além da técnica de gravação interna descrita, estudos posteriores Meltz et al em 1989 mostraram que esse processo poderia ser feito de maneira externa, iluminando a fibra lateralmente através de um padrão de interferência. No estudo foi possível observar que fibras dopadas de Ge, quando iluminadas com radiação UV próxima ao pico de absorção da vacância do oxigênio, apresentaram grandes variações no índice de refração. A casca da fibra, além de transparente a radiação UV, não possui Ge em sua composição, o que permitia que a gravação ocorresse diretamente no núcleo da fibra. Este método de gravação também é conhecido como método interferométrico (MELTZ, 1989; OTHONOS, 1997).

Outra técnica externa é a gravação direta por máscara de fase. Nesta técnica, um feixe de radiação ultravioleta incide sob a máscara de fase posicionada anteriormente à fibra, e atua como um elemento ótico difrator. Quando iluminadas, as depressões periódicas formadas em uma das superfícies de uma placa de sílica são capazes, através da difração do feixe, de formar padrões de interferência responsáveis pela modulação espacial do índice de refração do núcleo da fibra (Figura 2). A simplicidade de usar apenas um elemento ótico difrator torna o método de gravação por máscara de fase mais estável, além do período da rede gravada () não

depender do comprimento de onda que incide sobre a máscara, dependendo apenas do período das depressões da máscara de fase (OTHONOS, 1997).

**Figura 2 - Representação esquemática da gravação de uma rede de Bragg pela técnica de máscara de fase**



Fonte: autor, baseado em HILL, 1997

Perturbações como pressão, temperatura ou deformação implicam em mudanças no índice de refração efetivo do modo propagado ou no período da rede. Com isso, o comprimento de onda de Bragg  $\lambda_B$  também é alterado, característica essa que permite a aplicação de FBGs como sensores (KERSEY et al., 1997).

Para uma rede de Bragg com um comprimento  $l$ , submetida a uma mudança de temperatura  $\Delta T$  e uma deformação  $\Delta \varepsilon = \Delta l/l$ , um desvio do comprimento de onda de Bragg  $\Delta \lambda_B$ , é descrito por:

$$\Delta \lambda_B = 2 \left( \Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial l} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial l} \right) \Delta l + 2 \left( \Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T \quad (2)$$

A primeira parte da equação diz respeito ao efeito da tensão mecânica da FBG. A tensão implica na mudança no espaçamento entre as redes gravadas e também no índice de refração. Estão relacionadas ao coeficiente de Poisson e aos coeficientes fotoelásticos da fibra. A segunda parte da equação está associada ao efeito da temperatura na FBG. Mudanças no índice de refração e no período da rede com a temperatura estão relacionadas ao coeficiente termo-ótico e ao coeficiente de expansão térmica das fibras (OTHONOS, 1997).

## 2.2 Interação da radiação com a matéria

As radiações eletromagnéticas de maneira geral podem ser classificadas como não ionizantes e ionizantes. A interação entre a onda eletromagnética com um material qualquer, transfere ao material uma determinada quantidade de energia e esta interação pode ser suficiente para provocar ionizações de átomos ou moléculas, e neste caso a radiação é dita ionizante (IAEA, 2005; HALLIDAY, 2009; WALKER, 2009). Quando esta energia depositada se propaga através de partículas carregadas, como elétrons, pósitrons ou partículas alfa, denomina-se método de ionização direta. A ionização indireta ocorre com a interação de partículas sem cargas, como fótons e nêutrons, com o meio atômico, e o resultado desta deposição de energia é que pode provocar ionizações (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

As radiações ionizantes podem ser emitidas através de fontes naturais, como nos casos de depósitos de urânio, tório e outros radionuclídeos, ou ainda através de partículas, tais como partículas alfa e beta, e radiações eletromagnéticas, incluindo as radiações cósmicas (BUSHONG, 2010). Também é possível obter materiais radioisótopos através do enriquecimento de materiais, em usinas nucleares por exemplo, com o objetivo de obter a emissão de uma determinada faixa de energia oriunda do decaimento radioativo (IAEA, 2006).

No caso dos raios X, estes podem ser considerados radiação indiretamente ionizante e obtida de forma artificial, já que sua produção se dá em um equipamento que precisa liberar e acelerar elétrons. Na produção de raios X, um filamento composto de um material com alto ponto de fusão, como o tungstênio ou molibdênio, quando submetido a uma determinada tensão elétrica acumula elétrons ao seu redor, formando uma nuvem eletrônica. Em um tubo com vácuo, esses elétrons são acelerados em direção a um alvo de material específico, através de uma diferença de potencial. A interação com os elétrons orbitais do material alvo produz a emissão de fótons de raios X (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A diferença entre os raios X e a radiação gama ( $\gamma$ ) se dá em suas origens: enquanto os fótons de raios X se originam em interações orbitais, os raios  $\gamma$  são de origem nucleares emitidos no decaimento gama (IAEA, 2005).

A energia que o fóton (raios X ou  $\gamma$ ) carrega é descrita por:

$$E = h\nu \quad (3)$$

onde  $\nu$  é a frequência de oscilação da onda incidente e  $h$  é a constante de *Planck* ( $6,63 \times 10^{-34} \text{ J/s}$ ). Sendo a frequência  $\nu$ :

$$\nu = \frac{c}{\lambda} \quad (4)$$

onde  $c$  é o comprimento de onda da luz no vácuo ( $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ ) e  $\lambda$  o comprimento de onda do fóton, temos que:

$$E = h \frac{c}{\lambda} \quad (5)$$

Os raios X e  $\gamma$  são de interesse para diversas aplicações na saúde, incluindo as áreas diagnósticas e terapêuticas, devido ao caráter ondulatório e a baixa probabilidade de interações secundárias. A falta de cargas positivas ou negativas nessas radiações as permitem percorrer um longo caminho sem sofrer interações significativas ou perda de eficiência energética (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

A Tabela 1 compara determinados tipos de radiações ionizantes e suas características físicas, com seus respectivos alcances no ar e tecido biológico ou poder de penetrabilidade.

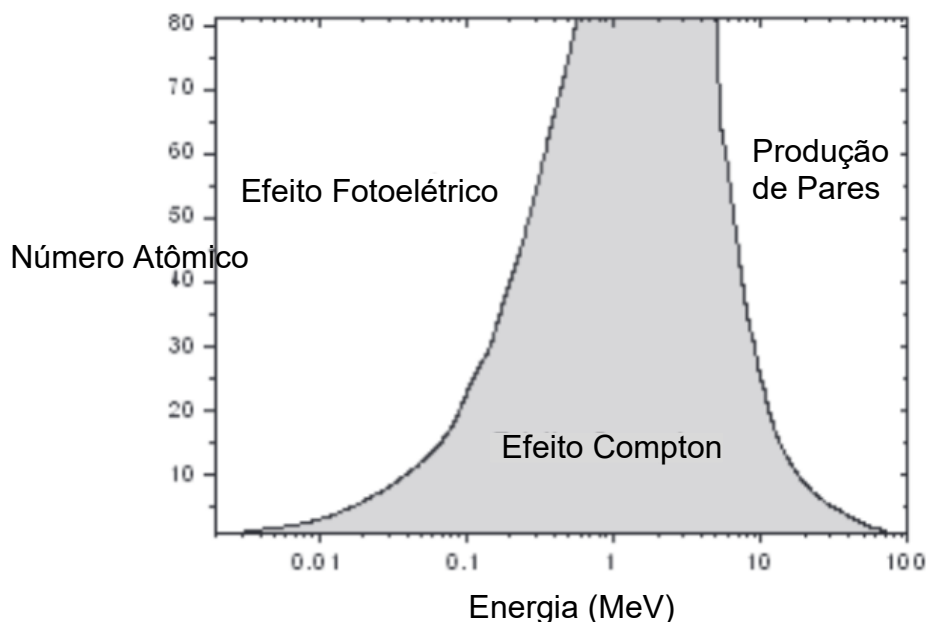
**Tabela 1 - Comparação entre radiações ionizantes, suas características físicas e penetrabilidades**

Tipos de radiação	Energia aproximada	Alcance aproximado	
		Ar	Tecido biológico
Partículas alfa	4 - 7 MeV	1 - 10 cm	Até 0,1 nm
Partículas beta	0 - 7 MeV	0 - 10 m	0 - 2 cm
Raios X	0 - 25 MeV	0 - 100 m	0 - 30 cm
Raios $\gamma$	0 - 5 MeV	0 - 100 m	0 - 30 cm

**Fonte: Autor, baseado em BUSHONG, 2010**

Considerando a faixa de energia de fótons empregada na área da saúde (dezenas de keV a poucas dezenas de MeV) e o número atômico corporal próximo ao da água, os principais meios de interação dos fótons com a matéria serão através do efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e da produção de pares (Figura 3) (YOSHIMURA, 2009).

**Figura 3 - Predominância dos três tipos de interação de fótons com a matéria de acordo com sua energia (MeV) e do número atômico Z do material incidente**



Fonte: YOSHIMURA, 2009, adaptado.

No efeito fotoelétrico, o fóton interage com o meio biológico fazendo com que a transferência de energia seja total a um único elétron orbital (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Este elétron é expelido de sua camada de valência com uma energia cinética  $E_c$  dada por:

$$E_c = E_f - E_b \quad (6)$$

onde  $E_c$  é a diferença entre a energia fornecida pelo fóton  $E_f$  e da energia de ligação do elétron  $E_b$  na camada (IAEA, 2005).

No espalhamento Compton, a energia do fóton incidente é parcialmente absorvida por um elétron com baixa energia de ligação, sendo que a energia não absorvida, que é menor que a incidente, segue uma trajetória diferente do seu ângulo de incidência. A energia do fóton espalhado depende da energia do fóton incidente e do ângulo de espalhamento em relação ao ângulo de incidência (IAEA, 2005; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

A produção de pares ocorre nos casos de fótons com energias mais altas. Quando incide na região mais próxima ao núcleo, a energia do fóton é totalmente absorvida e convertida em um par de partículas elétron - pósitron que pode carregar

energia cinética. Este efeito entretanto, só ocorre para fótons incidentes com energia igual ou maior que 1,022 MeV (OKUNO E YOSHIMURA, 2010).

Do mesmo modo que há a probabilidade de interação dos fótons por meio dos efeitos mencionados, também há a probabilidade de não interação. A intensidade ou o número de fótons que permanece no feixe após incidir em uma espessura de material  $x$  é:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (7)$$

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (8)$$

onde  $I_0$  e  $N_0$  é a intensidade inicial e número de fótons incidentes no material e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação que representa a probabilidade total de interação dos fótons com a matéria por um dos efeitos mencionados anteriormente (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

As interações da radiação com a matéria podem levar a efeitos deletérios nos seres vivos e meio ambiente. Esses efeitos podem ser estocásticos, sem limiar de dose para sua ocorrência, ou determinísticos, no qual acima de um determinado valor ocorrerá uma reação tecidual, incidência de cânceres radioinduzidos ou até mesmo a morte. Por exemplo, a exposição a doses de 2 a 3 Gy de corpo inteiro é conhecida como Dose Letal 50 (LD<sub>50</sub> - do inglês *Lethal Dose*) que leva à morte 50% dos indivíduos expostos dentro do período de 30 dias. Em um curto período de tempo, temos a LD<sub>99</sub>, que é a dose que leva à morte 99% da população exposta (IAEA, 2014).

Considerando a interação da radiação com a matéria e os efeitos biológicos decorrentes, diversas instituições como a ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) e ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) trabalham em conjunto para elaboração de normas e estabelecimento de valores de referência que garantam o uso seguro das radiações ionizantes. Como exemplo podemos citar os limites de dose ocupacionais, estabelecidos internacionalmente e incorporados na legislação brasileira. A CNEN estipula que o limite de dose ocupacional anual para exposição de corpo inteiro é 20 mSv, enquanto que para indivíduos do público esse limite é de 1 mSv por ano (CNEN, 2014). Desse modo, é de extrema importância que áreas que fazem uso das radiações ionizantes,

disponham de ferramentas e metodologias acessíveis para indicação (sensores) da presença da radiação e quantificação (dosímetros) desse campo, dose ou taxa de dose em determinado ponto.

A quantificação de energia transmitida para um meio material através das interações da radiação é um dos objetivos da dosimetria. No âmbito da Física das radiações, as grandezas são divididas em três categorias: grandezas físicas, grandezas dosimétricas e grandezas operacionais. As grandezas dosimétricas e operacionais são aplicadas com o objetivo de estabelecer limites de exposição à radiação, já que levam em consideração a interação da radiação com o corpo humano propriamente dito e não podem ser medidas com dispositivos quantificadores (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; AIEA, 2014).

As grandezas físicas levam em consideração a interação da radiação com o meio não biológico, como por exemplo a exposição, a dose absorvida e o Kerma. A exposição descreve a capacidade de ionização do ar por fótons de raios X ou  $\gamma$ . O Kerma, do inglês *kinetic energy released per unit mass*, é a sigla que descreve a soma das energias cinéticas de todas as partículas carregadas liberadas pela interação de fótons ou nêutrons (partículas sem carga), por unidade de massa (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; AIEA, 2014).

A dose absorvida é a grandeza física mais relevante dentro das grandezas radiológicas e é aplicável para quaisquer tipos de radiação ou qualquer meio de incidência. A dose absorvida ( $D$ ) é definida como:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (9)$$

onde  $dE$  é a energia média depositada pela radiação em uma unidade de massa  $dm$ . Sua unidade de acordo o SI (Sistema Internacional de Unidades) é o Gy ou  $J/Kg$ . A dose absorvida para um determinado meio leva em conta a razão dos coeficientes mássicos de absorção de energia no meio pelo de absorção de energia no ar, valores já estabelecidos na física radiológica (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Para as grandezas de proteção, são levados em conta também os fatores de respostas biológicas e a natureza da radiação que está interagindo com a matéria. As grandezas de proteção não são mensuráveis, apenas estimadas, e portanto são

aplicáveis para estipulação de limites de dose no tecido biológico. Os principais parâmetros são dose equivalente no órgão ou tecido e dose efetiva, sendo que a dose equivalente é definida para qualquer tipo de radiação que interage com o tecido biológico e é utilizada na radioproteção para estabelecer limites de doses em regiões específicas do corpo, como cristalino, pele e mãos. A dose efetiva é aplicável para estabelecer limites de doses de exposição de corpo total à radiação, sendo então o somatório de todas as doses equivalentes nos tecidos (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

### 2.3 Radioterapia

A radioterapia consiste em uma modalidade terapêutica que emprega radiações ionizantes com características conhecidas e previsíveis, através de fótons de raios x ou  $\gamma$ , ou partículas carregadas, como elétrons e prótons, que por sua vez depositam energia em um determinado meio biológico, para que de maneira controlada, ocorram ionizações com a finalidade de provocar mutações ou até mesmo estimular a morte celular (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; BUSHONG, 2010). A radioterapia é a principal modalidade terapêutica para tratamento de câncer (CA) no mundo, e normalmente é associada a ressecções cirúrgicas ou quimioterapia (IAEA, 2005).

Os tratamentos podem ser realizados através da braquiterapia, que consiste no emprego do material radioativo em contato com a região tumoral (OKUNO e YOSHIMURA, 2010), como por exemplo aplicação de sementes de  $^{192}\text{Ir}$  para tratamentos de CA de colo de útero ou sementes de  $^{125}\text{I}$  para tratamento de CA de próstata (ROSTELATO, 1997). A teleterapia é a aplicação da radioterapia feita à distância, ou seja, o paciente é posicionado longe da fonte de emissão, e os fótons incidem na região tumoral “de fora para dentro” (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Dentre os equipamentos de teleterapia, tem-se o irradiador de  $^{60}\text{Co}$ , um gama emissor de fonte selada (encapsulada) que produz fótons com energias de 1,17 MeV e 1,33 MeV, e o irradiador de  $^{137}\text{Cs}$  que emite fótons com energias nas faixas de 0,662 MeV, ambos em desuso para aplicações *in vivo*. Atualmente, os equipamentos de teleterapia mais utilizados na radioterapia são os aceleradores lineares (AL). Com eles



é possível a obtenção de maneira artificial de fótons com energias de até algumas dezenas de MeV, comumente chamados de fótons de 6 e 18 MV (IAEA, 2005).

No âmbito radiobiológico, as células tumorais são mais sensíveis à radiação do que células saudáveis, devido a sua alta taxa de divisão celular. Desta maneira, a deposição de energia é planejada para que seja maior na região tumoral central, e menor nos tecidos adjacentes, entretanto ao incidir, ocorrem também as interações dos fótons com tecidos saudáveis, aumentando assim toxicidade do tratamento (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Apesar do planejamento incluir cálculos de dose mínima em tecidos saudáveis adjacentes, existe ainda a possibilidade de superexposição de regiões específicas por diversos fatores, tais quais pequenas diferenças de posicionamento ou até movimentos orgânicos involuntários, como os movimentos cardíacos, gastrointestinais e respiratórios (ABDALLAH, *et al* 2021). Os movimentos de inspiração e expiração no tratamento vem sendo uma das grandes fontes de estudo e pesquisa na área, com a finalidade de se estabelecer protocolos visando diminuir essas imprecisões durante a exposição, levando em conta que tumores acometidos nas regiões torácicas ou abdominais, como o CA de mama, podem chegar a movimentações de até 35 milímetros durante a respiração (OZHASOGLU; MURPHY, 2002).

Uma das etapas principais do tratamento de qualquer malignidade é o planejamento da teleterapia. Após a porção diagnóstica do tratamento, biópsias e determinação de tipo, tamanho e características do tumor, ou ainda da retirada cirúrgica do material, imagens tomográficas são adquiridas para se estipular volume, doses e tipos de feixes a serem utilizados (ICRP, 1987).

No planejamento serão definidos os seguintes volumes: *gross tumor volume* (GTV) ou volume tumoral grosseiro, que consiste na manifestação tumoral propriamente dita, o *clinical tumor volume* (CTV) ou volume tumoral clínico, que inclui o GTV e uma determinada margem com maior probabilidade de propagação de tumores subclínicos. Nestes dois casos, as análises serão feitas puramente através da anatomia, da topografia e considerações biológicas, sem levar em consideração os fatores técnicos do tratamento (ICRP, 1987).

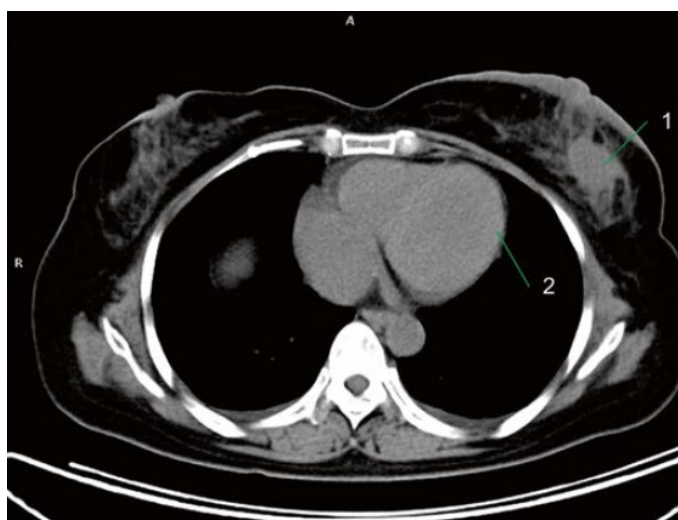
Para um planejamento adequado, devem ser levados em consideração algumas fontes de erro, como por exemplo a variação da posição do CTV ao longo

das irradiações em decorrência de movimentações do paciente, respiração e movimentos cardíacos ou peristálticos, alterações morfológicas intrínsecas ao tecido quando irradiado, ou ainda alterações fisiológicas como perda ou ganho de peso pelo paciente, entre outros parâmetros. Para isso, estipula-se um volume tumoral planejado, ou *planning target volume* (PTV), que consiste em um campo geométrico com tamanho e arranjos de feixes apropriados considerando os fatores de erros de localização do CTV, com a finalidade de garantir a absorção completa da dose prescrita. Se ocorreu uma ressecção cirúrgica prévia, o GTV não é estabelecido, sendo planejados apenas os CTV e o PTV. Quando se estabelece o PTV, qualquer possível movimentação de órgãos de risco (OAR, do inglês *organs at risk*) adjacentes é levada em consideração para o cálculo das doses e ângulos dos feixes incidentes (ICRP, 1987).

Devido a anatomia topográfica da região torácica, em um tratamento de CA de mama esquerda, a mama contra lateral e órgãos como o coração, pulmões, e para o caso da tratamento na mama direita, o fígado, são exemplos de OAR que acabam recebendo doses de radiação secundária apesar do planejamento visar protegê-los o máximo possível (DA SILVA, 2019).

A Figura 4 é uma imagem tomográfica de um corte axial do tórax identificando um CA na mama esquerda (1) e a proximidade do tumor com o coração (2) (KIM *et al.*, 2016).

**Figura 4 - Corte tomográfico axial da região torácica, indicando lesão cancerígena na mama esquerda (1), e posição do coração em relação ao tumor (2)**



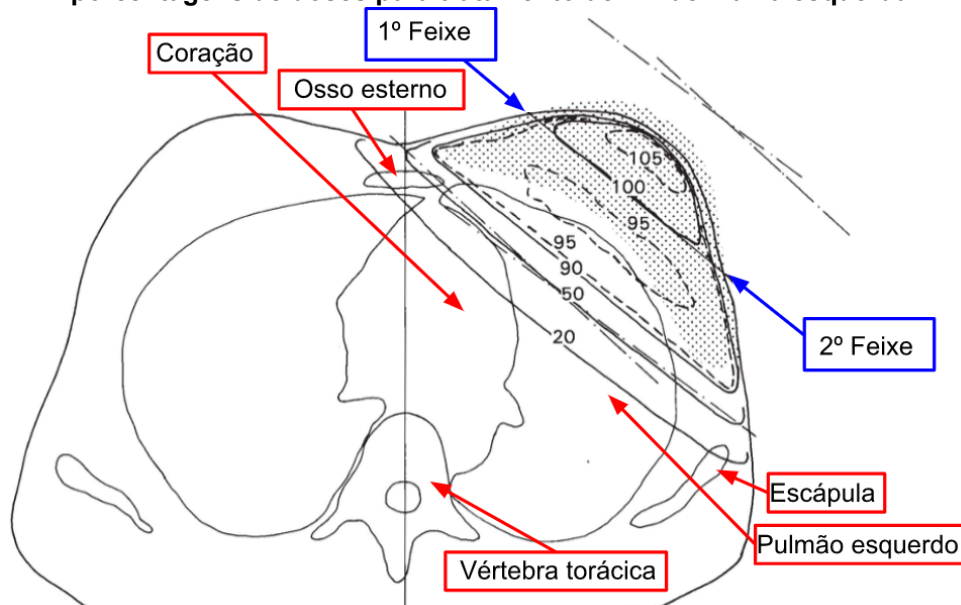
Fonte: KIM *et al.*, 2016

A partir de uma imagem como essa é feito o delineamento das estruturas para o planejamento de doses. A dose total do tratamento é estipulada pelo radiologista oncológico para aquele determinado volume tumoral, e a partir disso, o setor de dosimetria estabelece o plano de tratamento.

Na radioterapia, o volume tumoral é exposto a um protocolo de doses fracionadas ou únicas. No caso do fracionamento, de acordo com as características, dimensões, e localização da lesão, o planejamento estabelece o número de frações, normalmente diárias, e a quantidade de dose para cada fração, que juntas somarão a dose total entregue ao final do tratamento (BUSHONG, 2010). Para a eficiência do tratamento, é necessário que meio biológico tenha o seu tempo de reparo celular respeitado de acordo com os objetivos propostos, e portanto, o fracionamento da dose é extremamente relevante (IAEA, 2005).

No exemplo da Figura 5, após o setor estabelecer o delineamento das estruturas associadas em um planejamento para tratamento de CA de mama esquerda, optaram então por dois ângulos ou campos de incidência de fótons de 6 MV cada, indicados pelas flechas azuis, de modo que na região central do tumor ou CTV a dose seja de 100% ao final do tratamento. A região pontilhada no desenho representa o PTV, e é possível observar uma pequena região acima da borda que seria a pele do paciente ainda pontilhada, região esta que seria incluída em um possível movimento respiratório durante as irradiações. A Figura 5 mostra também as curvas de isodoses, ou seja, as porcentagens de doses ao longo da profundidade do campo de irradiação (ICRP, 1987).

**Figura 5 - Exemplo de delineamento das estruturas e planejamento de feixes e porcentagens de doses para tratamento de CA de mama esquerda**



**Fonte: ICRP, 1987, Modificado**

No exemplo é possível observar que os OAR como coração, e pulmão esquerdo, bem como os ossos esterno e escápula, acabam recebendo uma determinada porcentagem de dose, e a imprecisão da localização do tumor devido a oscilação respiratória pode tornar essa dose ainda maior (ICRP, 1987).

É de fundamental importância a delimitação e restrição do campo de radiação, pois a dose periférica recebida pelo paciente durante um tratamento radioterápico pode levar a diversos efeitos biológicos prejudiciais. Por exemplo, no caso de CA de mama, a exposição secundária do coração à radiação aumenta a chance de ocorrência de eventos coronarianos e mortalidades cardíacas. A taxa de ocorrência de eventos como infartos e semelhantes, aumenta em 7,4% a cada aumento de 1 Gy de dose média recebida pelo coração (TAYLOR; KIRBY, 2015). Ainda nesse mesmo tipo de tratamento, uma exposição aos tecidos pulmonares também pode resultar em complicações, dentre elas a pneumonite radioinduzida (inflamação das células alveolares). Esta pode ocorrer até quatro meses após o término do tratamento, podendo provocar tosse, febre baixa, fadiga, entre outros sintomas. Um estudo realizado em 2018 com 40 pacientes avaliou a função respiratória e a capacidade de exercícios após radioterapia para tratamento de CA de mama; 78% das pacientes desenvolveram pneumonite radioinduzida em algum grau, nos três meses seguintes ao final do tratamento (SUESADA, 2018).

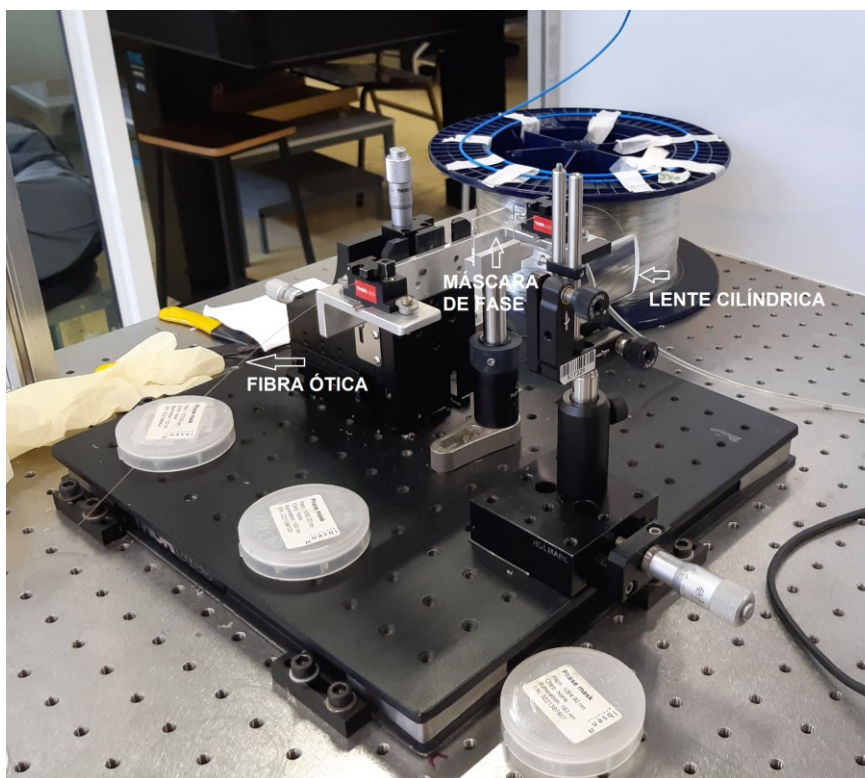
Além da ocorrência de efeitos colaterais e patologias radioinduzidas associadas a região tumoral, a exposição de tecidos sadios adjacentes pode implicar no aumento da toxicidade do tratamento (HARRY, T. *et al.*, 2016). Desse modo, os protocolos clínicos com a finalidade de reduzir esses efeitos têm sido cada vez mais explorados, tais quais os de retenção da respiração durante a inspiração completa, dentre outros que buscam realizar as irradiações em conformidade com o movimento respiratório, peristálticos ou outros movimentos involuntários de maneira geral. Nestes casos a maior dificuldade é exigir do paciente a colaboração, levando em conta seu quadro clínico, e manter a reprodutibilidade do protocolo se mostra uma atividade muito complexa (DA SILVA *et al.*, 2016). Logo, estabelecer condutas que possam realizar esse tipo de controle de mobilidade ou controle do movimento de maneira dinâmica seria de grande interesse para o procedimento radioterápico.

### 3 METODOLOGIA

#### 3.1 Fabricação de redes de Bragg

As FBGs foram fabricadas no Laboratório Multiusuário de Fotônica (Multi-foton) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Curitiba (UTFPR- CT). O método de fabricação utilizado é baseado na técnica de gravação direta por máscara de fase. A técnica utiliza um laser de excímero - Fluoreto de Argônio, ArF (Coherent, Xantos XS 500), com taxa de repetição de 250 Hz, comprimento de onda de 193 nm, energia de aproximadamente 2 a 5 mJ e tempos de exposição maiores que 5 minutos. O feixe de luz UV incide sobre a máscara de fase (Ibsen +1/-1, *order phase masks*), sofre difração e forma sobre a fibra ótica, colocada logo após a máscara, um padrão de interferência. As redes de Bragg foram gravadas em fibras óticas de sílica padrão de telecomunicações (Draka®, SSMF G-652). A Figura 6 mostra o posicionamento da fibra ótica para a gravação frente a máscara de fase. A gravação das redes foi monitorada através de um sistema de um interrogador ótico (Micron Optics, SM 125, 1 canal) com resolução de 5 pm e frequência de aquisição de 1 Hz.

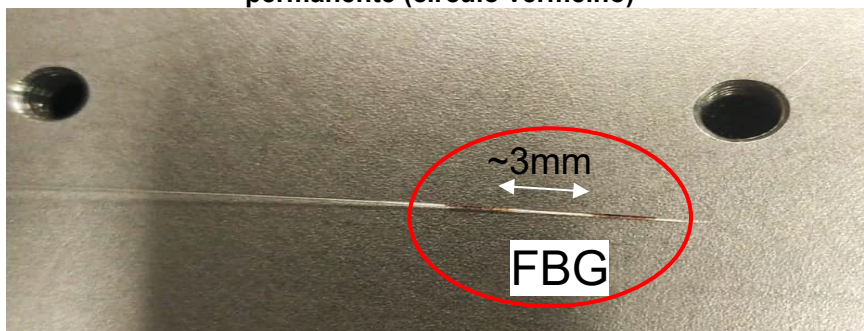
**Figura 6 - Instrumentação utilizada no processo de gravação por máscara de fase e posicionamento da fibra ótica**



Fonte: autor

Para o trabalho, foram utilizadas fibras óticas padrão de telecomunicações submetidas ao processo de hidrogenação e fibras não hidrogenadas. A Figura 7 mostra uma das fibras com a rede gravada, localizadas entre as partes escurecidas da fibra, coloridas por tinta permanente na hora da gravação para identificação do local.

**Figura 7 - Fibra óptica com rede gravada delimitada pelas partes escurecidas com tinta permanente (círculo vermelho)**



Fonte: autor

### 3.2 Irradiações e experimentos

As irradiações das FBGs utilizadas neste trabalho foram feitas na Clínica Oncológica ONCOVILLE e no Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (CHC-UFPR), ambos na cidade de Curitiba.

Foram realizados dois experimentos, no primeiro experimento, buscou-se identificar a possibilidade de obter algum tipo de informação dosimétrica, ou característica das FBGs, como variações de intensidade no pico de reflexão ou de transmissão da rede, que fosse proporcional à dose de radiação incidente ou absorvida pela fibra. No segundo experimento buscou-se observar a resistência da rede em relação às doses, para irradiações com doses clínicas, bem como avaliar se estas se degradam ao longo do tempo de exposição ou quando expostas muitas vezes a radiação.

A seguir serão descritas as metodologias adotadas em cada um dos experimentos, bem como as fontes de radiação empregadas.

#### 3.2.1 Comportamento das redes de Bragg em campo de fótons

Nesta primeira etapa, foi verificado se as redes de Bragg possuíam alguma característica em sua resposta que se alterava com o campo de radiação incidente.



Também foi verificado se a potência ótica refletida da fibra variava proporcionalmente à dose de radiação aplicada. Para isso, a fonte de radiação utilizada foi o AL (VARIAN - Califórnia, EUA, *TrueBeam*®) mostrado na Figura 8, disponibilizado pela clínica de radioterapia Oncoville, que possuía uma taxa de dose de 5 Gy/min utilizando um feixe de fótons de 6 MV. Este equipamento já possui um sistema que possibilita redução de dose periférica devido ao movimento, baseado no sensoriamento do paciente através de uma câmera infravermelha (VARIAN, Califórnia, EUA, 2020).

**Figura 8 - Acelerador linear TrueBeam - VARIAN, disponibilizado pela clínica de radioterapia Oncoville**



**Fonte: autor**

Como a rede é sensível à temperatura, a temperatura da sala foi monitorada e mantida constante em 20,4°C através de um sistema de ar condicionado próprio da instituição.

O posicionamento das FBGs na mesa do equipamento foi feito utilizando um *phantom* de placas de água sólida (Figura 9). Esses objetos simuladores são confeccionados em materiais acrílicos e possuem características físico-químicas, como a atenuação da radiação, similares às da água para essa faixa de energia de



fótons, portanto são utilizados para testes de controle de qualidade e pesquisas em radioterapia.

**Figura 9 - Instrumentação com Phantom de placas de água sólida utilizado no estudo**



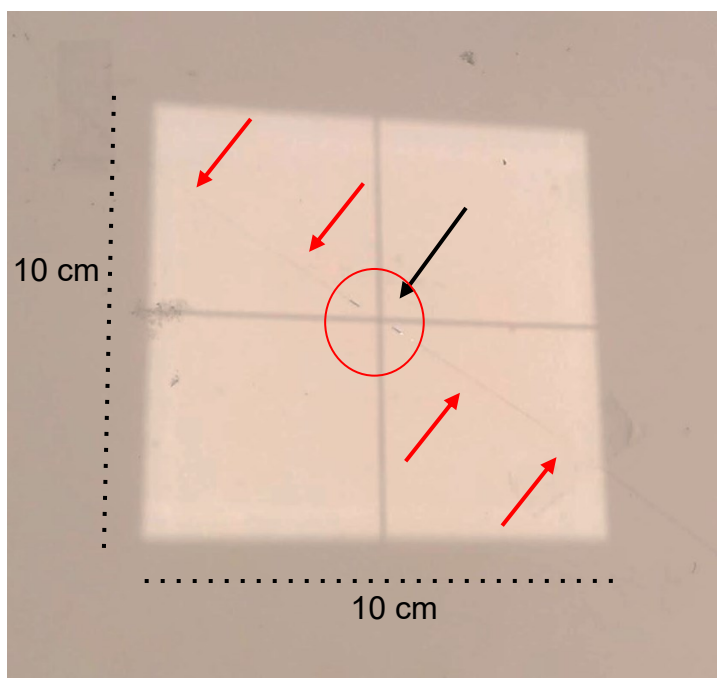
**Fonte: Autor**

Para este estudo, separamos as irradiações em três momentos, referenciados no texto como primeiro, segundo e terceiro ensaios.

### 3.2.1.1 Primeiro ensaio

A FBG neste primeiro ensaio foi posicionada no centro de um campo de irradiação colimado de 10 cm<sup>2</sup> (Figura 10). Na figura, a disposição da FBG no campo de irradiação é indicada por flechas vermelhas, sendo que a região de aproximadamente 1 cm em que a rede foi gravada, em destaque no círculo vermelho, foi posicionada no ponto central do campo de irradiação indicado pela flecha de cor preta, a 5 cm da borda do campo colimador.

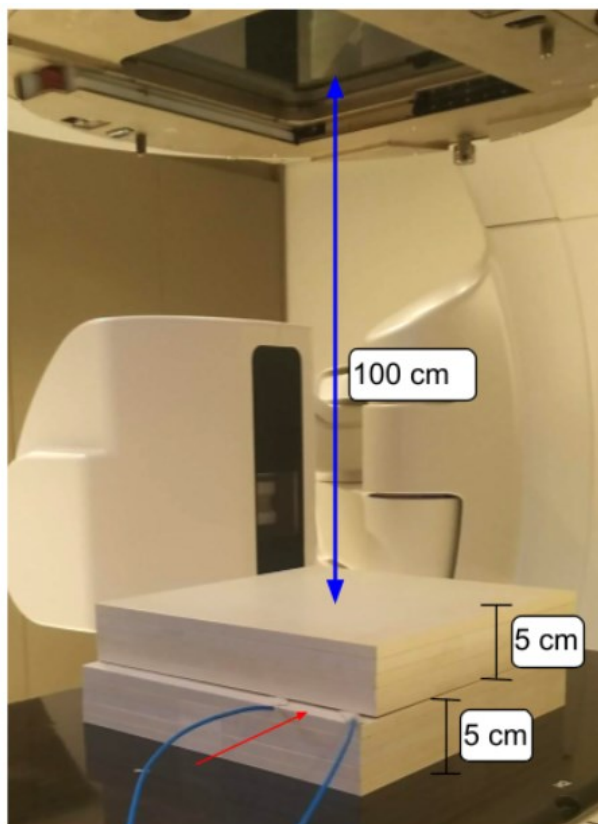
Figura 10 - Disposição da FBG no centro do campo de irradiação de 10cm<sup>2</sup>



Fonte: autor

A distância entre a fonte e a superfície do *phantom* (SSD - *Source to Surface Distance*) utilizada nesta etapa foi de 100 cm, indicada na Figura 11 pela seta de cor azul. Cinco placas de água sólida de 1 cm cada foram posicionadas entre a FBG, assinalada pela flecha de cor vermelha, e a mesa do equipamento, para que a acomodação do sistema de cabos utilizados fosse adequada para o ensaio, e outras cinco placas de 1 cm cada foram posicionadas acima do sistema, a fim de obter uma maior exatidão entre a dose entregue e planejada, garantindo que a maior deposição de energia dos fótons se daria na profundidade em que a fibra está localizada (105 cm).

**Figura 11 - Disposição do conjunto de FBG com placas de água sólida posicionado na mesa do acelerador linear no primeiro ensaio**



Fonte: autor

Nesta configuração, a FBG foi irradiada com doses pré definidas, de 1, 5, 10, 20, 30, 40 e 50 Gy, constituindo um cumulativo de dose total de 156 Gy, como mostrado na Tabela 2.

**Tabela 2 - Relação entre dose entregue pelo AL e dose acumulada em cada exposição da FBG no primeiro ensaio**

Dose entregue pelo acelerador (Gy)	Dose acumulada na FBG (Gy)
1	1
5	6
10	16
20	36
30	66
40	106
50	156

Fonte: autor

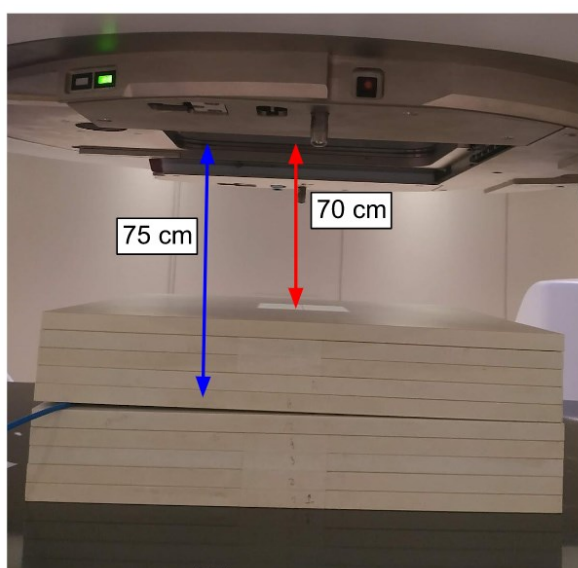
Durante estas irradiações, os espectros óticos foram monitorados em tempo real através de interrogador ótico (Micron Optics, SM 125, 1 canal) com resolução de 5 pm e frequência de aquisição de 1 Hz e um computador portátil. As redes utilizadas neste experimento possuíam pico de reflexão na região de 1550 nm. Foi possível

constatar, através da mudança do pico de reflexão da rede, que após a dose acumulada de 106 Gy (após irradiação com dose de 40 Gy) observou-se uma primeira mudança significativa no pico de reflexão. A partir dessa exposição iniciou-se o registro das potências óticas refletidas (dBm) ao longo do tempo.

### 3.2.1.2 Segundo ensaio

No segundo ensaio foi mantida a mesma configuração de FBG, entretanto a SSD foi reduzida para 70 cm (em vermelho na Figura 12), sendo que a FBG estava localizada a 75 cm (em azul) de distância da fonte, aumentando assim a taxa de entrega da dose e, portanto, reduzindo o tempo de exposição.

**Figura 12 - Disposição do conjunto de FBG com placas de água sólida posicionado na mesa do acelerador linear no segundo ensaio**



**Fonte: Autor**

Foram aplicadas outras três doses adicionais, com valores efetivos de 30, 40 e 50 Gy, constituído um acumulado de dose final de 276 Gy, em conjunto com as doses depositadas no primeiro ensaio (Tabela 3).

**Tabela 3 - Relação entre dose entregue e dose acumulada em cada exposição da FBG no segundo ensaio.**

Dose entregue pelo acelerador (Gy)	Dose acumulada na FBG (Gy)
30	186
40	226
50	276

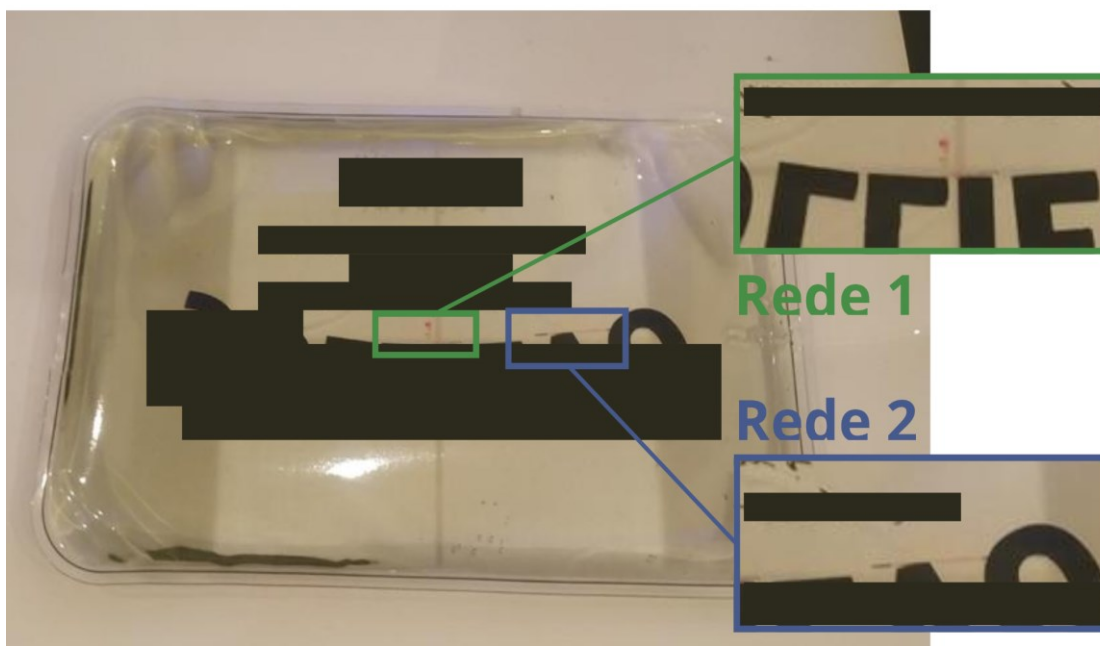
**Fonte: autor**

### 3.2.1.3 Terceiro ensaio

Neste ensaio, buscou-se observar o comportamento das FBGs quando irradiadas em meio aquoso. Para isso, foi elaborado um arranjo de uma fibra ótica com duas redes gravadas ao longo de sua extensão, inserida em um gel aquoso. A escolha da textura do gel foi feita para que a mobilidade da fibra no meio fosse reduzida durante o manuseio e posicionamento do ensaio, evitando assim que houvesse qualquer tipo de ruptura do sistema. A fibra contendo as redes foi inserida em uma bolsa plástica transparente de aproximadamente 12cmx20cm preenchida com cerca de 1 cm de espessura de gel, utilizando um acesso com agulha comum de procedimento e fixada com super cola, selando também a abertura e evitando qualquer extravasamento do material da bolsa ou mobilidade da fibra.

As FBGs foram posicionadas na bolsa centralizadamente, de maneira que a rede mais próxima da ponta da fibra ficasse próximo ao ponto central do objeto simulador e a segunda rede ficasse localizada a cerca de 1 cm após o centro, como mostrado na Figura 13.

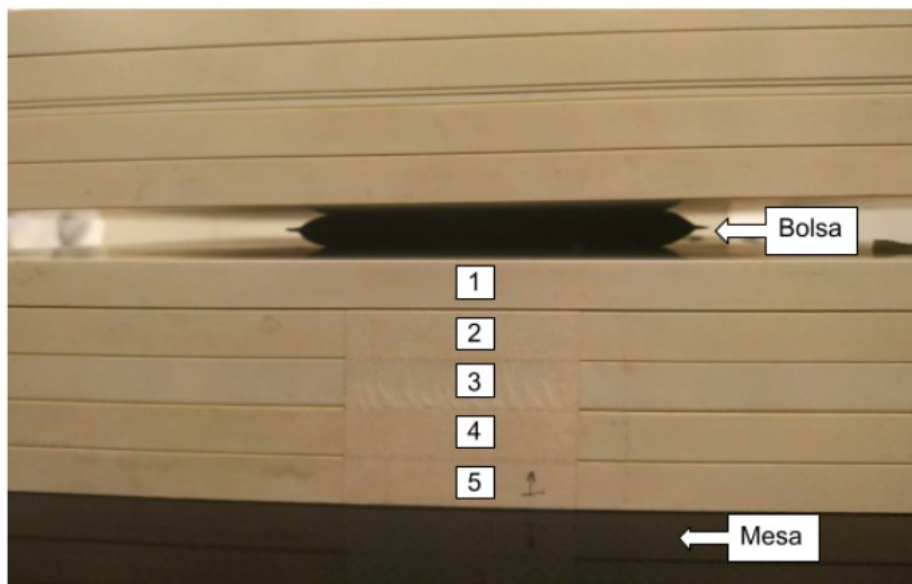
**Figura 13 - Disposição das FBGs no centro da bolsa**



Fonte: autor

A bolsa com as FBGs foi novamente posicionada entre os mesmos 10 cm de placas de água sólida, sendo que 5 delas foram dispostas entre a mesa do equipamento e a bolsa, e as outras 5 sobrepostas à bolsa (Figura 14).

**Figura 14 - Bolsa instrumentada com FBGs entre placas de água sólida**



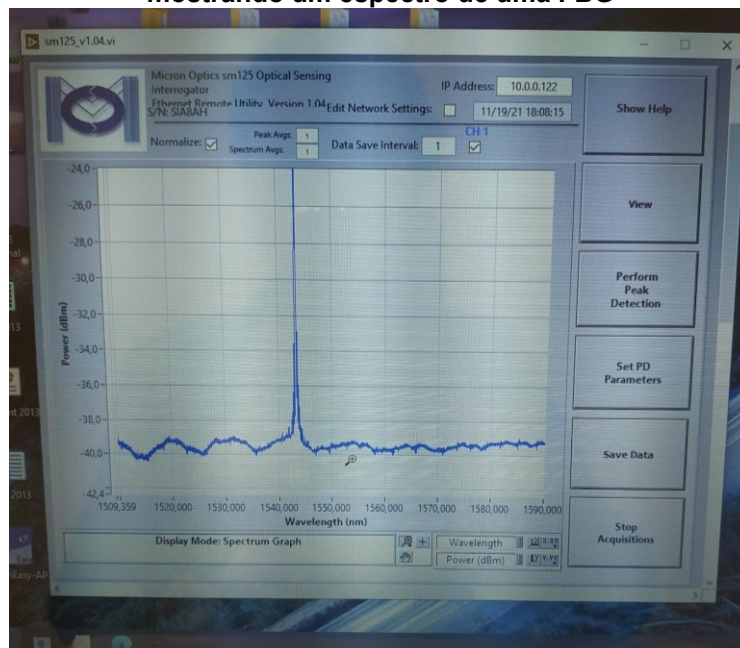
Fonte: autor

#### 3.2.1.4 Método de leitura e obtenção de dados

Para a leitura e obtenção dos dados, foi utilizado um interrogador OPTICS, SM125, com resolução de 1 pm e taxa de aquisição de 2 Hz. A tela do interrogador com o tipo de informação mostrada é vista na Figura 15. A Figura 16 mostra o sistema utilizado para a aquisição dos dados, composto pelo interrogador portátil e o computador pessoal. O interrogador e o computador portátil ficaram do lado de fora da sala onde eram feitas as irradiações no experimento 1, para que durante as exposições fosse possível observar a tela do interrogador enquanto eram feitas as gravações dos espectros simultaneamente. A informação era levada ao interrogador por meio de um cabo de fibra ótica, minimizando a influência do campo eletromagnético nos dispositivos eletrônicos.

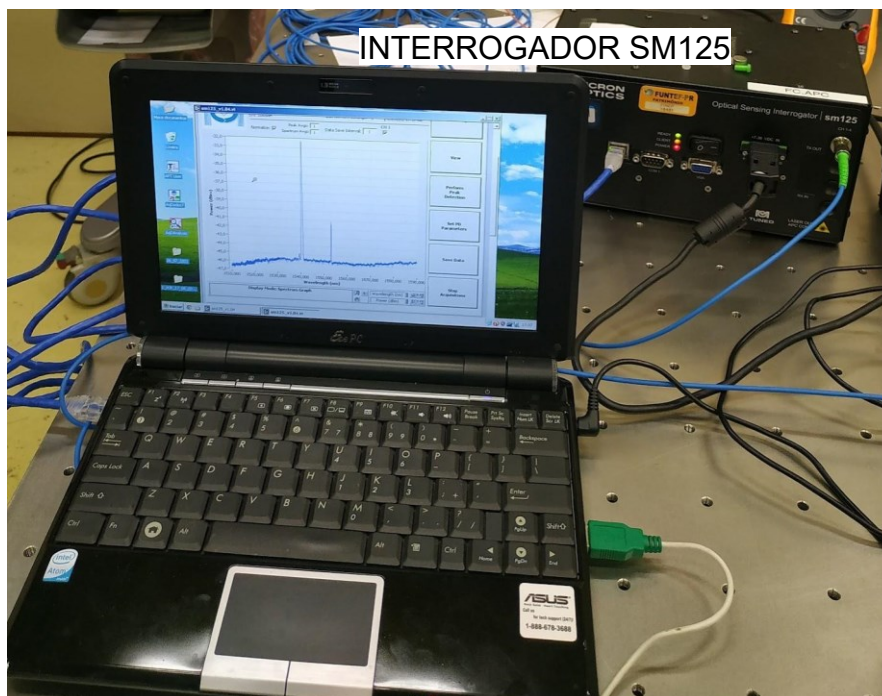


**Figura 15 - Tela do programa do sistema de aquisição de dados do interrogador portátil mostrando um espectro de uma FBG**



Fonte: autor

**Figura 16 - Sistema de interrogação dos sensores FBG composto pelo interrogador portátil e pelo computador pessoal**

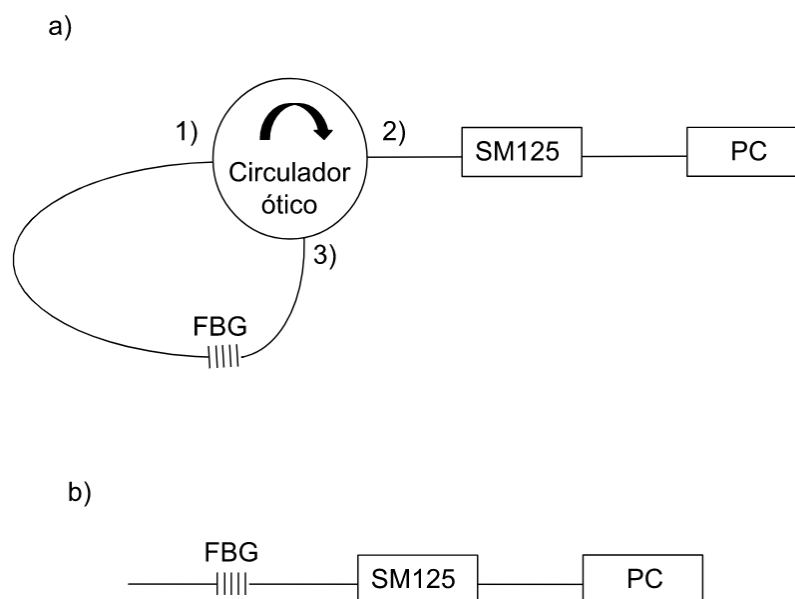


Fonte: autor

A Figura 17 mostra os diagramas esquemáticos com as configurações para leitura por transmissão (a) e por reflexão (b). O sistema de aquisição por transmissão

utiliza um circulador a fibra ótica, conectado conforme mostra a Figura 17 a. Esse sistema por transmissão foi escolhido com o objetivo de minimizar as variações de intensidade que possam ser influenciadas por flutuações da fonte ótica ou por acoplamento entre os cabos.

**Figura 17 - Sistema de leitura por transmissão (a) e por reflexão (b)**



**Fonte: autor**

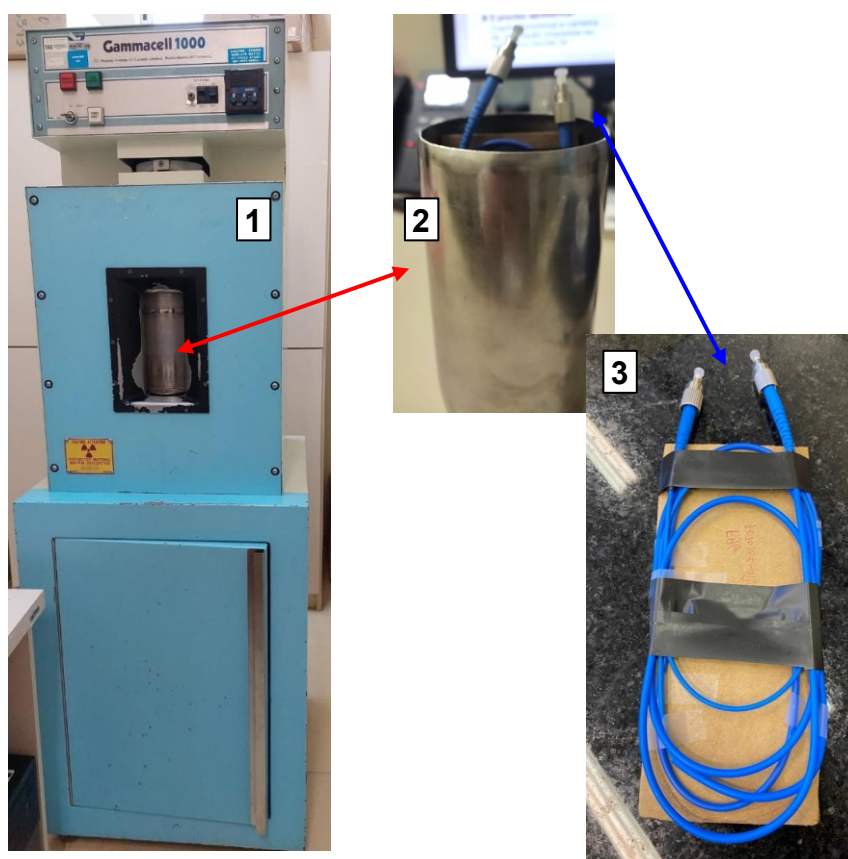
### 3.2.2 Degradação das FBGs em doses clínicas

No segundo experimento buscou-se observar a resistência da rede em relação às doses para irradiações na rotina clínica, ou seja, a dose máxima ou número máximo de vezes que a FBG pode ser exposta a uma determinada dose sem comprometer sua capacidade de utilização como um sensor. Para isso, utilizou-se o irradiador Gammacell - 1000 mostrado na Figura 18 (1) que possui uma fonte fixa de  $^{137}\text{Cs}$ , disponibilizado pelo Setor de Irradiação de Sangue e Hemocomponentes do Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (CHC-UFPR). A fonte de radiação emissora de fótons (raios gama) na sua aquisição teve uma atividade inicial, obtida em 1986 de 1,1 kC. A atividade final de um radionuclídeo é a relação entre a atividade inicial, o tempo decorrido desde a atividade inicial e a constante de decaimento radioativo característica deste material (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).



O irradiador dispõe de um recipiente posicionador mostrado em 2 na Figura 18, que é alocado na abertura do equipamento apontado pela seta vermelha no desenho, recolhido pelo sistema mecânico do equipamento e levado ao ponto de irradiação próximo à fonte. A FBG foi organizada de maneira que fosse possível inseri-la no recipiente sem prejudicar a estrutura da fibra ou a mecânica do equipamento durante o trajeto até o ponto próximo a fonte no interior do irradiador, mostrado em 3.

**Figura 18 - Irradiador Gammacell -1000**



**Fonte: autor**

A FBG foi exposta a doses acumuladas de 10, 20, 30, 40, 50, 100 Gy até uma dose máxima de 500 Gy. Estas exposições foram realizadas em dias diferentes, sendo obtida, antes e após a exposição, o espectro da FBG. Cada uma dessas leituras foi comparada com o pico de reflexão inicial da FBG. As irradiações foram organizadas de maneira que a leitura de integridade da FBG pudesse ser avaliada entre cada exposição, no laboratório multiusuário de Multi-foton da UTFPR-CT.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

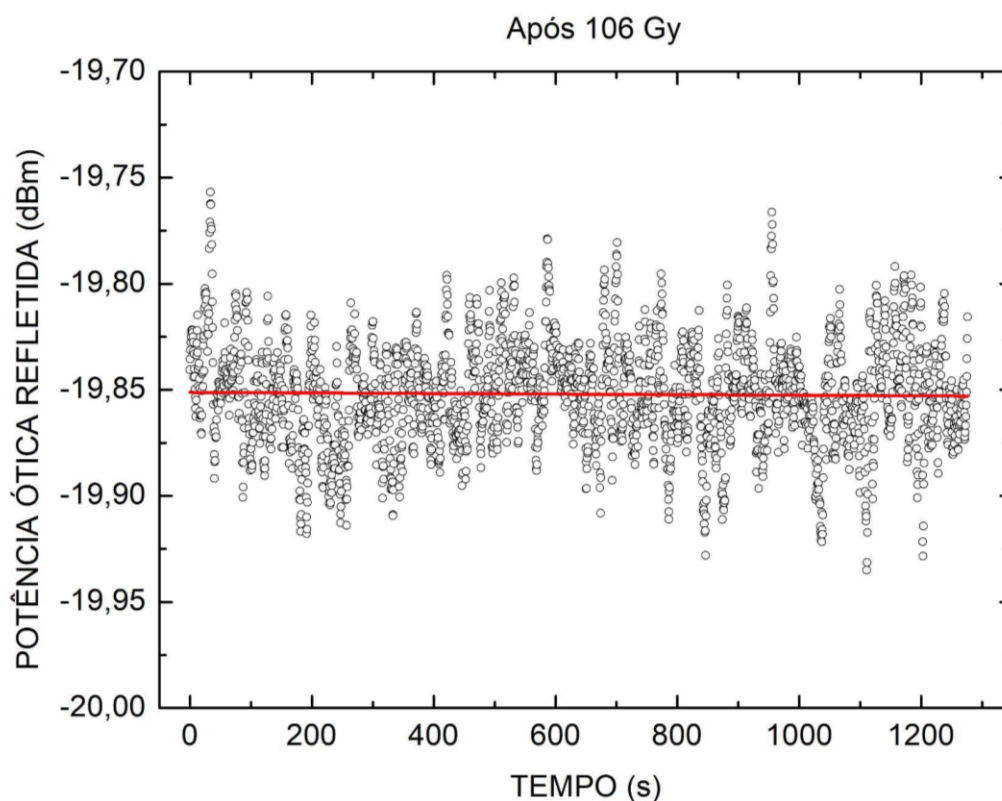
### 4.1 Experimento 1: resposta das FBGs expostas a fótons em radioterapia

A FBG gravada possui um comprimento de onda central de 1542,9 nm e largura a meia altura (FWHM - *Full width at half maximum*) de aproximadamente 0,27 nm. A seguir são apresentados os resultados dos ensaios 1 ao 3 do experimento 1.

#### 4.1.1 Ensaio 1

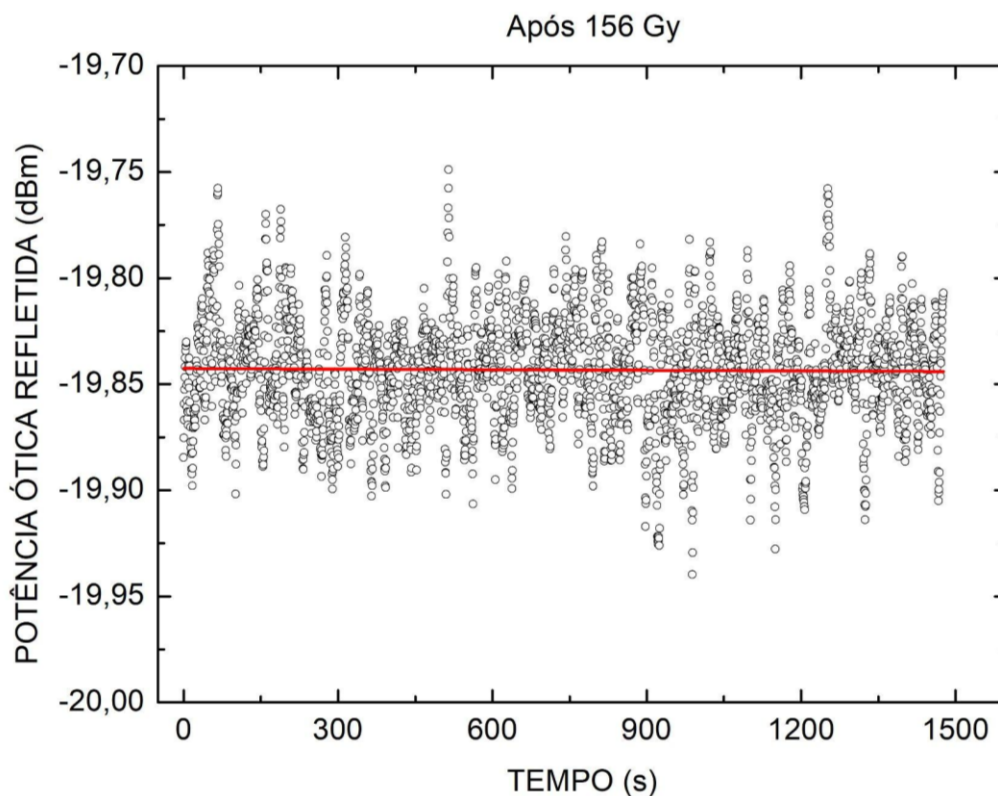
As figuras 19 e 20 apresentam a potência ótica refletida ao longo do tempo quando a FBG foi exposta às doses de 40 Gy (106 Gy acumulada) e 50 Gy (156 Gy acumulada). A linha vermelha representa o ajuste por uma função linear do tipo  $y = a + b * x$ .

Figura 19 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 106 Gy no primeiro ensaio



Fonte: autor

Figura 20 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 156 Gy no primeiro ensaio



Fonte: autor

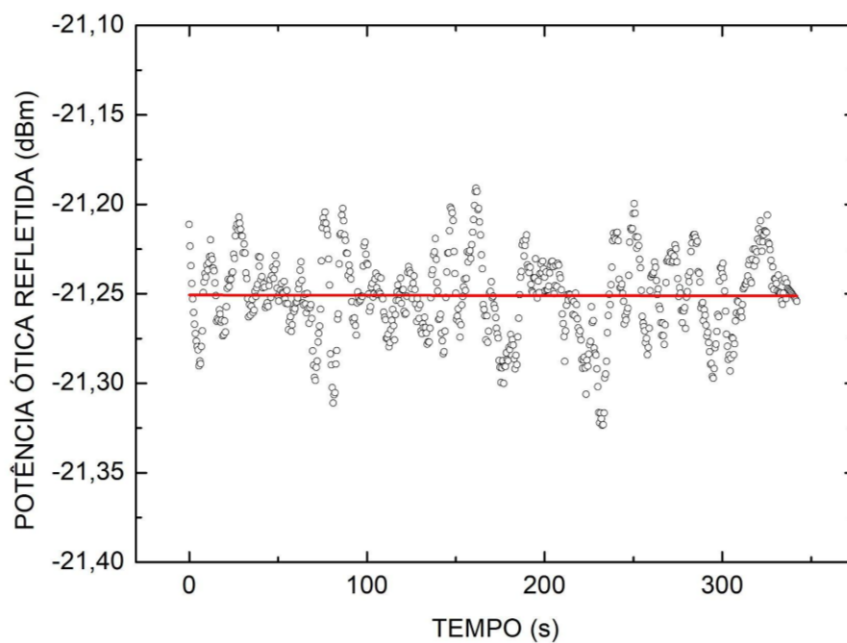
Considerando os resultados obtidos no ensaio 1 não foram observadas mudanças significativas nas potências refletidas medidas ao longo do tempo de exposição. Os valores obtidos no coeficiente angular  $b$ , em ambos os casos, foram desprezíveis, muito menor que 1, no caso das Figuras 19 e 20, da ordem de  $10^{-6}$  dBm/s. Isso indica que não se teve uma variação da potência refletida ou nem mesmo uma tendência de queda ao longo do tempo de exposição.

#### 4.1.2 Ensaio 2

As Figuras 21, 22 e 23 mostram as potências refletidas ao longo do tempo de exposição para as doses acumuladas de 186 Gy, 226 Gy e 276 Gy, porém mudando no arranjo experimental a distância da FBG à fonte de radiação, ou seja, da taxa de dose recebida pela FBG. Assim como no ensaio 1, no ensaio 2 também foi feito um ajuste linear para verificar se a potência refletida pela FBG variava ao longo do tempo de exposição.

**Figura 21- Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 186 Gy no segundo ensaio**

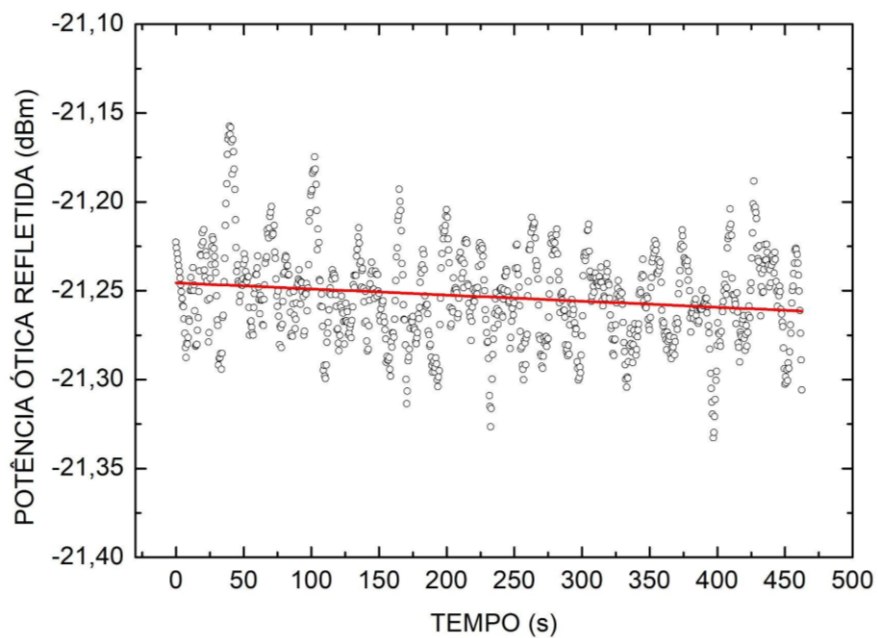
Após 186 Gy



Fonte: autor

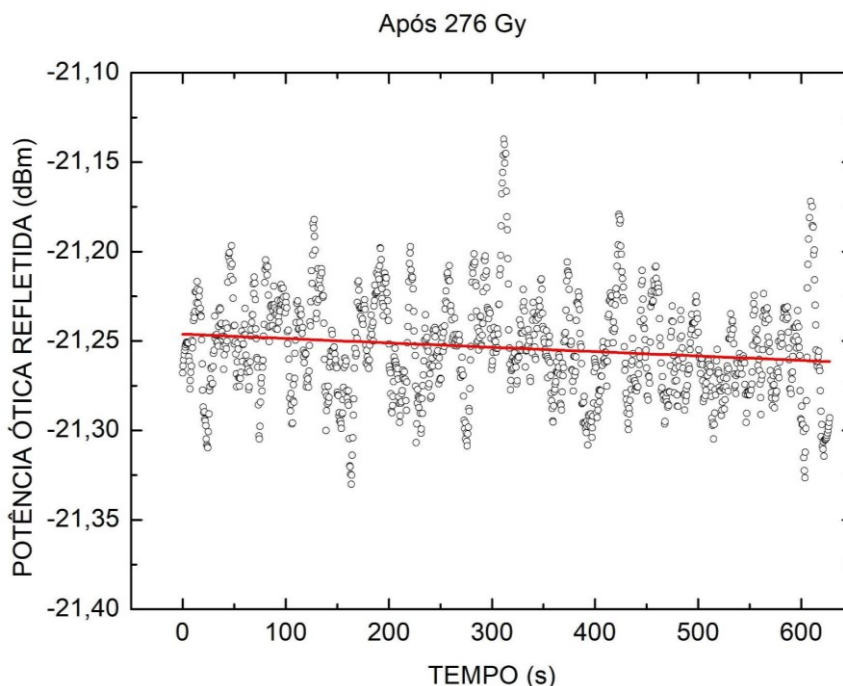
**Figura 22 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 226 Gy no segundo ensaio**

Após 226 Gy



Fonte: autor

**Figura 23 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 276 Gy no segundo ensaio**



A Tabela 4 apresenta os valores de  $b$  nos ensaios 1 e 2 considerando as flutuações que podem levar a uma incerteza associada.

**Tabela 4 - Coeficientes angulares da potência refletida da FBG de acordo as doses recebidas**

Dose acumulada (Gy)	$b$ ( $10^{-5}$ dBm/s)
106	-1
156	-1
186	-1
226	-34
276	-24

Fonte: autor

Entre as doses acumuladas de 106 a 186 Gy, foi obtido um valor de  $b$  relativamente pequeno (muito próximo de zero), sendo considerada desprezível a variação da potência refletida em função do tempo de exposição, mesmo quando a taxa de dose ou entrega da radiação por unidade de tempo aumentou.

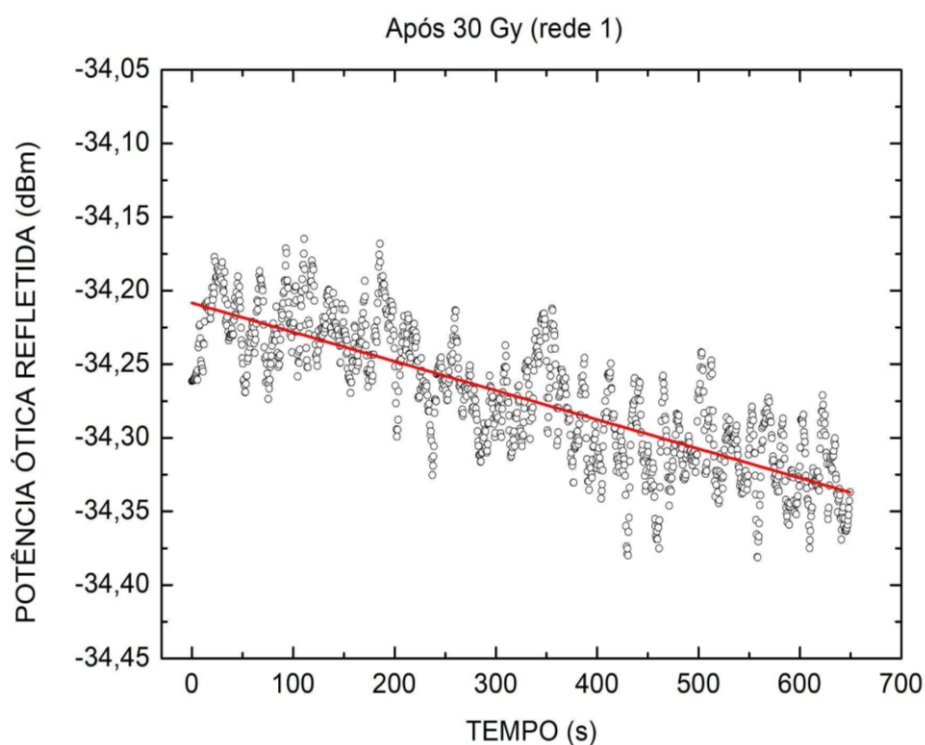
Porém, pode ser observado que a potência refletida inicial (-19,85 dBm) do ensaio 106 Gy está ligeiramente maior do que a potência refletida inicial do ensaio de 276 Gy (-21,25 dBm). Isso pode ser um indicativo de degradação da FBG devido à exposição à radiação ionizante.

Para comparação, essa dose acumulada 276 Gy equivale a aproximadamente 230 exposições de corpo inteiro num tratamento com alta taxa de dose de *Total Body Irradiation* (TBI), realizado para imunossupressão da medula em transplantes de órgãos (IAEA, 2005). Logo os resultados obtidos nestes ensaios indicam que as FBGs poderiam ser transdutores de variáveis biomédicas para monitoramento em tempo real em pacientes em tratamentos radioterápicos.

#### 4.1.3 Ensaio 3

As Figuras 24 a 29 apresentam a potência refletida em função do tempo para cada uma das redes gravadas na fibra que foram inseridas em meio aquoso no ensaio 3 após as doses acumuladas de 30, 70 e 120 Gy. A linha vermelha, assim como nos ensaios anteriores, representa o ajuste linear.

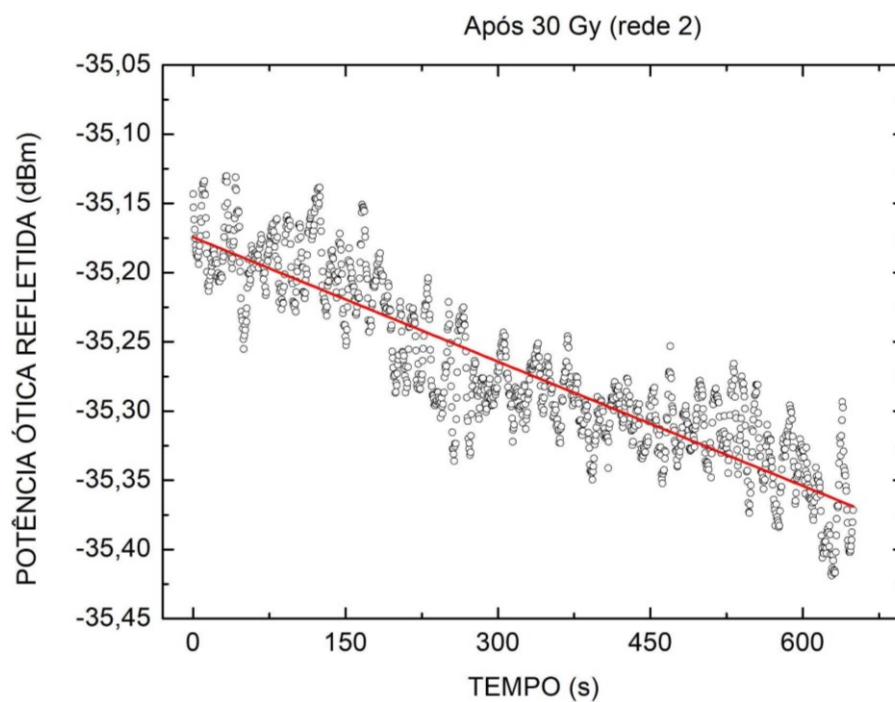
**Figura 24- Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 30 Gy na rede 1 no terceiro ensaio**



Fonte: autor

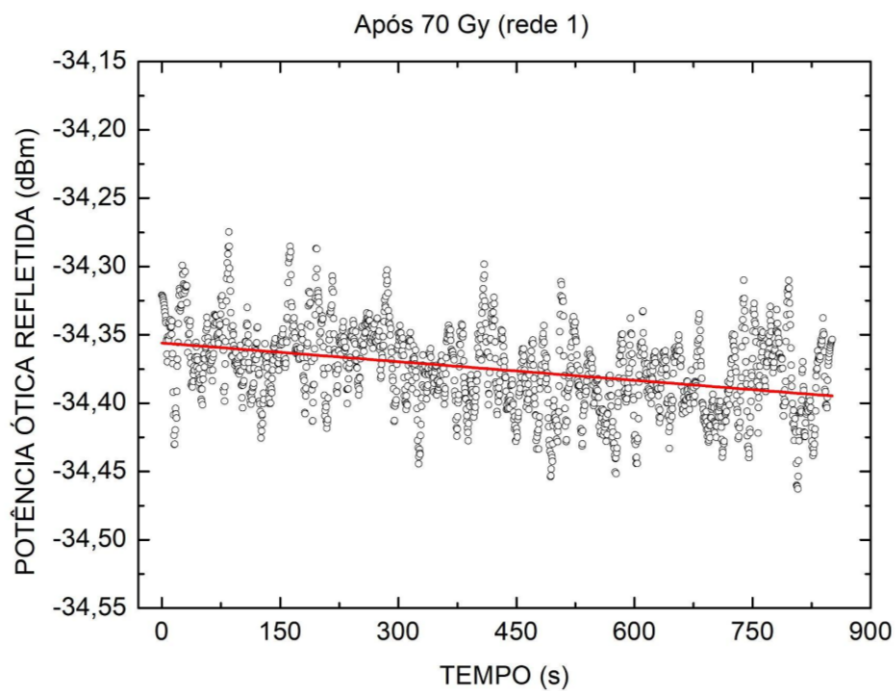


**Figura 25 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 30 Gy na rede 2 no terceiro ensaio**



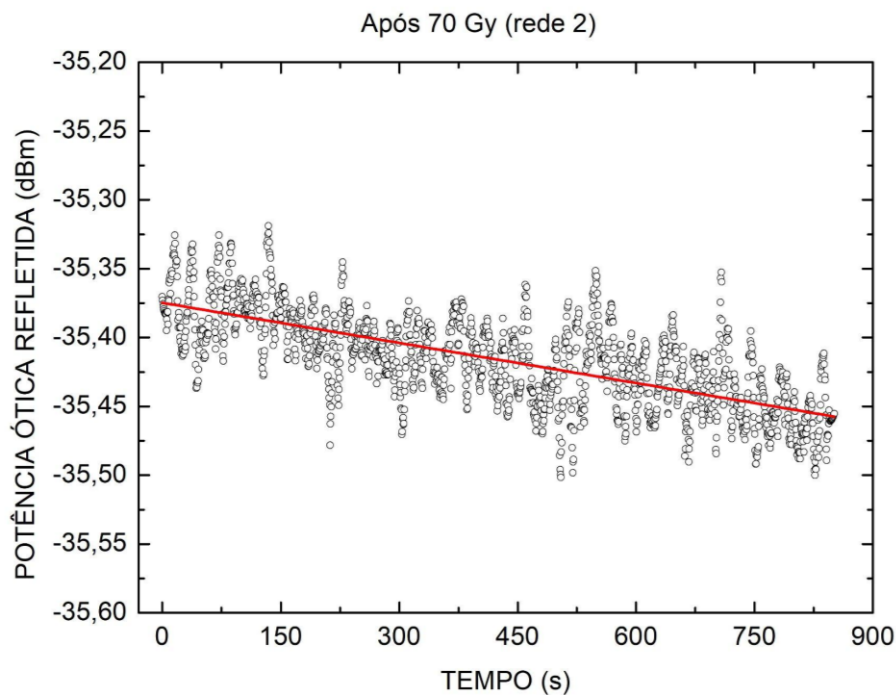
Fonte: autor

**Figura 26 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 70 Gy na rede 1 no terceiro ensaio**



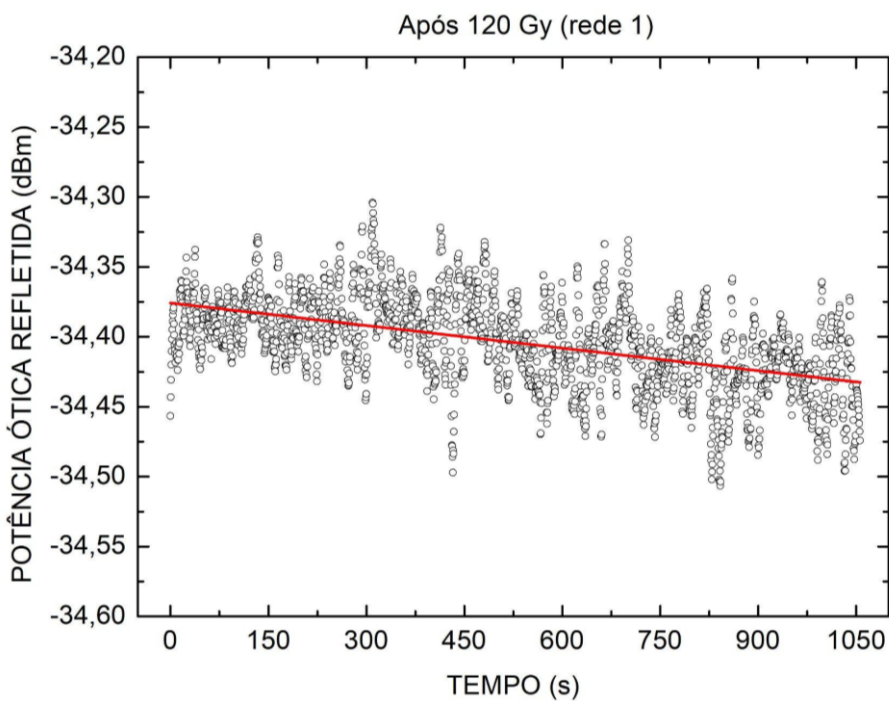
Fonte: autor

Figura 27 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 70 Gy na rede 2 no terceiro ensaio



Fonte: autor

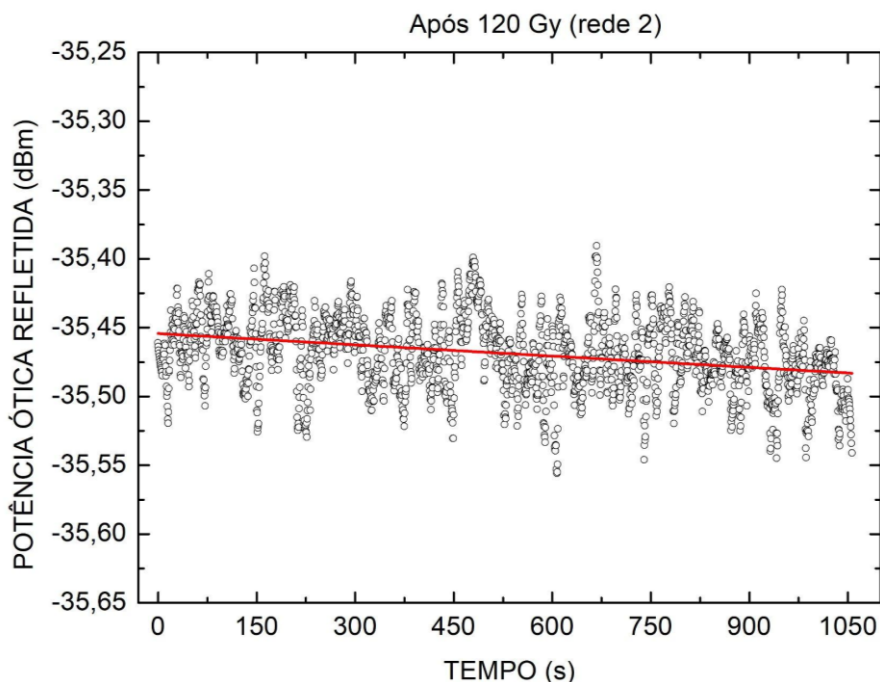
Figura 28 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 120 Gy na rede 1 no terceiro ensaio



Fonte: autor



**Figura 29 - Potência refletida em função do tempo para uma dose acumulada de 120 Gy na rede 2 no terceiro ensaio**



A tabela 5 apresenta os valores do coeficiente angular  $b$  para cada um dos ajustes considerando as duas redes.

**Tabela 5 - Coeficientes angulares  $b$  obtidos quando as redes inseridas na bolsa receberam diferentes doses acumuladas**

Dose acumulada (Gy)	$b$ ( $10^{-5}$ dBm/s)	
	Rede 1	Rede 2
30	-19,8	-29,9
70	-4,4	-9,7
120	-5,4	-2,7

Fonte: autor

Observando as Figuras 24 a 29, e relacionando com os valores de  $b$  da Tabela 5, as variações da potência refletida são relativamente pequenas, como nos ensaios 1 e 2. Assim tais variações não são suficientes para dizer que houve variação na potência refletida proporcional a dose de radiação acumulada ao longo do tempo.

Apesar de haver diferenças nas respostas obtidas com as redes 1 e 2, não foi possível verificar nenhum comportamento que possa identificar o ponto focal ou o outro ponto lateral localizado a cerca de 1 cm.

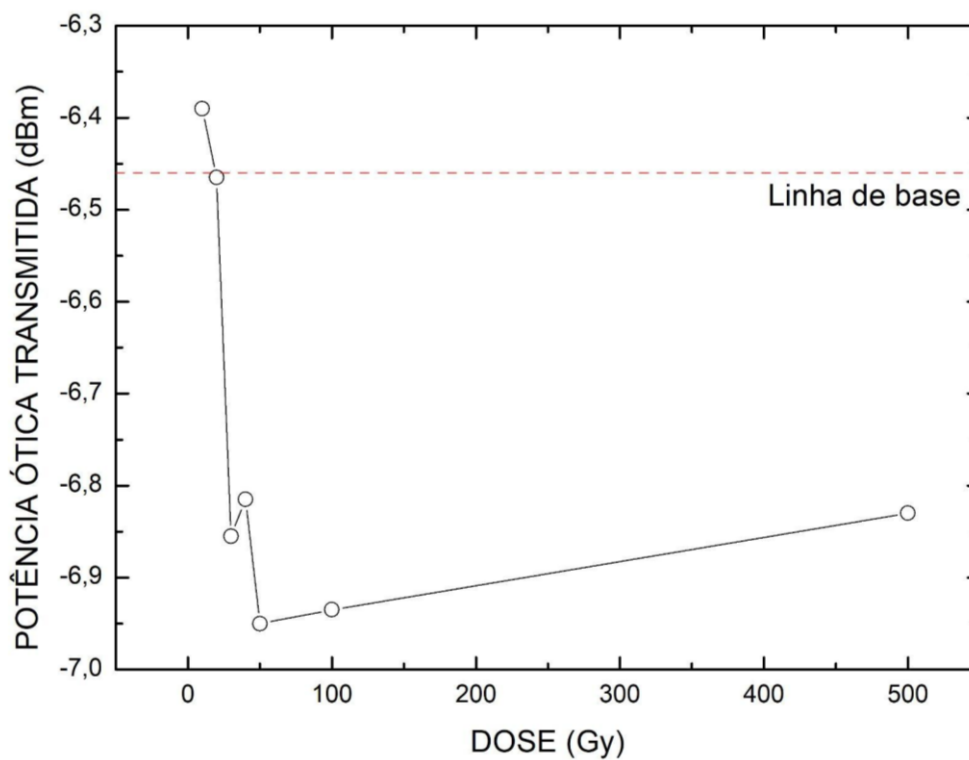
Não foram observadas mudanças significativas nos comprimentos de onda de pico das duas redes inseridas em meio aquoso no ensaio 3 com o aumento da dose acumulada.

## **4.2 Experimento 2 - degradação das FBGs**

Os espectros de transmissão das FBGs foram adquiridos após a exposição a diferentes doses de radiação acumuladas ao longo do tempo (10, 20, 30, 40, 50, 100 e 500 Gy).

A figura 30 apresenta os valores de mínimo para a potência transmitida em função da dose acumulada ao longo do tempo. Assim como nos resultados de potência refletida nos ensaios de 1 a 3, no qual se observou-se ligeiras quedas na potência com aumento da dose acumulada, nas fibras hidrogenadas expostas a diferentes doses também se observou uma queda em relação ao valor medido inicialmente (sem exposição à radiação), exceto para a exposição de 10 Gy (primeira exposição). Uma das hipóteses para esse resultado pode ser de reprodutibilidade experimental. Como as medidas não foram realizadas no mesmo dia e para simular situações observadas na rotina, na qual a FBG pode ser utilizada em diferentes intervalos de tempos, podem ter ocorrido diferenças de acoplamentos e outros erros experimentais associados.

**Figura 30 - Valores de potência transmitida em função da dose acumulada ao longo do tempo na FBG**



**Fonte: autor**

De modo geral, observou-se uma queda na potência transmitida com a dose acumulada, mesmo durante intervalos maiores entre exposições. O maior intervalo foi de aproximadamente 4 meses, na avaliação do espectro com dose acumulada de 500 Gy.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho foram estudadas as FBGs para aplicações em campos radioterápicos com fótons. Os sensores FBGs foram caracterizados espectralmente em função das doses de radiação ionizante clinicamente aplicáveis.

Os ensaios realizados com aquisição ao longo do tempo, do experimento 1, ensaios 1 e 2, obtidos com o acelerador linear como fonte de radiação (até 276 Gy), mostram que a potência refletida dos sensores diminui com o tempo, para uma determinada dose. Em relação aos coeficientes angulares de variação da potência em função do tempo, os resultados mostraram que o coeficiente angular tende a aumentar em relação à dose acumulada. Este resultado mostra que quanto maior for a dose, maior é a taxa de decaimento da potência ótica das redes. O maior coeficiente angular obtido foi de  $-34 \times 10^{-5}$  dBm/s para 226 Gy acumulada.

O ensaio 3 do primeiro experimento foi elaborado com duas redes, gravadas para comprimentos de onda diferentes e em série, inseridas em meio aquoso. As aquisições foram realizadas ao longo do tempo e para uma das redes no ponto focal da fonte de radiação. As redes apresentaram coeficientes de sensibilidade, de potência ótica em função do tempo, equivalentes, apesar de uma estar no ponto focal e a outra em posição lateral, cerca de 1 cm do ponto focal. Isto pode estar relacionado à pequena variação de posição entre as redes. As redes em geral, também apresentaram diminuição da potência em função do tempo para uma determinada dose. Porém, para o meio aquoso os coeficientes angulares de potência em função do tempo, aumentaram com a dose acumulada. O maior coeficiente angular foi obtido para a menor dose de 30 Gy, onde a rede 2 apresentou uma taxa de  $-30 \times 10^{-5}$  dBm/s. Estes resultados podem estar relacionados com a presença da água e também pelo fato de as redes não estarem no início do experimento ainda sobre a presença da radiação ionizante.

No experimento 2, realizado com a fonte fixa de  $^{137}\text{Cs}$ , os espectros das FBGs não foram obtidos em tempo real, mas sim após uma dada exposição à dose controlada. O gráfico da potência ótica transmitida em função da dose acumulada, mostra um decaimento da potência com o aumento da dose. A variação máxima na taxa da potência ótica transmitida foi de -0,5 dBm. Esta queda da potência refletida em relação a linha de base, indicam que a FBG poderia ser utilizada em uma possível

aplicação como um sensor de radiação, sendo a variação na potência um indicativo da presença de radiação ionizante.

Através dos experimentos foi possível constatar que não se observaram mudanças significativas no comprimento de onda após a exposição à radiação.

Foi constatado que as redes não são degradadas totalmente com a presença da radiação (dose de até 500 Gy) e de fato podem ser expostas sucessivas vezes a diferentes valores de dose sem apresentarem deterioração significativa. Ou seja, nos experimentos realizados, observou-se mudanças na potência refletida com a dose acumulada, porém essas alterações não são suficientemente grandes para inviabilizar o uso das FBGs como transdutores de variáveis biomédicas em ambientes com intenso campo de radiação ionizante.

Baseado nos resultados dos experimentos, a seguir serão discutidas a viabilidade de testes das FBGs visando as diferentes necessidades e peculiaridades tanto em tratamentos radioterápicos como controle de qualidade e segurança. Conforme já mencionado, uma das causas de entrega de dose subestimada no tumor ou superestimada nos tecidos sadios em tratamentos radioterápicos na região torácica, é a oscilação da posição tumoral em decorrência do movimento respiratório (DA SILVA, 2019). Uma das formas de melhorar a entrega da dose é monitorar a frequência respiratória do paciente durante as irradiações. Teixeira em 2018, discute o monitoramento do movimento respiratório durante a irradiação, e a possibilidade de melhorar a dose entregue no tumor, portanto minimizando a dose em tecidos adjacentes à região de tratamento (TEIXEIRA, 2018).

Considerando que mesmo após a exposição à radiação, não se tem mudanças significativas no espectro de reflexão ou transmissão das FBGs, em ambientes com campo de radiação, esses sensores podem ser uma alternativa para o monitoramento da frequência respiratória de pacientes durante as irradiações ao longo de todo o tratamento com doses fracionadas ou não em radioterapia. Por exemplo, poderia ser desenvolvido um transdutor capaz de monitorar o movimento da caixa torácica ao longo do tempo, transmitindo esses dados para o equipamento AL que combinaria a aplicação dos campos de radiação com a posição do tumor. O mesmo raciocínio poderia ser aplicado ao CA de mama, principalmente tratamentos radioterápicos da mama esquerda, pois resultam em uma maior entrega de dose periférica no coração e pulmão.

Os AL mais modernos, como o TrueBeam já mencionado e utilizado nesse trabalho, possuem um sistema de monitoração de movimentos com câmeras infravermelho posicionadas no cabeçote da máquina, próximas à saída do feixe. O sistema mencionado permite uma redução na dose periférica no coração de até 63% considerando a monitoração da respiração profunda do paciente (VARIAN, EUA, 2020). Uma potencial aplicação das FBGs seria avaliar a qualidade da entrega de dose em ALs que utilizam sistemas de monitoração de movimento, ou seja, um controle de qualidade do sistema.

Na radioterapia, a entrega da dose deve ser frequentemente verificada inicialmente e durante o tratamento do paciente. Nos casos dos ALs com sistema de monitoração de movimentos, o controle de qualidade do sistema poderia ser feito através da instrumentação com FBGs de um phantom que mimetize movimentos respiratórios. Associando a informação de deformação obtida pela FBG com dispositivos monitores de dose em tempo real, como uma câmara de ionização já utilizada em serviços de radioterapia, poderia ser avaliada com uma melhor precisão a entrega da dose quando o sistema de monitoramento de movimento está em funcionamento.

Até aqui foram destacadas as aplicações considerando que o campo de radiação, apesar de provocar degradações na FBG, não influencia significativamente a potência refletida para exposições com até 276 Gy de dose acumulada, como mostrado nos ensaios do experimento 1. Também se tem possíveis aplicações no sensoriamento de campos de radiação ionizante, já que a potência transmitida apresenta pequena variação conforme a presença de fótons, como mostrado no experimento 2. Isso é importante tanto na área de radioterapia como em outras aplicações com fótons, por exemplo, irradiadores industriais de grande porte. Nestes casos a FBG poderia ser utilizada para indicar a presença da radiação, por exemplo, quando há problemas nos sistemas de segurança do recolhimento mecânico de fontes radioativas em irradiadores, que ao ficarem expostas, podem levar a exposição ocupacional desnecessária. Ainda, na Medicina Nuclear é necessária a monitoração da presença de radiação em tempo real, com medidores e sensores ativos de radiação. Neste caso, as FBGs para campos de fótons poderiam ser aplicadas, bem como ser estudada a resposta para outros tipos de radiação ionizante.

Os sensores podem ser utilizados como transdutores de grandezas biomédicas em ambientes com campos de radiações ionizantes com doses de até 500 Gy, como as doses em exposição a fótons utilizadas nesse estudo. Além disso, sugere-se a aplicação das FBGs no controle de qualidade de acelerador linear que apresentam sistemas de monitoração de movimento para a redução da dose periférica em órgão e tecidos sadios.

## **6 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS**

Como sugestão de trabalhos futuros ficam o estudo das FBGs em campos com diferentes tipos e energias das radiações ionizantes, o desenvolvimento de sistemas de sensoriamento para fótons, o desenvolvimento de monitores em tempo real que utilizam a deformação da FBG para avaliar sinais biológicos em pacientes em tratamentos radioterápicos bem como submetidos a procedimentos em radiologia intervencionista e diagnóstico por imagem. Para aplicações mais gerais e variadas energias de fótons, sugere-se o estudo da resposta das FBGs frente a outros tipos de radiação. Outra possível aplicação é utilizar a potência refletida para o sensoriamento ou indicação da presença de radiação, já que neste estudo, as FBGs apresentaram variação desta potência com a dose acumulada de radiação ionizante.

## REFERÊNCIAS

- ABE, I. **Redes de bragg em fibras óticas de alta birrefringência: produção, caracterização e aplicações**. 2004. Dissertação (Doutorado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) - Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, 2004.
- ABDALLAH, Y. *et al.* **Study of lung respiratory motion influence in patients undertake external beam radiotherapy**. *Oncology and Radiotherapy*, v. 16, p. 30 - 37, 2021.
- AGRAWAL, G. P., **Fiber-Optic Communications Systems**. Rochester, NY: John Wiley & Sons, 2002.
- AKAGI, R. *et al.* **In Vivo Measurements of Moment Arm Lengths of Three Elbow Flexors at Rest and During Isometric Contractions**. *Journal of Applied Biomechanics*, vl. 28, n. 1, p. 63-69, 2012.
- BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos**. Elsevier, EUA, 2010.
- BUTTON, V. L. S. N. **Principles of Measurement and Transduction of Biomedical Variables**. 2015.
- CIOCCHETTI, M. *et al.* **Smart Textile Based on Fiber Bragg Grating Sensors for Respiratory Monitoring: Design and Preliminary Trials**. *Biosensors*, vl. 5, p. 602–615, 2015.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Diretrizes básicas de proteção radiológica**. Norma CNEN NN 3.01, Resolução 164/14, 2014.
- DAGOL. **Vidro acrílico vazado**. Folheto, disponível em: <https://www.dagol.com/portfolio-item/vidro-acrilico-vazado>
- DA SILVA, C. **Análise da técnica de inspiração profunda com suspensão da respiração no tratamento radioterápico para câncer de mama esquerda**. 2019. Dissertação (Mestrado em Proteção Radiológica) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, 2019.
- DA SILVA, L. E. *et al.* **Avaliação de uma nova metodologia de irradiação de mama esquerda na fase de inspiração**. *Revista Brasileira De Física Médica*, v. 10, n. 2, p. 12–15, 2016.
- DOMINGUES, M. F. *et al.* **Energy-aware wearable E-health architecture using optical FBG sensors for knee kinematic monitoring**. *IEEE Global Communications Conference (GLOBECOM)*, p. 1-6, 2018.
- GUPTA, B. D., **Fiber optics sensors: principles and applications**. Nova Delhi, Índia: Ed. New India Publishing Agency, 2006.
- HALLIDAY, D.; WALKER, J. **Fundamentos da física**. 8. ed., 2009. v. 4.
- HARRY, T. *et al.* **Cardiac dosimetric evaluation of deep inspiration breath-hold level variances using computed tomography scans generated from deformable**



**image registration displacement vectors.** Medical Dosimetry, v. 41, n. 1, p. 22-27, 2016.

HILL, K. O.; MELTZ, G., **Fiber bragg grating technology fundamentals and overview.** Journal of Lightwave Technology, v. 15, n. 8, p.1263-1276, 1997.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Diagnostic Radiology Physics.** IAEA, Áustria, 2014

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Gamma irradiators for radiation processing.** IAEA, Áustria, 2006

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students.** IAEA, Austria, 2005.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Protection of the Patient Radionuclide Investigations.** ICRP, v. 17, 1971

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** ICRP, n. 103, 2007.

KERSEY, A. D. *et al.* **Fiber Grating Sensors.** Journal of Lightwave Technology. v. 15, n. 8, p. 1442-1463. 1997.

KIM, E. E. *et al.* **Atlas and Anatomy of PET/MRI, PET/CT and SPECT/CT.** Springer International Publishing, Suíça, 2016.

MELTZ, G.; MOREY, W. W.; GLENN, W. H., **Formation of Bragg gratings in optical fibers by a transverse holographic method,** Optics Letters, v. 14, p. 823-825,1989.

MILCZEWSKI, M.S. *et al.* **Force Monitoring in a Maxilla Model and Dentition Using Optical Fiber Bragg Gratings.** Sensors 2012, v. 12, p 11957-11965.

OKUNO, E., YOSHIMURA, E. **Física das radiações.** 2010.

OLIVEIRA, V. **Redes de bragg para medições em altas temperaturas.** 2012. Dissertação (Doutorado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2012.

OTHONOS, A., **Fiber Bragg gratings.** Review of Scientific Instruments, v. 68 n. 12, p. 4309-4341, 1997.

OZHASOGLU, C., MURPHY, M. **Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy.** International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, v. 52, n. 5, p. 1389–1399, 2002

PAULSEN, M. J. *et al.* **Development and ex vivo validation of novel force-sensing neochordae for measuring chordae tendineae tension in the mitral valve apparatus using optical fibers with embedded Bragg gratings.** Journal of Biomechanical Engineering, vl. 142, n. 1, 2020.

PRESTI, D. LO. **Fiber Bragg gratings for medical applications and future challenges: A review.** IEEE Access, v. 8, p. 156863-156888, 2020.

RORIZ, P. *et al.* **From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review.** Journal of Biomechanics, v. 47, p. 1251–1261, 2014.

RORIZ, P. *et al.* **A fiber optic buckle transducer for measurement of in vitro tendon strain.** 24th International Conference on Optical Fibre Sensors, v. 9634, 2015.

ROSTELATO, M. E. C. M. **Preparação de fontes de irídio-192 para uso em braquiterapia.** 1997, Dissertação (Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) - Instituto De Pesquisas Energéticas E Nucleares, São Paulo.

SILVA, L. E. *et al.* **Avaliação de uma nova metodologia de irradiação de mama esquerda na fase de inspiração.** Revista Brasileira de Física Médica, v. 10, ed. 2, 2016.

SUESADA, M. M. *et al.* **Impacto da radioterapia torácica na função respiratória e capacidade de exercício em pacientes com câncer de mama.** Jornal Brasileiro de Pneumologia, v. 44, n. 6, p. 469-476, 13 fev. 2018.

TAYLOR, C. W.; KIRBY, A. M. **Cardiac Side-effects From Breast Cancer Radiotherapy.** Clinical Oncology, v. 27, n. 11, p. 621-629, nov. 2015.

TEIXEIRA, M. S. **Avaliação do Movimento Respiratório em Radioterapia Utilizando Simulação Monte Carlo.** 2018, Tese (Doutorado em engenharia nuclear) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

VARIAN. **Deep Inspiration Breath Hold: Advanced technologies designed to enhance DIBH.** Varian, EUA, 2020

WEHRLE, G. *et al.* **A fiber optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements.** Measurement Science and Technology, v. 12 (7), p. 805–809, 2001.

YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações: interação da radiação com a matéria.** Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, ed. 1, p. 57-67, 2009.