



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES

CLÁUDIA PATRICIA VARELA VALENÇA

**CARACTERIZAÇÃO DE NANOFILMES DE SEMICONDUTORES DE ZnO E MnO
EM FEIXES DE RADIOTERAPIA.**

Recife
2019

CLÁUDIA PATRICIA VARELA VALENÇA

**CARACTERIZAÇÃO DE NANOFILMES DE SEMICONDUTORES DE ZnO E MnO
EM FEIXES DE RADIOTERAPIA.**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Tecnologias Energéticas e Nucleares.

Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos

Recife
2019

Catálogo na fonte
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

- V152c Valença, Cláudia Patricia Varela.
Caracterização de nanofilmes de semicondutores de ZnO e MnO em feixes de radioterapia. / Cláudia Patricia Varela Valença. - Recife, 2019.
78 f. : il., figs., gráfs., tabs.
- Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos.
- Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2019.
Inclui referências.
1. Engenharia nuclear. 2. Nanofilmes. 3. Radioterapia. 4. Óxidos de semicondutores. I. Santos, Luiz Antônio Pereira dos, orientador. II. Título.

CLÁUDIA PATRICIA VARELA VALENÇA

**CARACTERIZAÇÃO DE NANOFILMES DE SEMICONDUTORES DE ZnO E MnO
EM FEIXES DE RADIOTERAPIA.**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Tecnologias Energéticas e Nucleares.

Aprovada em: 26/02/2019.

BANCA EXAMINADORA

Profº. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Profº. Dr. José Albino Oliveira Aguiar (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Profº. Dr. João Pereira de Brito Filho (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Profª. Drª. Divanizia do Nascimento Souza (Examinadora Externa)
Universidade Federal de Sergipe.

Profº. Dr. Marcus Aurélio Pereira dos Santos (Examinador Externo)
Comissão Nacional de Energia Nuclear.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por sua infinita graça e misericórdia, principalmente nos momentos em que fraquejei minha fé, por ter aberto todas as portas para mim quando tudo parecia ser impossível e por colocar em meu caminho todas as pessoas que contribuíram direta e indiretamente para realização deste trabalho. A ele toda glória!

Aos meus pais, pelo amor incondicional, dedicação e orações durante toda minha trajetória.

Ao meu irmão, Luiz Cláudio e todos os familiares pelo amor e orações em todos os momentos.

Ao meu esposo, Rodrigo, pelo amor e paciência e por esta linda família que estamos construindo.

Ao Prof. Luiz Antônio por ter acreditado em mim, por suas ideias e orientações ao longo desses dez anos de parceria desde a iniciação científica até o doutorado.

Aos amigos que construí nessa longa jornada: Adriana, Fernanda, Ivanesa, Joelan e Poliane pelas horas compartilhadas tanto nas alegrias como nas dificuldades.

Aos amigos do laboratório de instrumentação nuclear do CRCN: Davi, Fábio e Jimmy pelo apoio nos experimentos e pelas ideias compartilhadas.

Aos membros do meu comitê de acompanhamento: Prof. Eronides Felisberto (*in memorian*), Prof. Carlos Brayner, Prof. José Albino e Prof. Marcus Aurélio pelas sugestões enriquecedoras.

Ao Programa de Pós-graduação em Tecnologia Energéticas e Nucleares: Professores, funcionários e amigos pelo apoio e companheirismo.

Ao Instituto Brasileiro de Controle do Câncer, por permitir a realização dos experimentos, especialmente à minha amiga Malana, que dedicou muitas noites e madrugadas após um longo dia de trabalho me acompanhando para realização dos mesmos.

À empresa Scients pela concessão do sistema eletrônico EFF1705 para tornar possível a realização deste trabalho.

Ao CNPQ pelo apoio financeiro.

RESUMO

O avanço da nanotecnologia estimula os pesquisadores a desenvolverem aplicações nas mais diversas áreas de conhecimento buscando a melhoria de técnicas de medição de diversas grandezas físicas, por exemplo, empregados na dosimetria em radioterapia. Este trabalho se propôs a utilizar nanofilmes de óxidos de semicondutores de zinco e manganês (ZnO e MnO) para aplicações dosimétricas em feixes de fótons em radioterapia. As amostras de nanofilmes foram fabricadas pela técnica de *sputtering* sendo depositadas em substrato de vidro. Testes em um acelerador linear clínico foram realizados para analisar a resposta dos nanofilmes em feixes de 6 MV e 10 MV. Os resultados demonstraram que os nanofilmes de ambos os óxidos apresentaram comportamento ôhmico quando caracterizados eletricamente e demonstraram tanto repetitividade como reprodutibilidade no sinal elétrico produzido das medidas da intensidade fotônica do feixe de radiação. Apesar desses materiais não apresentarem concordância com o detector padrão utilizado em radioterapia para medição da dose em profundidade, o perfil de campo de radiação obtido com esses materiais apresentou congruência com o detector padrão. Além disso, esses semicondutores apresentaram comportamento praticamente linear com a taxa de dose, embora tenham uma dependência com o ângulo de incidência do feixe de fótons e pouca dependência com o tamanho do campo de radiação para campos maiores que 15x15 cm², essa dependência indica a necessidade de outros estudos para o desenvolvimento tecnológico na geometria do nanofilme. De forma geral, esses semicondutores demonstraram ser uma inovação tecnológica no que concerne sua aplicação para dosimetria em radioterapia.

Palavras-chave: Nanofilmes. Radioterapia. Óxidos de semicondutores.

ABSTRACT

The advancement of nanotechnology encourages researches to develop innovative sensors and techniques for measuring several physical quantities and providing new applications, for example, the dosimetry in radiotherapy. The purpose of this work is to use nanofilms of zinc and manganese oxide semiconductors for dosimetric applications in radiotherapy photon beam. Samples of nanofilms were manufactured by sputtering technique and deposited on a glass substrate. Tests in a clinical linear accelerator were performed to analyze the response of nanofilms in beams of 6 MV and 10 MV. The results demonstrated that the nanofilms of both oxides exhibit ohmic behavior when characterized electrically and demonstrated both repeatability and reproducibility in the measurements of the photon intensity of the beam in radiotherapy. Although these materials do not agree with the standard detector used in radiotherapy for measurements in depth dose, the beam profile of these materials demonstrates congruence with the standard detector, in addition these semiconductors showed practically linear behavior with the dose rate, although they have a dependence with angle of incidence of the photon beam and little dependence with size of the radiation field for fields larger than $15 \times 15 \text{ cm}^2$, which indicates the need of other studies for the technological development in the geometry of nanofilm. In general, these semiconductors have proved to be a technological innovation regarding their application to dosimetry in radiotherapy.

Keywords: Nanofilm. Radiotherapy. Oxide semiconductors.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Diagrama em blocos de um LINAC típico em radioterapia.	18
Figura 2 –	Isocentro de rotação do gantry de um linac.....	19
Figura 3 –	Diagrama esquemático representando a estrutura de bandas de energia para materiais sólidos.....	21
Figura 4 –	Exemplo de um perfil do feixe apresentando as definições de planura e simetria.....	24
Figura 5 –	Diagrama esquemático para determinação da porcentagem de dose profunda.....	26
Figura 6 –	Medida da relação tecido-máximo.....	27
Figura 7 –	Representação esquemática dos modos básicos de crescimento de filmes finos: (a)Crescimento Volmer-Weber; (b) Frank-van der Merwe; (c) Stranski-Krastanov.....	30
Figura 8 –	Desenho esquemático do processo físico de pulverização catódica.....	32
Figura 9 –	Desenho esquemático da produção de um filme fino por meio da técnica de pulverização catódica de rádio frequência assistida por magnetron.....	33
Figura 10 –	Equipamento modelo AJA ATC Orion 5UHV sputtering system.....	36
Figura 11 –	Difratômetro de raios X modelo bruker D8 advance.....	37
Figura 12 –	Nanofilme soldado em placa de circuito impresso.....	38
Figura 13 –	Acelerador linear clinac IX varian®.....	39
Figura 14 –	Câmara de Ionização tipo Markus 23343.....	40
Figura 15 –	Sistema eletrônico utilizado para aquisição da leituras do sinal produzido pelo nanofilme.....	41
Figura 16 –	Conjunto de placas de PMMA fabricadas para acomodar o nanofilme.....	42

Figura 17 –	Esquema experimental de procedimento para medição da leitura do sinal produzido pelo nanofilme.....	43
Figura 18 –	Arranjo experimental para avaliar a dependência angular dos nanofilmes às diferentes direções de incidência do feixe de fótons.....	44
Figura 19 –	Arranjo experimental para posicionamento do detector no eixo central do feixe de qualidade de 6 MV ilustrando as diferentes dimensões do campo de irradiação.....	45
Figura 20 –	Ilustração do arranjo experimental para determinação dos perfis de campo.....	46
Figura 21 –	Ilustração do arranjo experimental para determinação da PDP.....	47
Figura 22 –	Caracterização elétrica de três amostras de nanofilmes de ZnO: (a) amostras com 180 nm; (b) amostras com 100 nm e (c) amostras com 200 nm.....	49
Figura 23 –	Caracterização elétrica de três amostras de MnO: (a) amostras com 40 nm; (b) amostras com 100 nm e (c) amostras com 200 nm.....	50
Figura 24 –	Repetitividade para o nanofilme de ZnO com espessura de 180 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.....	52
Figura 25 –	Repetitividade para o nanofilme de ZnO com espessura de 330 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.....	53
Figura 26 –	Repetitividade para o nanofilme de ZnO com espessura de 660 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.....	54
Figura 27 –	Repetitividade para o nanofilme de MnO com espessura de 40 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.....	55
Figura 28 –	Repetitividade para o nanofilme de MnO com espessura de 100 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.....	56
Figura 29 –	Repetitividade para o nanofilme de MnO com espessura de 200 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.....	57
Figura 30 –	Reprodutibilidade para os nanofilmes de ZnO e MnO: (a) Nanofilme de ZnO e (b) Nanofilme de MnO.....	58

Figura 31 –	Resposta do nanofilme de ZnO em função da taxa de dose parametrizado pela energia do feixe.....	60
Figura 32 –	Resposta do nanofilme de MnO em função da taxa de dose parametrizado pela energia do feixe.....	60
Figura 33 –	Resposta dos nanofilmes de ZnO e MnO em função da dose acumulada no feixe de radioterapia: (a) Nanofilme de ZnO e (b) Nanofilme de MnO.....	62
Figura 34 –	Resposta do nanofilme de ZnO em função do ângulo de incidência do feixe de radiação.....	63
Figura 35 –	Resposta do nanofilme de MnO em função do ângulo de incidência do feixe de radiação.....	64
Figura 36 –	Perfis de campo para os nanofilmes de ZnO e MnO e câmara de ionização.....	66
Figura 37 –	Porcentagem de dose em profundidade para o nanofilme de ZnO e câmara de ionização.....	67
Figura 38 –	Porcentagem de dose em profundidade para o nanofilme de MnO e câmara de ionização.....	67

LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS E SIGLAS

AMP	Amplificador
BNC	Bayonet Neill Concelman
CeF ₃	Trifluoreto de Cério
CdZnTe	Telureto de Cádmio e Zinco
CdSe	Seleneto de Cádmio
⁶⁰ Co	Cobalto-60
DC	Corrente Direta
DFS	Distância Foco-Superfície
DFD	Distância Foco-Detector
DEN/UFPE	Departamento de Energia Nuclear/Universidade Federal de Pernambuco.
D _d	Dose a uma profundidade d no eixo central
D _{do}	Dose a uma profundidade d _o na região de máxima dose.
D _{Max}	Dose Máxima
D _{Min}	Dose Mínima
E _g	Gap de Energia
FC	Fator de Campo
FWHM	Largura do perfil à meia altura
Ge	Germânio
HPGe	Germânio Hiperpuro
He ⁺	Hélio
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica
IBCC	Instituto Brasileiro de Controle do Câncer
LINAC	Acelerador Linear de Partícula
LPE	Epitaxia por Fase Líquida
MBE	Epitaxia por Feixe Molecular
MnO	Óxido de Manganês
Mn ₃ O ₄	Tetraóxido de Trimanganês
Mn ₂ O ₃	Trióxido de Dimanganês
MnO ₂	Dióxido de Manganês
MOCVD	Deposição Química de Organometálicos em fase Vapor

MOSFET	Transistor de Efeito de Campo Metal-Óxido-Semicondutor
NiO	Monóxido de Níquel
OAR	Razão de Off-Axis
P	Planura
PDP	Porcentagem de Dose Profunda
PLD	Deposição por Laser Pulsado
PMMA	Polimetil-metacrilato
RTM	Relação Tecido-Máximo
RF	Radiofrequência
S	Simetria
Si	Silício
SiO ₂	Dióxido de Silício
TLD	Dosímetro Termoluminescente
UM	Unidade Monitor
ZnO	Óxido de Zinco

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1	RADIOTERAPIA.....	17
2.1.1	Acelerador linear.....	18
2.1.2	Detectores de radiação ionizante para radioterapia.....	19
2.1.2.1	Detectores semicondutores.....	21
2.1.3	Parâmetros dosimétricos em radioterapia.....	22
2.1.3.1	Perfis de dose (razões Off-Axis).....	23
2.1.3.2	O efeito do tamanho e forma do campo.....	24
2.1.3.3	Porcentagem de dose profunda.....	25
2.1.3.4	Razão Tecido-Máximo.....	26
2.2	ÓXIDOS SEMICONDUTORES	27
2.2.1	Filmes finos de óxidos semicondutores	29
2.2.2	Métodos de fabricação de filmes finos.....	30
2.2.2.1	Técnica de deposição por pulverização catódica ou sputtering.....	31
2.2.3	Aplicações de óxidos semicondutores como detectores de radiação..	34
3	METODOLOGIA.....	36
3.1	DEPOSIÇÃO DOS FILMES FINOS.....	36
3.2	PROCESSO DE ANÁLISE DAS ESPESSURAS DOS FILMES FINOS.....	36
3.3	MONTAGEM DOS NANOFILMES EM PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO	38
3.4	CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA DOS NANOFILMES.....	38
3.5	CARACTERIZAÇÃO DOS NANOFILMES EM FEIXES DE RADIOTERAPIA.....	39
3.5.1	Equipamentos utilizados para caracterização dos nanofilmes em feixes de fótons em radioterapia.....	39
3.5.2	Avaliação do desempenho dos nanofilmes com a repetição da dose de radiação.....	42
3.5.3	Análise da resposta dos nanofilmes com a taxa de dose.....	43
3.5.4	Avaliação da resposta dos nanofilmes em função da dose acumulada de radiação.....	43

3.5.5	Avaliação da resposta dos nanofilmes com a variação do ângulo de incidência do feixe de raios X.....	44
3.6	PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO DOS PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS UTILIZADOS EM RADIOTERAPIA.....	45
3.6.1	Análise da resposta dos nanofilmes de ZnO e MnO em função do tamanho do campo de radiação.....	45
3.6.2	Análise do perfil de campo para os nanofilmes de ZnO e MnO.....	46
3.6.3	Avaliação da porcentagem de dose profunda (PDP) para os nanofilmes de ZnO e MnO.....	46
4	ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS DADOS.....	48
4.1	CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO.....	48
4.2	REPETITIVIDADE NAS LEITURAS DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO.....	51
4.3	REPRODUTIBILIDADE DAS LEITURAS DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO.....	57
4.4	RESPOSTA DOS NANOFILMES EM FUNÇÃO DA TAXA DE DOSE.....	59
4.5	RESPOSTA DOS NANOFILMES EM FUNÇÃO DA DOSE ACUMULADA DE RADIAÇÃO.....	61
4.6	AVALIAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ANGULAR DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO.....	62
4.7	RESPOSTA DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO EM FUNÇÃO DO TAMANHO DO CAMPO DE RADIAÇÃO.....	64
4.8	RESPOSTA DA ANÁLISE DO PERFIL DE CAMPO PARA OS NANOFILMES DE ZNO E MNO.....	65
4.9	RESPOSTA DA PORCENTAGEM DE DOSE EM PROFUNDIDADE (PDP) PARA OS NANOFILMES DE ZNO E MNO.....	66
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	68
	REFERÊNCIAS	70

1 INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos raios X em 1895 por Willian Conrad Roentgen, o uso das radiações ionizantes tem sido emergente uma vez que diversas doenças podem ser detectadas ainda em estágio inicial. Além disso, as radiações ionizantes têm sido bastante utilizadas no tratamento de doenças como neoplasias malignas, denominadas de câncer (ATTIX, 2004). A técnica utilizada para o tratamento de câncer é conhecida como Radioterapia, que pode ser classificada em Braquiterapia e Teleterapia. Essa última classificação, é assim denominada por não ser invasiva uma vez que a fonte de radiação é colocada a uma determinada distância do local a ser tratado (SCAFF, 2002).

No processo de tratamento de câncer diferentes etapas são necessárias para garantir a exata administração da dose de radiação ao paciente, desde a sua imobilização e localização do alvo até a escolha da energia, forma do feixe de radiação a ser utilizado e o cálculo de dose. Por ser uma técnica que utiliza altas doses de radiação ionizante há uma grande preocupação com a proteção radiológica dos trabalhadores e com os níveis de doses os quais os pacientes recebem durante o tratamento. Dessa forma, são descritas uma série de recomendações pelas agências e normas reguladoras como as da IAEA (Agência Internacional de Energia Atômica).

Os detectores mais utilizados para avaliação de dose absorvida em radioterapia são: as câmaras de ionização, os filmes radiográficos e os dosímetros termoluminescentes (TLD). Desses detectores, o que apresenta menor incerteza na medição são as câmaras de ionização. No entanto, devido ao seu tamanho, a câmara de ionização não é apropriada para realização de dosimetria *in vivo*, além disso deve-se analisar bem o local indicado, pois pode-se obter um alto gradiente de dose ao longo da câmara de ionização (BITELLI, 2008).

Dessa forma, dosímetros de alta resolução espacial como os dispositivos semicondutores têm despertado interesse para aplicação em radioterapia, devido ao seu pequeno tamanho, sua robustez e seu baixo custo. Dentre os dispositivos semicondutores os que são do tipo óxidos, em forma de filmes finos, têm sido bastante aplicados em diferentes áreas da nanotecnologia, pois dependendo do material depositado, os filmes podem apresentar alta sensibilidade, baixo consumo de energia

e são bastante estáveis em ambientes como o ar atmosférico (YAMADA et al., 2007). Esses materiais são bastante aplicados como dispositivos opto-eletrônicos: como materiais de eletrodos (SANCHEZ et al., 1996), capacitores eletroquímicos (REDDY; REDDY, 2003; REDDY; REDDY, 2004), dispositivos magnetoeletrônicos (KIM, PARK, 2004), além de serem usados na área de monitoração ambiental (RINCON et al., 2010), no controle de emissão industrial como sensores de diferentes gases (SHISHIYANU et al., 2005), detectores de radiação ultravioleta (UV) (ALKIS et al., 2013; INAMDAR; RAJPURE, 2014.; RANA et al., 2018), na fotocatálise (ARSHID et al., 2010) e células solares (LIMA et al., 2017).

Esse trabalho teve como objetivo analisar a resposta de filmes finos de óxidos de semicondutores, como o óxido de zinco (ZnO) e o óxido de manganês (MnO) quando submetidos a feixes de raios X provenientes de um acelerador linear usados em radioterapia.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RADIOTERAPIA

A radioterapia é uma modalidade de tratamento que tem como finalidade eliminar ou diminuir tumores cancerígenos utilizando feixes de raios X ou raios gama ou ainda elétrons de alta energia. Geralmente tem-se como objetivo reduzir o tamanho do tumor ou erradicá-lo a fim de fornecer a cura ao paciente ou aliviar a sua dor, nos casos onde a cura não é possível (D'ERRICO, 2006).

A técnica terapêutica com uso de radiação ionizante pode ser classificada em duas modalidades; 1) Teleterapia—Baseia-se na terapia à distância, ou seja, a fonte de radiação posicionada externa ao paciente. Nessa técnica os principais aparelhos utilizados são os raios X superficial, semi-profundo, ou ortovoltagem, além de fontes de ^{60}Co e aceleradores lineares de elétrons; 2) Braquiterapia—A fonte é posicionada diretamente no tumor ou em áreas adjacentes, por meio de cateteres, agulhas entre outros dispositivos específicos (SCAFF, 2002).

Desde a descoberta dos raios X por Roentgen no ano de 1895, foram utilizados feixes de raios X para o tratamento de células cancerígenas provenientes de um câncer recorrente de mama de uma paciente que residia na cidade de Chicago, sendo este episódio conhecido como o primeiro no uso de raios X para terapia (KHAN; GIBBONS, 2014). Anos mais tarde, na cidade de Paris, em 1904 foi criado o primeiro tratado de radioterapia por Joseph Belot e 11 anos depois foram desenvolvidos os tubos de raios X, fruto das pesquisas realizadas por Rutherford em 1911 (SCAFF, 2002).

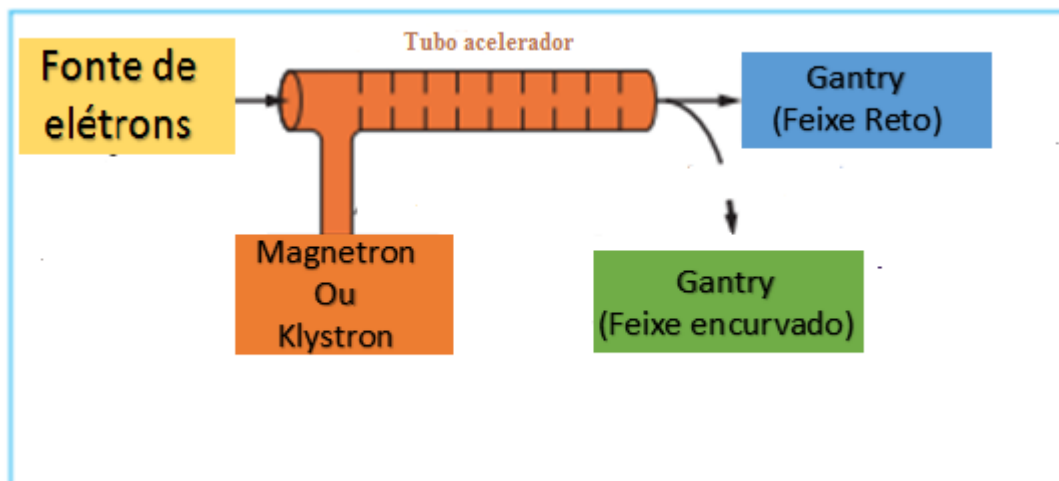
Desde então, a radioterapia vem sendo utilizada até os dias atuais em conjunto com cirurgia, quimioterapia ou ambos. A radioterapia é especialmente usada quando na cirurgia não é possível toda retirada do tumor. Neste caso, apenas uma fração do tumor será irradiada. São utilizados na radioterapia diferentes procedimentos, os quais se iniciam com a identificação do alvo, prescrição da dose, planejamento do tratamento, forma do campo e fracionamento da dose (KHAN; GIBBONS, 2014).

2.1.1 Acelerador linear

O acelerador linear (Linac) é um equipamento que emprega o uso de ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar elétrons de altas energias através de um tubo linear. O feixe de elétrons de energias altas geralmente é usado no tratamento de tumores superficiais, porém quando interage com um determinado alvo presente no equipamento, estes elétrons produzem raios X, os quais são empregados no tratamento de tumores mais profundos (KHAN; GIBBONS, 2014).

O acelerador linear foi desenvolvido no final dos anos de 1940 e início dos anos de 1950 por diferentes pesquisadores (WILLIAMS; THWAITES, 2000). O sistema operacional de um Linac é distribuído em: cabeçote do equipamento (Gantry), suporte do Gantry, cabine de modulação, mesa de tratamento e console de controle. O seu funcionamento pode ser descrito conforme esquema da Figura 1:

Figura 1: Diagrama em blocos de um Linac típico usado em radioterapia

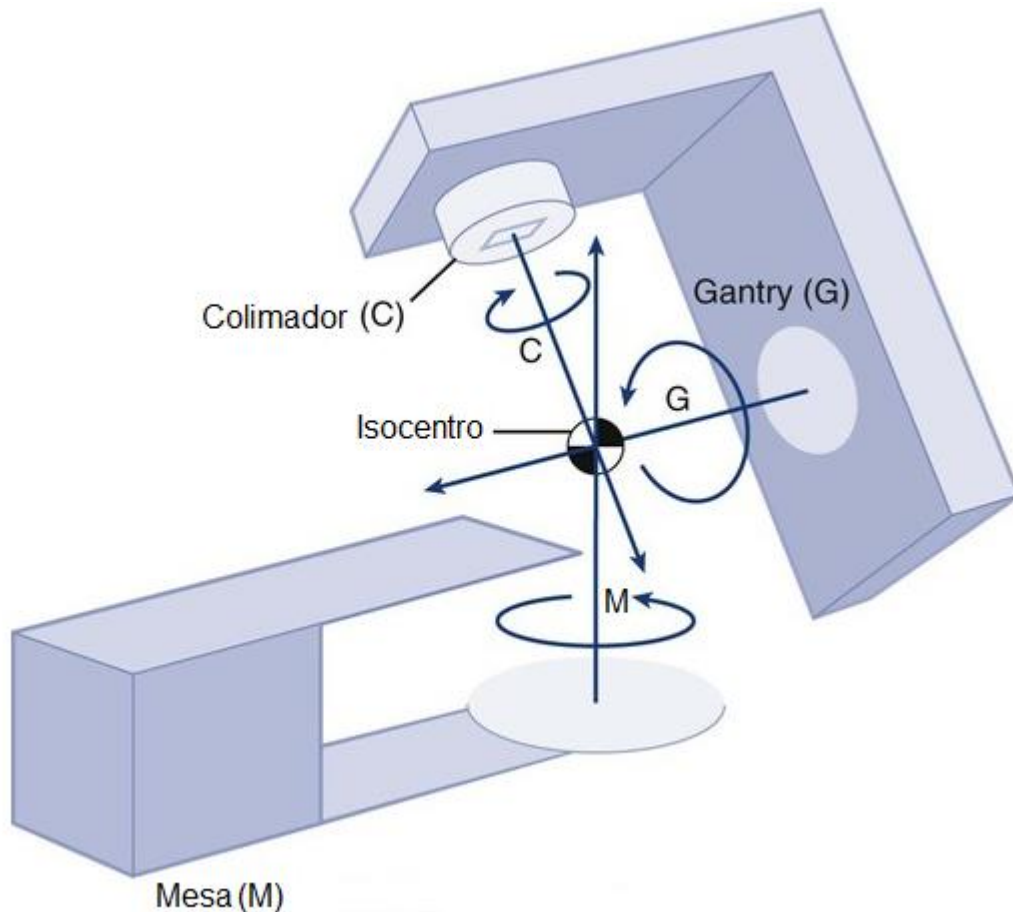


Fonte: Adaptado KHAN; GIBBONS, 2014.

O princípio de funcionamento de um acelerador linear consiste na emissão termiônica de elétrons dentro de uma guia de onda, os quais são acelerados por campos eletromagnéticos cujas frequências variam entre 10^3 e 10^4 MHz, geradas no magnetron ou Klystron, os quais são alimentados por um campo elétrico senoidal, que capturam os elétrons dentro do tubo, cujo material é produzido por cobre em seu interior com aberturas e espaçamentos variáveis. Os elétrons saem do tubo

acelerador em direção ao alvo de metal, localizado no Gantry, que gira em torno do isocentro (Figura 2) e uma fração de suas energias é convertida em raios X (KHAN; GIBBONS, 2014; SCAFF, 2002).

Figura 2: Isocentro de rotação do gantry de um Linac.



Fonte: Adaptado de BOURLAND et al., 2012.

2.1.2 Detectores de radiação ionizante para radioterapia

Um dosímetro ou detector de radiação é um dispositivo usado para mensurar diferentes grandezas dosimétricas, dentre elas o kerma, a dose absorvida e a dose equivalente. Para serem utilizados como detectores de radiação ionizante é importante que esses sensores apresentem uma boa estabilidade ao longo do tempo de utilização e uma alta sensibilidade à radiação ionizante. Além disso, outras propriedades devem ser avaliadas antes da aplicação desses dispositivos na

dosimetria das radiações ionizantes, tais como: 1) verificar se há variações na resposta do detector em relação a dose e taxa de dose de radiação, uma vez que alguns materiais utilizados como detectores apresentam uma resposta linear com a dose e taxa de dose, embora possa acontecer de alguns apresentarem um comportamento não-linear. 2) Resposta com a energia do feixe de radiação, conhecida como dependência energética: essa é uma das propriedades mais importantes a ser avaliada, uma vez que de modo geral os sistemas dosimétricos são calibrados para um feixe de radiação específico. No entanto, na prática, os detectores são utilizados para diferentes espectros de feixes de radiações ionizantes, sendo dessa forma necessárias correções. 3) Resposta do sistema dosimétrico com a variação do ângulo de incidência do feixe de radiação ionizante, conhecida como dependência angular, principalmente se a geometria do detector não favorece constância na leitura quando ocorre rotação do gantry em relação ao isocentro do detector (IAEA, 2005).

Em radioterapia são utilizados diversos tipos de detectores, o mais comum é a câmara de ionização, pois possui uma grande diversidade em tamanho e geometria o que garante uma maior praticidade na rotina dos serviços radiológicos, embora ainda seja limitada em outras características. Em radioterapia as câmaras de ionização seladas são as mais indicadas, a fim de evitar variações da resposta da câmara com a pressão e temperatura ambiente. O sinal produzido pelas câmaras de ionização é dado por meio de uma corrente elétrica integrada pelo eletrômetro, cuja representação no sistema de controle do LINAC é conhecida como unidade monitor (U.M.), onde 1 U.M. corresponde a uma dose de 1cGy na profundidade de dose máxima (PODGORSAK, 2003).

Na prática, são posicionadas no interior do gantry do equipamento, duas câmaras de ionização com seu volume sensível direcionado para a saída do feixe de radiação a fim de monitorar constantemente a dose entregue ao paciente durante o tratamento (PODGORSAK, 2003).

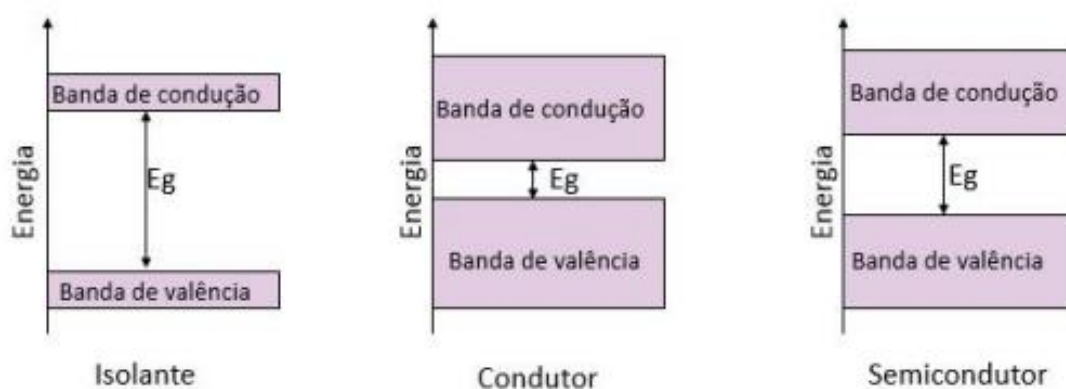
Apesar da grande diversidade entre os tipos de câmaras de ionização, existem algumas desvantagens em utilizá-las para se medir a dose, pois além de necessitarem de cabos longos para sua utilização, o local da medição deve ser cuidadosamente selecionado a fim de evitar um alto gradiente de dose ao longo da câmara, além de não serem adequadas para dosimetria *in vivo*. Nesse contexto, materiais de alta

resolução espacial como os dispositivos semicondutores têm sido considerados em radioterapia.

2.1.2.1 Detectores Semicondutores

Os detectores semicondutores são materiais que apresentam condutividade elétrica intermediária entre os materiais condutores e isolantes. A condutividade elétrica desses materiais é fundamentada na teoria quântica da física do estado sólido, didaticamente conhecida como teoria de bandas de energia, que descreve três estados de energia para os elétrons em um material sólido, representada por três bandas de energia: a banda de condução, a banda de valência e a denominada banda proibida. Esta última, também conhecida como *gap* de energia (E_g), praticamente define se o material é isolante, semicondutor ou condutor, como mostrado na Figura 3 (CALISTER, 2007). Nos materiais isolantes o *gap* de energia é largo ao contrário dos materiais condutores que apresentam um *gap* de energia praticamente inexistente (HALLIDAY et al., 2013).

Figura 3: Diagrama esquemático representando a estrutura de bandas de energia para materiais sólidos.



Fonte: Adaptado CALISTER, 2007.

A condutividade elétrica dos semicondutores é intermediária entre a dos condutores e a dos isolantes, variando entre 10^{-6} e $10^{-4} (\Omega \cdot m)^{-1}$ a $25^\circ C$. Entretanto, as propriedades elétricas desses materiais são fortemente sensíveis à presença de impurezas, mesmo que em concentrações muito reduzidas. Nesse contexto, alguns semicondutores possuem um comportamento elétrico associado à estrutura eletrônica

do material puro, chamado de semicondutor intrínseco (LUND et al., 1995). Em outros casos o semicondutor é extrínseco (tipo-N e tipo-P), pois esse comportamento está associado à presença de impurezas, conhecidas como dopantes (HALLIDAY et al., 2013).

Os semicondutores começaram a ser utilizados como detectores de radiação em meados da década de 1960, quando foi observado que o uso desses detectores em espectrometria melhorava significativamente a exatidão e precisão das medidas em relação as câmaras de Ionização. Dentre os mais utilizados na área de metrologia das radiações de forma geral, têm-se os detectores de Germânio Hiper-Puro (HPGe) (CHUN et al., 2006), como também o CdSe, GaAs, TlBr e o CdZnTe (LUND et al., 1995; SZELES, 2008). Com o passar dos anos os fotodetectores passaram a ser amplamente utilizados (BARTHER, 2001; PASCHOAL et al., 2013; MAGALHÃES et al., 2012; SILVA et.al, 2007), além do MOSFET, um outro exemplo de dispositivo semicondutor que têm sido bastante aplicado na dosimetria das radiações ionizantes desde o século passado (HUGHES et al., 1988).

2.1.3 Parâmetros dosimétricos em radioterapia

O papel mais importante de um profissional de Radioterapia é garantir a exata administração da dose de radiação prescrita aos pacientes (IAEA, 2000). Para isso, alguns parâmetros dosimétricos devem ser cuidadosamente analisados uma vez que os mesmos afetam consideravelmente a distribuição da dose ao longo da superfície absorvedora, sendo necessário serem considerados a fim de assegurar a dose a ser administrada ao paciente (JOHNS; CUNNINGHAN, 2000). Dentre os parâmetros que são mais importantes para o tratamento em radioterapia tem-se o valor da dose prescrito ao paciente na região do tumor, o que torna o delineamento do campo de radiação importante, uma vez que é necessário evitar danos ao tecido sadio, além de manter uma constância na dose entregue ao paciente ao longo de todo o campo de radiação em relação ao eixo central. Além disso, para aplicação de um dado detector em radioterapia é necessário a avaliação dos parâmetros como o perfil de dose, fator de campo, porcentagem de dose profunda (PDP) e razão tecido-máximo (RTM) (SCAFF, 2002).

2.1.3.1 Perfis de dose (razões off-axis)

No tratamento radioterápico a dose é determinada comumente no eixo central, no entanto em determinadas situações é necessário o cálculo de dose fora desse eixo levando sempre em consideração o tamanho do tumor e o volume que irá ser irradiado. Dessa forma, definiu-se um parâmetro conhecido como razão “off-axis” (OAR) ou perfil de dose.

A razão “off-axis” (OAR) é definida normalmente como a razão de dose em um ponto “off-axis” em relação ao eixo central do feixe para uma mesma profundidade no objeto simulador (KHAN; GIBBONS, 2014). As dimensões do campo são obtidas por definição, em 80% da largura do perfil à meia altura (FWHM) do feixe (KHAN; GIBBONS, 2014), como mostra a Figura 4.

A planura do feixe F é avaliada pela determinação dos valores dos pontos de dose máxima ($D_{\max}$) e dose mínima ($D_{\min}$) no perfil do feixe dentro do comprimento do feixe central de 80%, usando a seguinte equação (KHAN; GIBBONS, 2014):

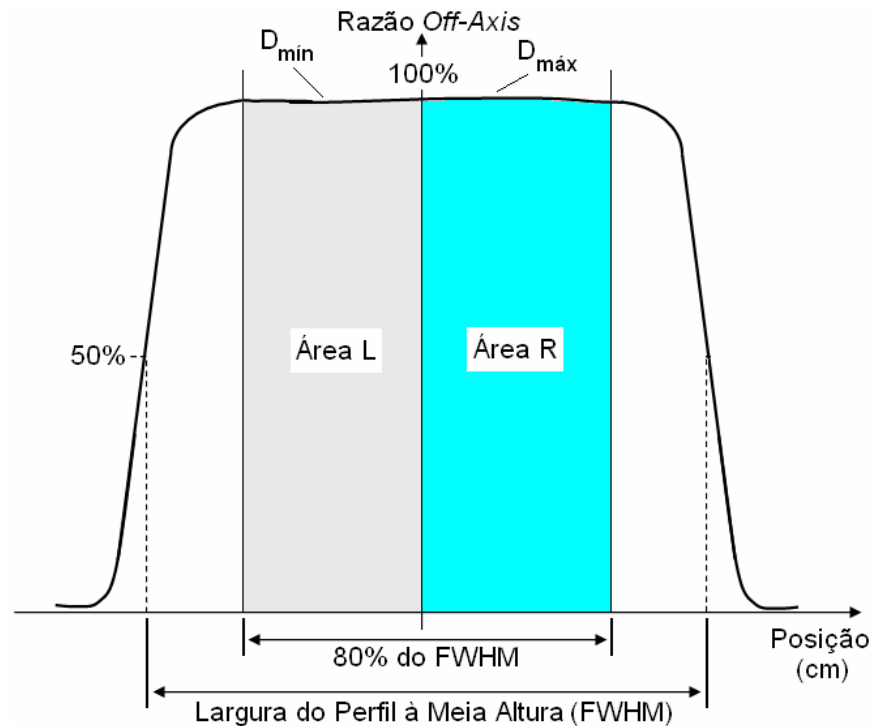
$$F = 100 \times \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \quad (1)$$

Aceleradores lineares para uso clínico normalmente requerem que a planura F seja menor que 3% quando medidos em um objeto simulador de água na profundidade de 10 cm e com uma distância fonte-superfície (DFS) de 100 cm para o maior tamanho de campo disponível (normalmente 40 x 40 cm²) (IEC, 1989).

Para avaliar a consistência do feixe em cada lado do perfil de campo deve ser analisada a simetria do feixe, S, o qual é determinada normalmente na profundidade de dose máxima ($d_{\max}$) que representa a profundidade de dose mais sensível para a avaliação desse parâmetro de uniformidade do feixe (KHAN; GIBBONS, 2014). Dessa forma, pode-se medir a simetria selecionando um ponto no lado esquerdo e outro ponto do lado direito do eixo central a fim de se obter dois níveis de dose em pontos equidistantes ao eixo, conforme Figura 4, determinando o valor de S de acordo com a equação 2:

$$S = 100 \times \frac{\text{Área}_{\text{Esquerda}} - \text{Área}_{\text{Direita}}}{\text{Área}_{\text{Esquerda}} + \text{Área}_{\text{Direita}}} \quad (2)$$

Figura 4: Exemplo de um perfil do feixe apresentando as definições de planura e simetria.



Fonte: Adaptado KHAN; GIBBONS, 2014.

2.1.3.2 O efeito do tamanho e forma do campo

Sabe-se que para campos pequenos, a contribuição do aumento da dose por radiações secundárias é praticamente nula, no entanto à medida que o campo de radiação aumenta, a contribuição dos fótons espalhados para a dose na profundidade também aumenta (KHAN; GIBBONS, 2014), dessa forma o percentual de dose profunda aumenta com o tamanho do campo. Sendo assim, a avaliação do fator de campo (FC) no cálculo da dose é muito importante, pois este parâmetro se medido erroneamente compromete todas as fases do tratamento do paciente uma vez que irá comprometer o cálculo da dose (SILVA, 2008).

Além disso, este fator é utilizado para converter o valor da calibração absoluta do feixe, obtida para o campo padrão 10x10 cm² em d_{max} (profundidade de dose

máxima), para os demais tamanhos de campo (PODGORSAK, 2003). O FC pode ser obtido conforme Equação 3:

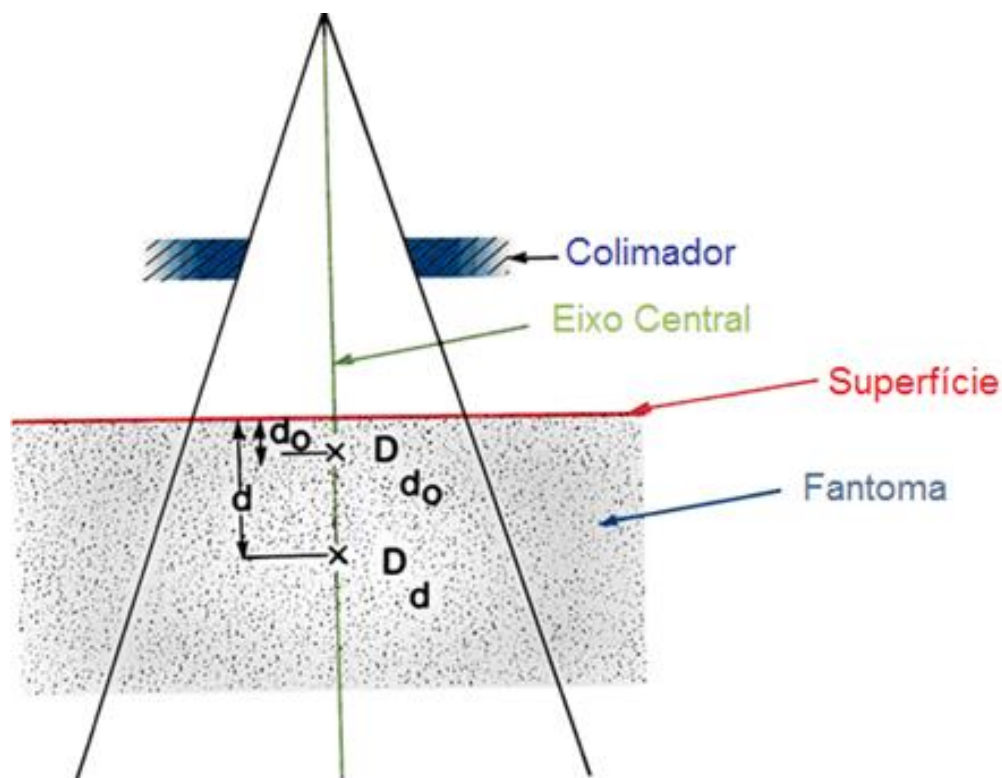
$$FC (W) = \frac{D_d (W)}{D_d(10 \times 10 \text{ cm}^2)} \quad (3)$$

Onde $D_d (W)$ é a dose em um campo arbitrário a uma profundidade d do simulador e $D_d(10 \times 10 \text{ cm}^2)$ é a Dose em um campo de referência $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a mesma profundidade d do simulador.

2.1.3.3 Porcentagem de dose profunda

Um dos principais parâmetros na radioterapia é a porcentagem de dose profunda (PDP), que pode ser definida como uma razão percentual entre a dose em uma dada profundidade, dentro do meio espalhador, em relação à profundidade de equilíbrio eletrônico, cuja dose é máxima, conforme a Figura 5 (SILVA, 2008):

Figura 5: Diagrama Esquemático para determinação da porcentagem de dose profunda.



Fonte: Fonte: Adaptado KHAN; GIBBONS, 2014.

A PDP pode ser obtida por meio da Equação 4:

$$PDP = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (4)$$

Onde D_d é a dose na profundidade d (ponto arbitrário) no eixo central e D_{d_0} é a dose a uma profundidade d_0 (região de máxima dose), no eixo central do feixe.

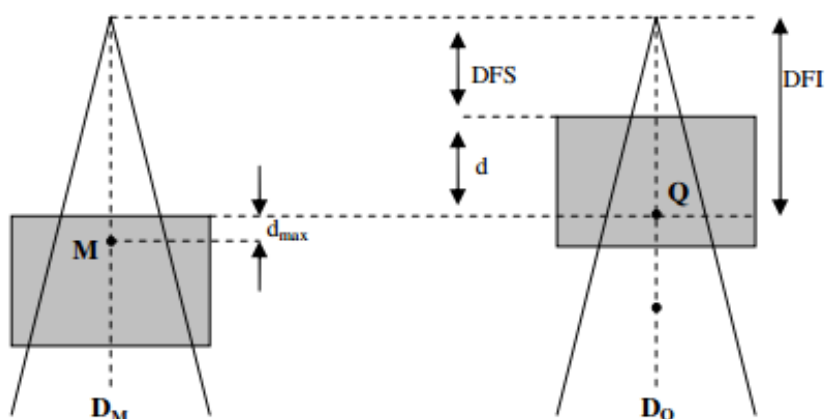
2.1.3.4 Razão Tecido-Máximo (RTM)

Quando se usa a técnica de isocentro, o feixe, em várias angulações de cabeçote, gira em torno de um único ponto do espaço, ou seja, o isocentro, que coincide com o centro geométrico de rotação do feixe de radiação. Para se obter a

PDP nessa técnica isocêntrica, são necessários outros parâmetros físicos para se obter a medida absoluta de dose. Um dos fatores é denominado de razão-tecido máximo (RTM), o qual apresenta uma relação entre duas doses D_Q (Dose no ponto Q do simulador, com uma espessura d de tecido acima do isocentro) e D_M (Dose no ponto M do simulador, com uma espessura d_{max} de tecido acima do isocentro) (Figura 6). Neste caso, o ponto de interesse está no isocentro; deste modo o tamanho do campo no isocentro permanece constante, enquanto a distância foco-superfície sofre variações. Dessa forma, a razão tecido-máximo (RTM) é definida como sendo dada pela equação 5.

$$RTM = \frac{D_Q}{D_M} \quad (5)$$

Figura 6: Medida da Relação Tecido-Máximo.



Fonte: Adaptado KHAN; GIBBONS, 2014.

2.2 ÓXIDOS SEMICONDUTORES

Alguns materiais semicondutores apresentam algumas desvantagens como perda de sensibilidade causada pela radiação, além de ser necessário o resfriamento a temperaturas baixas antes de serem utilizados na dosimetria das radiações. Dessa forma, a procura por outros tipos de materiais semicondutores que possam ser operados a temperatura ambiente tem crescido nos últimos anos. Em vista disso tem sido bastante estudados os materiais compostos por óxidos semicondutores devido as suas diferentes aplicações na nanotecnologia, além disso são semicondutores

estáveis em ambiente com ar atmosférico e apresentam *gap* largo e direto, além de possuir alta energia de ligação de éxciton (AZAROV et al., 2017).

Os óxidos semicondutores são materiais que apresentam elevada transparência óptica e elevada condutividade elétrica. Comumente o *gap* destes materiais é superior a 3 eV e a concentração de portadores majoritários entre 10^{15} e 10^{19} cm⁻³ (WANG, 2008, SHIMAKAWA et al., 2010). Além disso, sua cristalinidade influencia diretamente em seu desempenho, permitindo que esses materiais sejam aplicados em diferentes áreas da eletrônica e microeletrônica. São poucos os semicondutores de óxidos do tipo p, entretanto alguns óxidos de cobre são utilizados, como o SrCu₂O₂, (KUDO et al., 2008) e Cu₂O (FIGUEIREDO et al., 2008, TATE et al., 2002, NAGARAJAN et al., 2001), mas em sua grande maioria utilizam-se óxidos do tipo-n, devido a sua condutividade (WAGER, 2009, HOSONO; KAWAZZOE, 1996). Dentre os semicondutores de óxidos do tipo-n, têm despertado interesse na área de pesquisa os seguintes materiais:

- **Óxido de zinco (ZnO)**

O óxido de Zinco é um dos materiais mais utilizados na área da nanotecnologia, pois apresenta excelentes propriedades ópticas, mecânicas, elétricas e magnéticas. É um semicondutor intrínseco do tipo n com *gap* direto de 3,37 eV, com energia de ligação excitônica (60 meV) e boa mobilidade eletrônica. Sua estrutura cristalina mais estável em condições ambientes é a Wurtzita, a qual é constituída por átomos de Zn e O coordenados de forma tetraédrica, o que lhe promete propriedades duais de piroeletricidade e piezoeletricidade (MARANA et al., 2010). Além disso, esse tipo de arranjo cristalino estrutural permite que o ZnO incorpore mais facilmente certos tipos de contaminantes ou dopantes em seu retículo, gerando defeitos (KITEL, 2006). De forma geral, o ZnO é um semicondutor do tipo n, que dependendo do tipo de dopagem realizada nesse semicondutor, pode se comportar como um semicondutor do tipo p como, por exemplo, ZnO dopado com Nitrogênio, o que permite sua aplicação em diferentes tipos de reações fotocatalíticas. Além disso, quando ocorre interação do ZnO com o hidrogênio este pode ainda apresentar um comportamento metálico (JAGADISH; PEARTON, 2006).

Filmes finos de ZnO são bastante utilizados na indústria de dispositivos optoeletrônicos, pois além de possuírem elevadas propriedades optoeletrônicas,

possuem uma boa estabilidade química como também baixa toxicidade e alta abundância natural. Dessa forma, são bastante aplicados como sensores solares, na fotocatalise é bastante comum seu uso em vidros e espelhos anti-embaçantes (NOGUEIRA; JARDIM, 1997), além de sua aplicação em dispositivos de proteção de circuitos eletrônicos (BARBOSA et al., 2001) como também, seu uso em heteronjunções semicondutoras, como por exemplo, as heteronjunções de ZnO com polianilina (FELIX et al., 2011).

- **Óxido de manganês (MnO)**

Existem vários óxidos de manganês termodinamicamente estáveis, como: MnO, Mn_3O_4 , Mn_2O_3 e MnO_2 , contendo manganês divalente, trivalente e tetravalente, respectivamente, em fase alcalina (CHIGANE; ISHIKAWA, 2000). Os filmes de óxido de manganês são semicondutores, altamente porosos e possuem alta área superficial específica (PANG; ANDERSON, 2000). Esses óxidos distinguem-se por uma rica variedade de propriedades estruturais, eletrônicas e magnéticas que os tornaram materiais de interesse para inúmeras aplicações.

Os óxidos de manganês hidratado ou amorfo têm recebido muita atenção por muitos pesquisadores recentemente (SHARMA et al., 2007), devido principalmente ao seu baixo custo e alta capacitância, tornando os mesmos materiais promissores para aplicação como eletrodo pseudocapacitivo para capacitores eletroquímicos (LEI et al., 2010; REDDY; REDDY, 2004). Além disso são bastante utilizados como materiais de eletrodo (SANCHEZ et al., 1996), baterias recarregáveis, catalisadores, sensores (XU et al., 1998), dispositivos magnetoeletrônicos (KIM; PARK, 2004) e supercapacitores (HU et al., 2013).

2.2.1 Filmes finos de óxidos semicondutores

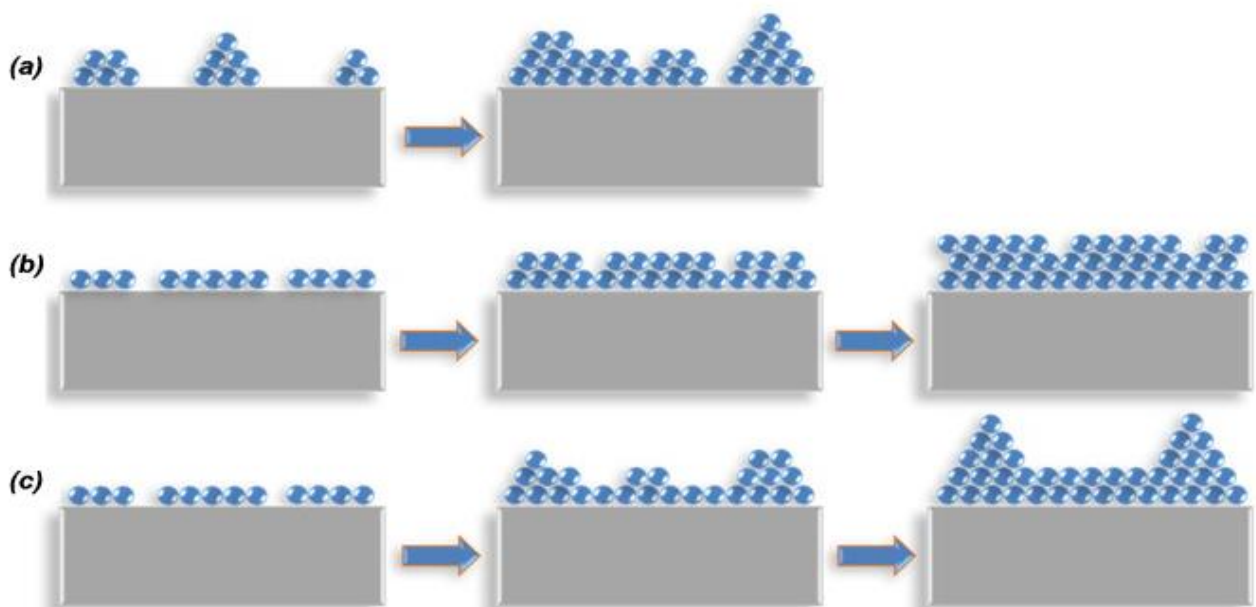
São considerados filmes finos os materiais que apresentam espessura desde nanômetros até a escala micrométrica. Nos últimos anos esses materiais têm sido bastante estudados pelos pesquisadores em todo mundo devido as suas características optoeletrônicas, além de necessitarem de uma menor voltagem de operação, esses materiais apresentam tamanho e peso reduzido e podem ser fabricados não só em forma de filmes, como também em forma de pós e pastilhas,

dependendo do processo de síntese, o seu uso pode ser aplicado em diferentes áreas na indústria (OHRING, 1991). São bastante utilizados como componentes eletrônicos semicondutores e em revestimentos ópticos, além de estarem sendo investigados para uso em memórias de computadores (YANAGI et al., 2010).

2.2.2 Métodos de fabricação de filmes finos

A deposição de filmes finos baseia-se na transição de um material em fase líquida ou sólida para fase gasosa, a fim de ser condensado sobre o substrato, obedecendo a teoria da cinética dos gases e as leis da termodinâmica. Durante todo esse processo de crescimento, podem ocorrer três tipos diferentes de nucleação das moléculas sobre o substrato que são representados na Figura 7 (MAISSEL; GLANG, 1970).

Figura 7: Representação esquemática dos modos básicos de crescimento de filmes finos: (a) Crescimento Volmer-Weber; (b) Frank-van der Merwe; (c) Stranski-Krastanov.



Fonte: MARTIN et al, 2010.

(a) Crescimento do tipo Volmer-Weber (ilha): onde a energia de interface é relativamente grande, os átomos e moléculas são ligados mais fortemente entre si do

que ao substrato. Assim, os núcleos discretos se formam e crescem antes que uma camada seja completamente preenchida, muito comum em filmes semicondutores (b) Crescimento de Frank-van der Merwe (camada): Aqui a energia da interface é relativamente baixa, pois os átomos estão ligados mais fortemente aos substratos do que entre si e as camadas formam-se prontamente com núcleo de qualquer tamanho em duas dimensões (c) Crescimento do tipo Stranski-Krastanov (camada + ilha) onde a energia de interface é comparável à energia de interação da ilha e, portanto, a formação de camadas compete com a formação de núcleos (MARTIN et al., 2010).

Dessa forma, tem-se uma variedade de técnicas para produção dos filmes finos, cujo processo baseia-se na extração de átomos e moléculas de um dado material para deposição sobre a superfície de um substrato de vidro ou cerâmico, por exemplo (MAISSEL; GLANG, 1970, GREENE, 1994). A deposição pode ocorrer por diferentes métodos, tais como: deposição química de vapores organometálicos (MOCVD), cuja deposição se dá por meio de reações químicas durante o processo, os quais têm-se: MOCVD convencional e MOCVD assistido por aerossol ou ainda por deposição física (vaporização laser, pulverização catódica (Sputtering), epitaxial de feixe molecular (MBE)) e através de Filmes espessos (deposição eletroquímica, deposição em substrato girante (spin coating), epitaxial de fase líquida (LPE) (UEDA et al., 2001), serigrafia, sol-gel (ZHANG; GAO, 2004).

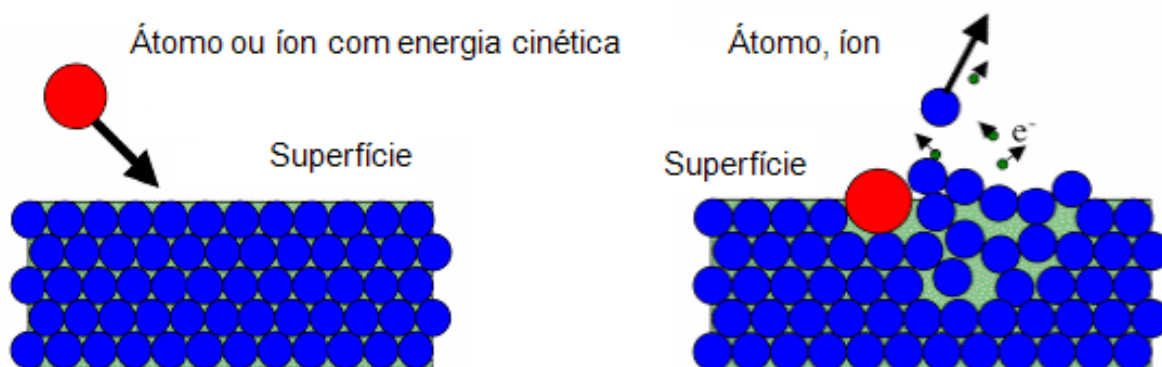
No processo de deposição física é necessário que ocorra um processo térmico ou colisão do alvo a ser depositado no substrato, dessa forma não necessitam de temperaturas tão altas como nos processos de deposição química, reduzindo assim a incorporação de impurezas no material. Por conta disso, uma das técnicas de mais destaque é a pulverização catódica ou sputtering, pois geram filmes com maior adsorção ao substrato, com alta adesão e maior uniformidade, além dos parâmetros serem facilmente controláveis, sendo um processo de elevada estabilidade (YAMADA et al., 2007).

2.2.2.1 Técnica de deposição por pulverização catódica ou sputtering

A pulverização catódica baseia-se no bombardeamento de um material alvo, o qual pode ser um sólido, metálico ou cerâmico, por íons provenientes de um gás inerte, geralmente o argônio devido a seu baixo custo e sua elevada secção de

impacto (SHON; LEE, 2002). Um diagrama esquemático representando o processo físico de pulverização catódica pode ser visto na Figura 8.

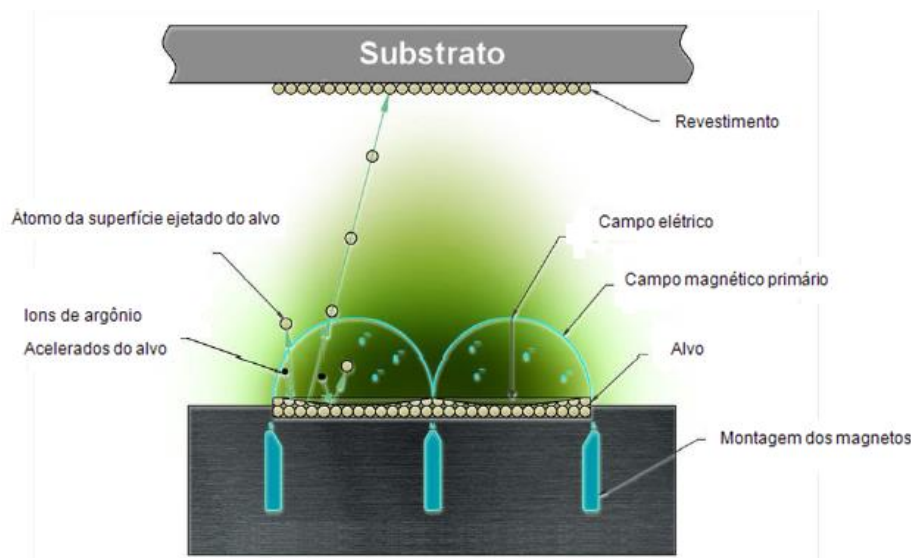
Figura 8: Desenho esquemático do processo físico de pulverização catódica.



Fonte: O AUTOR, 2018.

A ionização do gás se dá pela aplicação de uma potência de corrente direta (DC), para materiais condutores ou de radiofrequência (RF), para materiais não condutores, proporcionando um plasma gasoso energético, cujos íons colidem com os átomos do alvo, que são liberados quando a energia cinética dos íons é superior à energia potencial dos átomos que constituem o alvo. Os átomos ejetados do alvo colidem repetitivamente com o plasma gasoso durante sua trajetória em direção ao substrato até se condensarem para formar o filme. Na Figura 9 tem-se uma demonstração esquemática da produção de um filme fino por meio da técnica de pulverização catódica de rádio frequência assistida por magnetron.

Figura 9: Desenho esquemático da produção de um filme fino por meio da técnica de pulverização catódica de rádio frequência assistida por magnetron.



Fonte: WAGNER; VOORHOEVE, 2012.

O alvo metálico (o cátodo) encontra-se ligado ao terminal negativo de uma fonte de tensão contínua (DC) ou à saída de um gerador de rádio frequência (13,56 MHz), estando o porta-substrato ligado ao terminal positivo da fonte de tensão DC ou à massa (no caso de se utilizar um gerador de rádio frequência- RF).

Para garantir um maior confinamento do plasma à zona do alvo, utilizam-se campos magnéticos, perpendiculares ao alvo, restringindo dessa forma a locomoção dos elétrons em torno da vizinhança do cátodo, e assim aumentando a probabilidade de colisões e consequentemente o aumento na razão de crescimento dos filmes produzidos (KALTOFEN et al., 2007).

Como a pulverização catódica é um processo puramente físico, geralmente não ocorre nenhuma reação química, a menos que se queira produzir filmes compostos, como óxidos, nitretos, carbetos, entre outros, devendo ser adicionado um gás reativo ao plasma, ocasionando um tipo de sputtering denominando reativo. Esse tipo de sputtering apresenta vantagens como: menor temperatura de deposição, dispensa o uso de fontes RF devido a maior utilização de alvos metálicos, além de fornecerem filmes com maior pureza.

No entanto, esse tipo de deposição deve ser cuidadosamente avaliado uma vez que o gás reativo além de reagir com os átomos do alvo, tende a reagir também com a superfície do substrato, acarretando em uma contaminação do alvo, sendo necessário dessa forma um aumento na taxa de bombardeamento e aumento

distância alvo-substrato, a fim de minimizar a interação do gás reativo com o alvo (GREENE, 1994).

2.2.3 Aplicações de óxidos semicondutores como detectores de radiação

Apesar de escassa a utilização de materiais óxidos semicondutores na dosimetria das radiações ionizantes, alguns pesquisadores têm utilizado esses semicondutores para dosimetria de alguns tipos de radiações, como por exemplo, na dosimetria de radiação gama, conforme pesquisa realizada por Arshak e colaboradores (2004), os quais realizaram estudos com diferentes filmes de óxidos semicondutores em formas fina e espessa, dentre eles filmes de MnO, NiO, SiO, e constataram que os filmes em sua forma fina são mais sensíveis à radiação gama para baixas doses sendo materiais promissores para dosimetria em tempo real de radiação ionizante. Estudos também foram realizados para dosimetria de radiação beta por Cruz-Vázquez e colaboradores (2006), onde observaram que os nanofósforos de ZnO quando expostos a radiação beta apresentam uma resposta termoluminescente linear, aumentando na mesma proporção que a dose em um intervalo de 25 a 300 Gy. Esses resultados indicaram que os cristais são promissores como dosímetros e detectores de radiação beta.

Para feixes de raios X de baixa energia foram realizados estudos por Haruyuki e colaboradores (2011) utilizando um sensor de ZnO irradiado com feixes de energia de 60 keV. Os resultados mostraram uma resposta linear para diferentes taxas de dose, além de uma sensibilidade de aproximadamente 1,5 $\mu\text{C}/\text{Gy}$, concluindo-se que esse material tem um grande potencial para ser usado como um detector de raios X.

Kazuto et al. (2012) em seus estudos constataram que filmes finos de ZnO irradiados com prótons de 8 MeV (fluência de prótons de $1,1017 \text{ cm}^{-2}$) apresentaram uma diminuição na intensidade de luminescência seguida por um aumento da resistência elétrica, concluindo que os filmes apresentam uma alta resistência aos feixes de prótons.

Sahi e Chen (2013) verificaram que o ZnO, conhecido por ser um cintilador rápido, porém de baixo rendimento, teve tanto sua luminescência excitada como sua fotoluminescência aumentada quando sintetizado em forma de nanocomposto com CeF, demonstrando após ser exposto a feixes de raios X com os seguintes parâmetros

(Tensão de tubo 90 kV e corrente de tubo 5 mA), ser um detector favorável para aplicações na dosimetria das radiações ionizantes.

Ramirez et al. (2015) fabricaram transistores de filmes finos de ZnO depositados pela técnica de deposição por laser pulsado (PLD - Pulse Laser Deposition) e irradiaram as amostras com radiação gama proveniente de 2 irradiadores com fonte de cobalto, um para experimentos com altas doses e outro para experimentos com baixas doses de radiação gama, verificando que esses materiais apresentam uma resistência a radiação 100 vezes maior do que os transistores MOSFETS de Si de maior espessura, indicando que esses materiais são bastante promissores para aplicação médicas que necessitam do uso de altas doses de radiação.

Portanto, em vista da reposta desses materiais para diferentes tipos de radiação ionizante e diferentes energias, este trabalho teve como objetivo avaliar a reposta de óxidos semicondutores de ZnO e MnO, em forma de filmes finos, quando expostos a feixes de radioterapia, os quais são classificados na área médica como feixes de radiação de alta energia.

3 METODOLOGIA

3.1 DEPOSIÇÃO DOS FILMES FINOS

A preparação das amostras de filmes finos de ZnO e MnO foi realizada pelo método físico chamado de pulverização catódica com rádio frequência a partir de alvo metálico de zinco de 2 polegadas (99% de pureza) e alvo metálico de manganês de 2 polegadas (99% de pureza), depositados em substrato de vidro com as seguintes dimensões: 20 x 5 mm e espessura de 1 mm. Em seguida foi depositada prata em suas extremidades (aproximadamente 5 mm em cada extremidade do filme). Assim a área útil dos nanofilmes correspondeu a 10 mm². Todos os nanofilmes foram fabricados pela empresa Macashew Tecnologias utilizando o equipamento AJA ATC Orion 5 UHV Sputtering System (Figura 10).

Figura 10: Equipamento modelo AJA ATC Orion 5UHV Sputtering System.



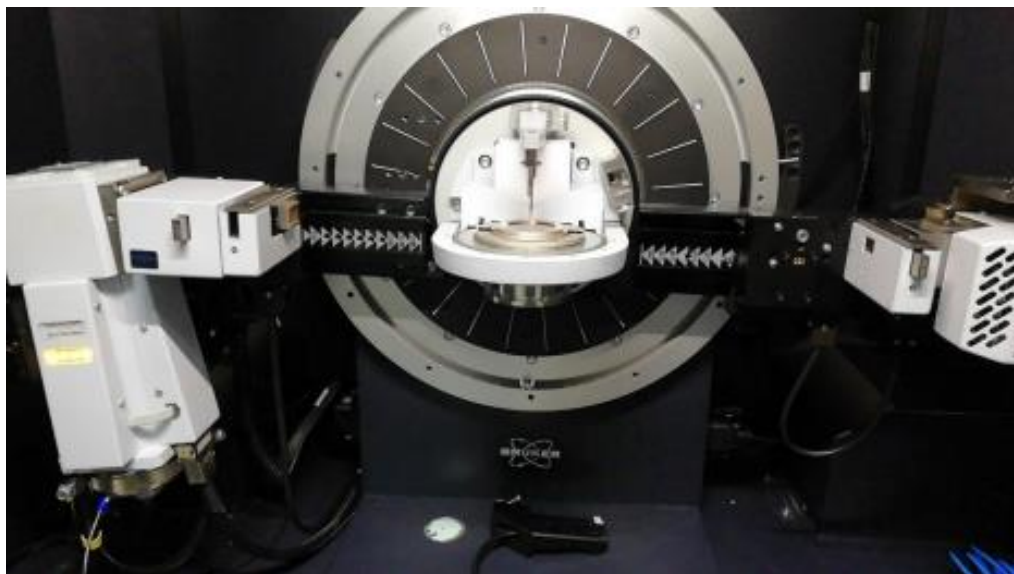
Fonte: Disponível em <<http://www.ajaint.com/atc-orion-series-sputtering-systems.html>> Acesso em Fev. 2019.

3.2 PROCESSO DE ANÁLISE DAS ESPESSURAS DOS FILMES FINOS

A análise das espessuras dos filmes produzidos foi realizada pela empresa Macashew Tecnologias. Para este tipo de análise, foi utilizada a técnica de refletometria de raios X, com o auxílio de um difratômetro de raios X modelo Bruker D8 Advance (Figura 11), utilizando radiação de CuK α (0,1518 nm) e com o eixo 2 θ

variando de $0,1 - 5^\circ$. Para a análise das curvas de reflexão, o *software* IILXRR2013 foi utilizado com base em um pacote de rotinas previamente desenvolvido com o formalismo de Parrat com adaptação do termo de rugosidade via modelo de Nevot-Croce. A técnica de Retroespalhamento de íons (Rutherford. Backscattering Spectroscopy — RBS) foi realizada com feixe de He^+ e energia de 2,2 MeV.

Figura 11: Difratorômetro de raios X modelo modelo Bruker D8 Advance.

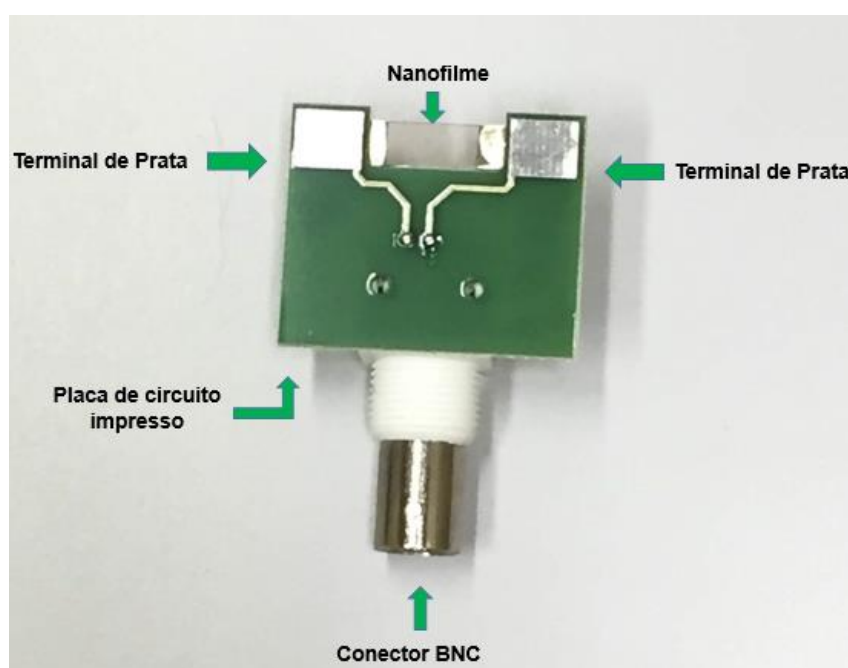


Fonte: Disponível em <<https://www.bruker.com/products/x-ray-diffraction-and-elemental-analysis/x-ray-diffraction.html>> Acesso em Fev. 2019.

3.3 MONTAGEM DOS NANOFILMES EM PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

Foram depositadas aos nanofilmes duas camadas de prata em suas extremidades de forma que fosse possível soldá-los a uma placa de circuito impresso com solda líquida composta de nano-partículas de prata fabricada pela MHNano. Dessa forma, um conector do tipo BNC também foi soldado à placa para poder conectar os nanofilmes ao sistema de leitura da corrente elétrica (Figura 12).

Figura 12: Nanofilme soldado em placa de circuito impresso.



Fonte: O AUTOR, 2018.

3.4 CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA DOS NANOFILMES

A primeira caracterização deste tipo de material foi de natureza elétrica, cujo procedimento teve como objetivo determinar a curva $I \times V$ para ambos os filmes finos de ZnO e MnO. Foram selecionadas três amostras de cada espessura (180 nm, 330 nm e 660 nm, para o ZnO e 40 nm, 100 nm e 200 nm, para o MnO). As amostras foram polarizadas com diferentes tensões: 10, 20, 30, 40 e 50 V. A intensidade da corrente elétrica produzida pelos nanofilmes foi medida com um subfemto-amperímetro 6430, marca Keithley. Este equipamento foi programado para funcionar como eletrômetro, onde é gerada uma polarização de tensão, e simultaneamente mede-se a corrente elétrica no dispositivo que é alimentado. Durante todo processo

de medição, a temperatura e a umidade do laboratório foram monitoradas usando um medidor de temperatura e umidade Fluke 971.

3.5 CARACTERIZAÇÃO DOS NANOFILMES EM FEIXES DE RADIOTERAPIA

3.5.1 Equipamentos utilizados para caracterização dos nanofilmes em feixes de fótons em radioterapia

A fonte geradora de raios X de megavoltagem (MV) utilizada neste trabalho foi um acelerador Linear Clinac IX, fabricado pela empresa Varian Medical System (Figura 13) pertencente ao setor de radioterapia do Instituto Brasileiro de Controle do Câncer (IBCC) na cidade de São Paulo-SP. Este acelerador gera feixes de fótons de 6 e 10 MV. Em todas as medições deste trabalho foi utilizado o feixe de 6MV, exceto na avaliação da resposta com a taxa de dose que também foi feito para o feixe de 10MV.

Figura 13: Acelerador linear Clinac IX, Varian®.



Fonte: O AUTOR, 2018.

As respostas dos nanofilmes produzidos foram comparadas com as leituras obtidas utilizando uma câmara de ionização de placas paralelas tipo Markus, modelo PTW 23343, ilustrada na Figura 14. Essa câmara possui um volume sensível de $0,055 \text{ cm}^3$, feita de PMMA com uma janela de Polietileno com $0,027 \text{ mm}$ de espessura e uma camada muito fina de grafite circulando a cavidade de ar.

Figura 14: Câmara de Ionização tipo Markus 23343.



Fonte: Disponível em <<https://www.ptw-usa.com/>> Acesso em Dez. 2018.

Na obtenção e registro das leituras foi utilizado um sistema eletrônico modelo EFF1705, marca Sciencs (Figura 15), que foi conectado ao nanofilme por meio de um pré amplificador AMP1811, o qual tem um fator de amplificação de 42 db. Para aquisição das leituras do eletrômetro foi utilizado um notebook conectado a um rádio de comunicação digital como acessório secundário ao eletrômetro.

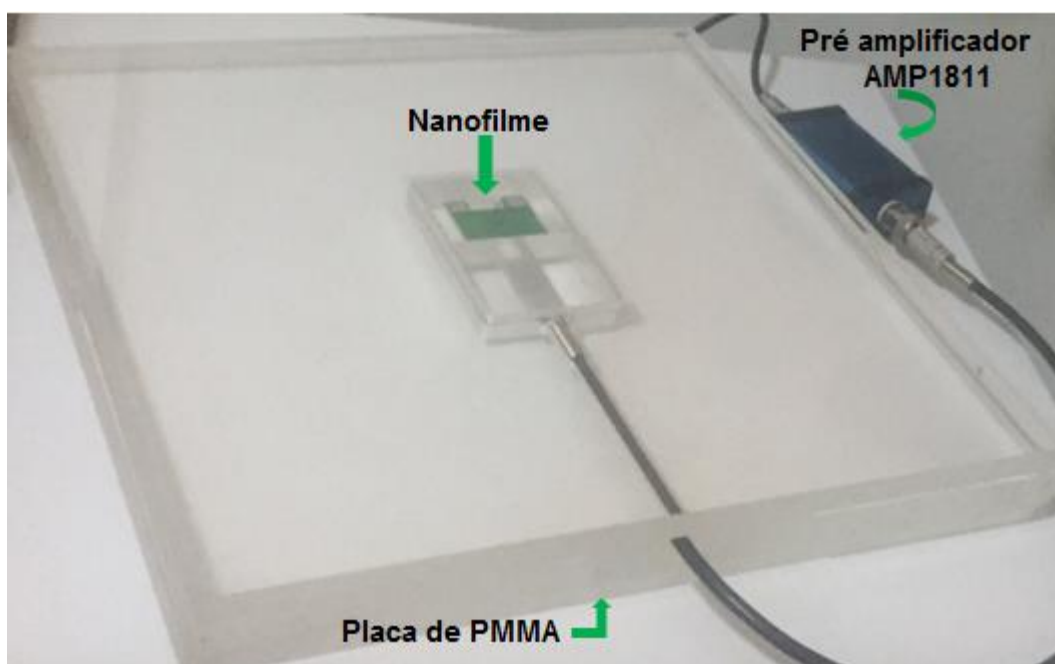
Figura 15: Sistema eletrônico utilizado para aquisição da leitura do sinal produzido pelo nanofilme.



Fonte: Disponível em <<http://scients.com.br/produto/>> Acesso em Dez. 2018.

Como simulador foi utilizado um conjunto de 20 placas de água sólida, pertencentes ao setor de radioterapia do IBCC, com área $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e espessuras variáveis de 1 a 10 mm. Um conjunto constituído por três placas de PMMA de 10 mm com área $30 \times 30 \text{ cm}^2$ (Figura 16), fabricado no CRCN/NE foi utilizado para acomodar os nanofilmes entres as placas de água sólida, permitindo a passagem do fio de conexão com o pré-amplificador.

Figura 16: Conjunto de placas de PMMA fabricadas para acomodar o nanofilme.

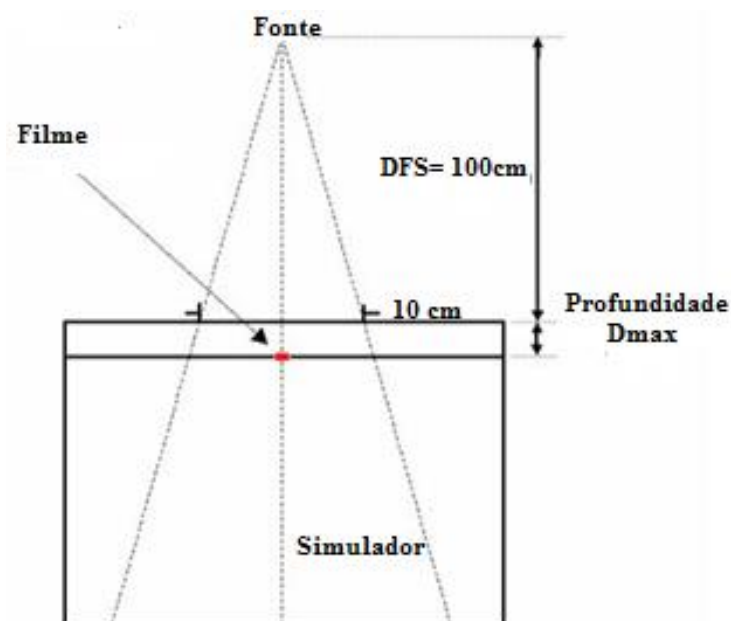


Fonte: O AUTOR, 2018.

3.5.2 Avaliação do desempenho dos nanofilmes com a repetição e reprodução da dose de radiação

Para investigar a performance dos nanofilmes de ZnO e MnO com a repetição da dose de radiação em radioterapia, os mesmos foram submetidos os nanofilmes a uma dose integrada de 10 Gy obtidos a partir da soma de 10 repetições consecutivas de 1 Gy cada, realizando 5 leituras para cada amostra. As amostras foram expostas a uma taxa de dose de 600 cGy/min e posicionadas a uma DFS de 100 cm, em um campo de 10x10 cm² e na profundidade de dose máxima (1,5 cm), conforme ilustrado na Figura 17. Para esse experimento, foram utilizadas duas amostras de cada espessura tanto para o ZnO, cujas espessuras corresponderam a 180, 330 e 660 nm, como também para os nanofilmes de MnO com as seguintes espessuras: 40, 100 e 200 nm, para que no final pudessem ser selecionadas, para realização dos experimentos seguintes, apenas uma amostra de cada semicondutor de óxido com espessura intermediária (330 nm para o ZnO e 100 nm para o MnO). Experimentos usando as amostras de ZnO e MnO com 330 nm e 100 nm, respectivamente, foram realizados para verificar se havia reprodutibilidade no sinal elétrico produzido por esses óxidos semicondutores quando exposto a dose de 1 Gy.

Figura 17: Esquema experimental de procedimento para medição da leitura do sinal produzido pelo nanofilme.



Fonte: O AUTOR, 2018.

3.5.3 Análise da resposta dos nanofilmes com a taxa de dose

A avaliação da resposta dos nanofilmes com a variação da taxa de dose foi realizada posicionando-se cada amostra no simulador com os seguintes parâmetros: um campo padrão de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, na profundidade de máxima dose (1,5 cm); DFS de 100 cm. A ilustração do arranjo experimental encontra-se na Figura 17. Os nanofilmes foram expostos à quatro valores diferentes de taxa de dose de radiação (300, 400, 500 e 600 cGy/min) em duas qualidades distintas de energia do feixe de fótons de 6 MV e 10 MV.

3.5.4 Avaliação da resposta dos nanofilmes em função da dose acumulada de radiação.

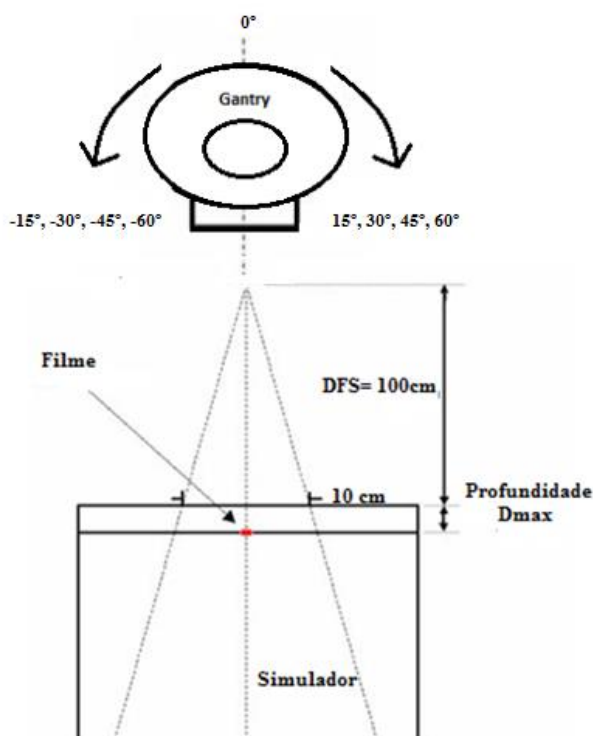
A fim de verificar se os nanofilmes sofriam alguma perda no sinal produzido em função da dose acumulada em radioterapia, os mesmos foram posicionados a uma DFS de 100 cm em um campo padrão de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na profundidade de dose máxima. Todos os nanofilmes de ZnO e MnO foram submetidos a uma dose integrada de 40,0

Gy obtida a partir da soma de 40 repetições consecutivas com uma dose fracionada de 1,0 Gy cada, expostos a uma taxa de dose de 600 cGy/min.

3.5.5 Avaliação da resposta dos nanofilmes com a variação do ângulo de incidência do feixe de raios X.

Para avaliação da resposta dos nanofilmes em função da variação direcional do feixe de incidência dos fótons, foi utilizado uma taxa de dose no valor de 600 cGy/min., com arranjo experimental padrão (DFS de 100 cm, campo 10x10 cm² e na profundidade de máxima dose). Para variação da direção dos feixes, rotacionou-se o *gantry* do equipamento em diferentes angulações, a partir do ângulo de 0° a 60° com incrementos de 15°. Essa variação foi obtida a partir de rotações realizadas tanto no sentido horário como também no sentido anti-horário, conforme arranjo experimental da Figura 18.

Figura 18: Arranjo experimental para avaliar a resposta dos nanofilmes às diferentes direções de incidência do feixe de fótons.



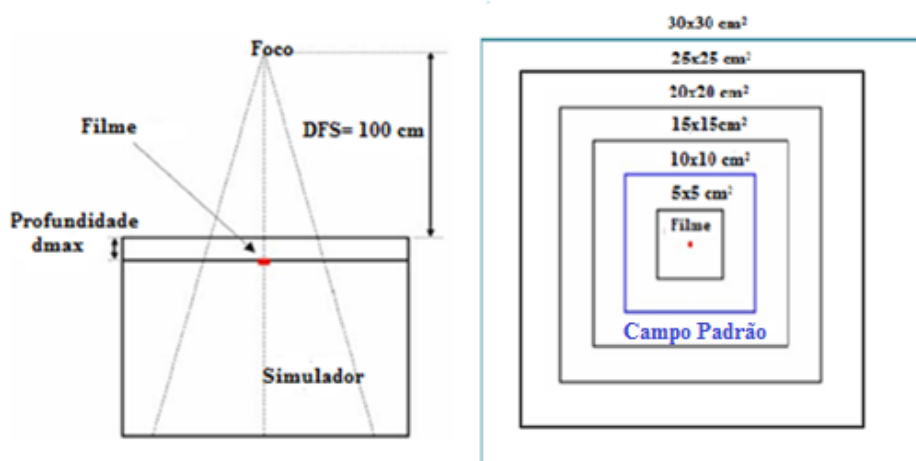
Fonte: O AUTOR, 2018.

3.6 PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO DOS PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS UTILIZADOS EM RADIOTERAPIA

3.6.1 Análise da resposta dos nanofilmes de ZnO e MnO em função do tamanho do campo de radiação

Os nanofilmes de ZnO com espessura de 330 nm e os nanofilmes de MnO com espessura de 100 nm foram posicionados a uma DFS de 100 cm, perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação, conforme mostrado na Figura 19. Os tamanhos de campos utilizados foram: 5 x 5 cm², 10 x 10 cm², 15 x 15 cm² e 20 x 20 cm², 25 x 25 cm² e 30 x 30 cm², sendo o campo 10 x 10 cm² usado como referência. Os dispositivos foram submetidos a uma dose de 1,0 Gy a cada exposição, com taxa de dose fixa em 600 cGy/min, sendo calculado o fator de campo de acordo com equação 3.

Figura 19: Arranjo experimental para posicionamento do detector no eixo central do feixe de qualidade de 6 MV ilustrando as diferentes dimensões do campo de irradiação.

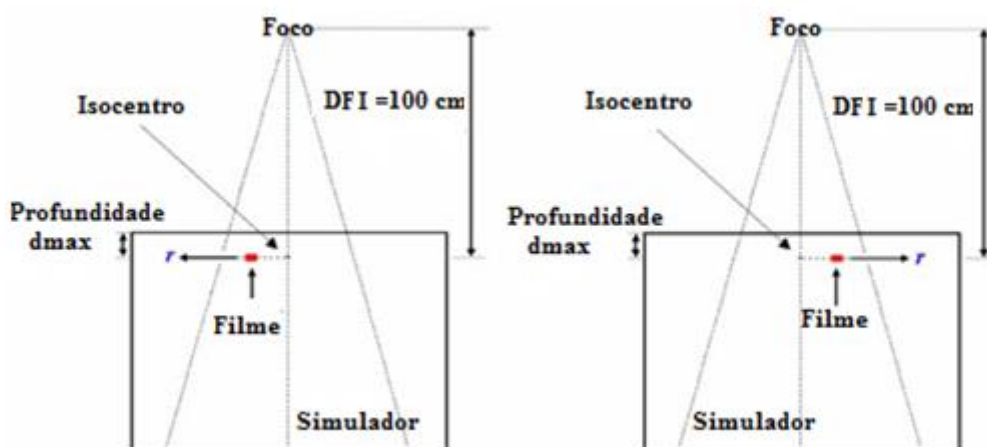


Fonte: O AUTOR, 2018.

3.6.2 Análise do perfil de campo para os nanofilmes de ZnO e MnO

Os perfis de campo foram obtidos posicionando-se os nanofilmes a uma distância foco-isocentro (DFI) de 100 cm, perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação, na profundidade de máxima dose (1,5 cm), conforme Figura 20. Essas medidas foram realizadas para o campo padrão (10 x 10 cm²), variando a distância de 2 até 7 cm do nanofilme em relação ao eixo central, tanto para o lado direito como para o lado esquerdo do eixo.

Figura 20: Ilustração do arranjo experimental para determinação dos perfis de campo.



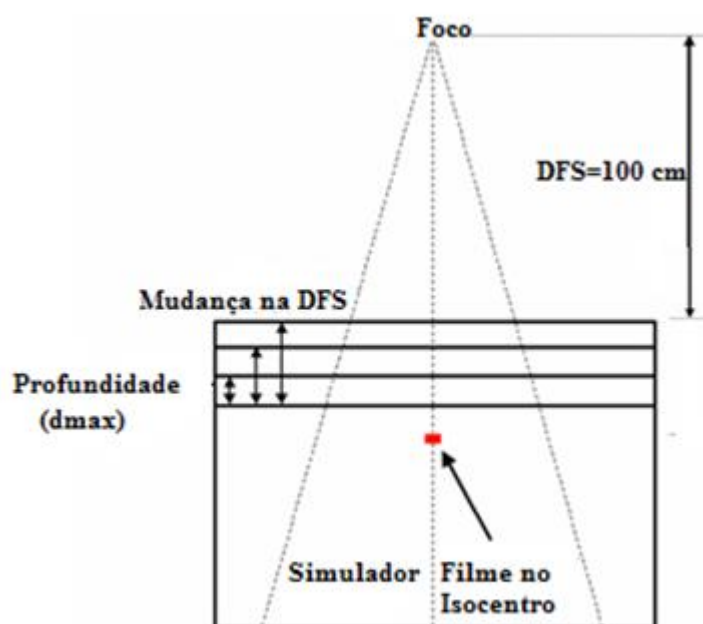
Fonte: O AUTOR, 2018.

3.6.3 Avaliação da porcentagem de dose profunda (PDP) para os nanofilmes de ZnO e MnO

A variação da dose em profundidade foi medida no simulador. Variando o posicionamento do detector de 0,5 cm a 20 cm ao longo do eixo central do feixe de irradiação. Assim foi variada a distância Foco-Detector (DFD), mantendo-se sempre fixa a distância foco-superfície em 100 cm, reduzindo a altura da mesa de tratamento para cada profundidade como ilustrado na Figura 21. Foi utilizado o campo de irradiação de padrão de 10x10 cm² na superfície do simulador. Cada nanofilme foi irradiado com uma dose de 1,0 Gy (em cada profundidade). Os percentuais de dose

profunda medidos com os nanfilmes foram obtidos pela normalização de todas as medidas nas diferentes profundidades com referência à dose máxima, conforme equação 4.

Figura 21: Arranjo experimental para determinação da PDP.



Fonte: O AUTOR, 2018.

4. ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS DADOS

4.1 CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO

As Figuras 22 e 23 ilustram os resultados da caracterização elétrica dos nanofilmes de ZnO e MnO, respectivamente, utilizados para medição em feixes de raios X na radioterapia. Pode-se observar que ambos os tipos de nanofilmes apresentaram valores de resistência elétrica diferentes mesmo em se tratando de amostras com a mesma espessura. Segundo Neelkanth (1990) é possível que amostras de nanofilmes possam apresentar falta de uniformidade em suas características estruturais e morfológicas devido a possíveis contaminantes durante o processo de fabricação de um nanofilme. Como não foi fornecida pelo fabricante a incerteza na espessura dos nanofilmes, fica difícil avaliar a que se deve este comportamento incomum, embora todos os nanofilmes apresentem comportamento ôhmico. Isto demonstra um diferencial neste tipo de material semicondutor, seja ZnO ou MnO, em comparação com dispositivos semicondutores típicos (fotodiodo ou fototransistor de silício), os quais apresentam comportamento logarítmico ou não ôhmico.

Vale salientar que o semicondutor de ZnO tem alguma sensibilidade para fótons no espectro do visível, embora este procedimento de caracterização elétrica tenha sido realizado com a ausência de luz ambiente no laboratório.

Este procedimento de caracterização elétrica permitiu que fosse feita uma avaliação dos nanofilmes tanto de ZnO como de MnO com o propósito de se escolher a espessura e a amostra que fosse mais estável, por exemplo, e também que garantisse haver uma segunda amostra com características elétricas semelhantes. Por exemplo, as amostras de óxido de manganês com espessura de 100 nm apresentaram características elétricas semelhantes, pois as três curvas têm inclinações próximas. Por outro lado, observou-se que as amostras de óxido de zinco que apresentam mais semelhança em qualquer espessura foram justamente as amostras 2 e 3, ou seja, a amostra 1 de todas as espessuras apresentaram resistências elétricas bastantes diferentes das outras duas amostras.

Figura 22: Caracterização elétrica de três amostras de nanofilmes de ZnO: amostras com 180 nm (a); 330 nm (b) e 660 nm (c).

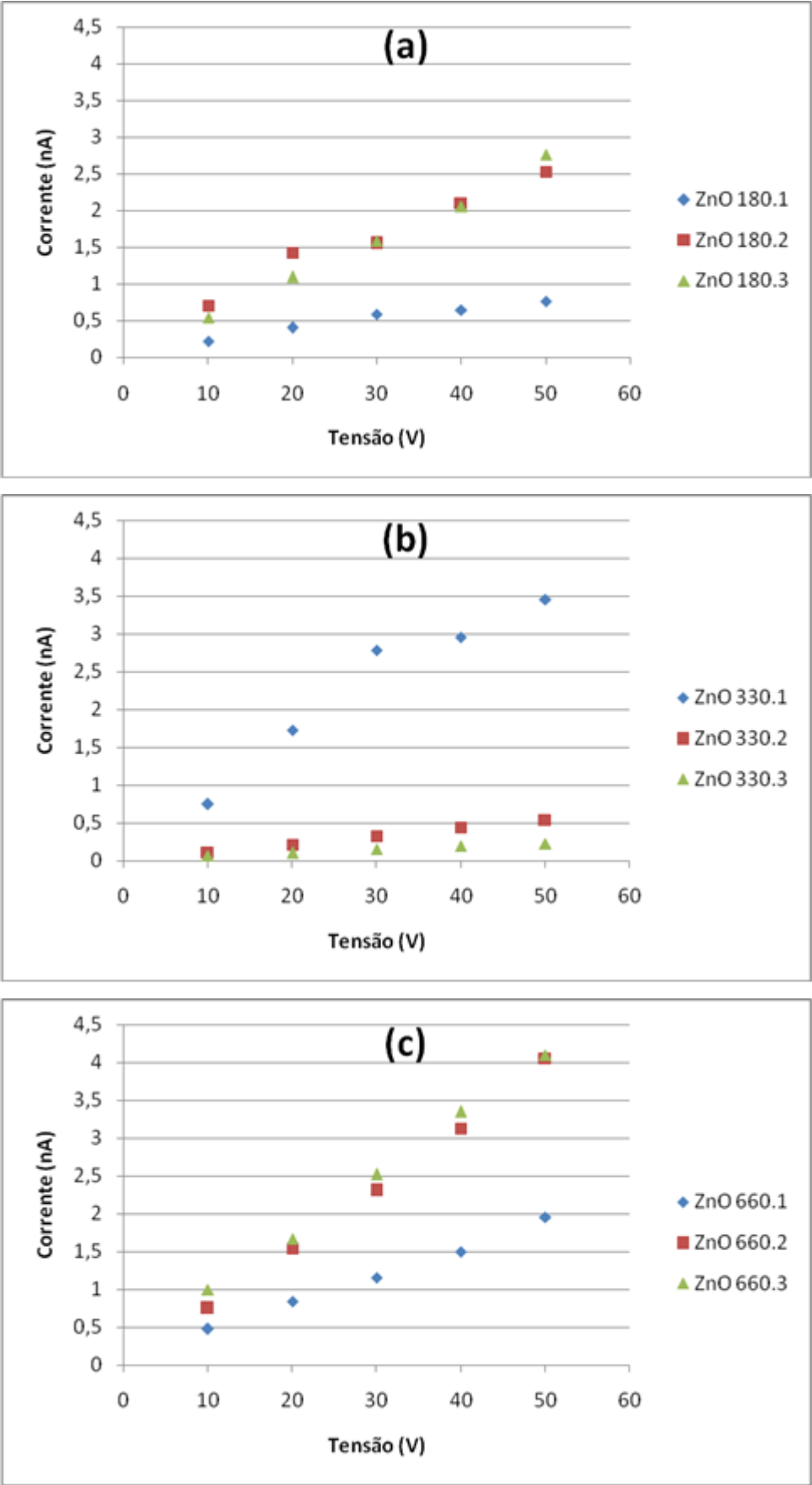
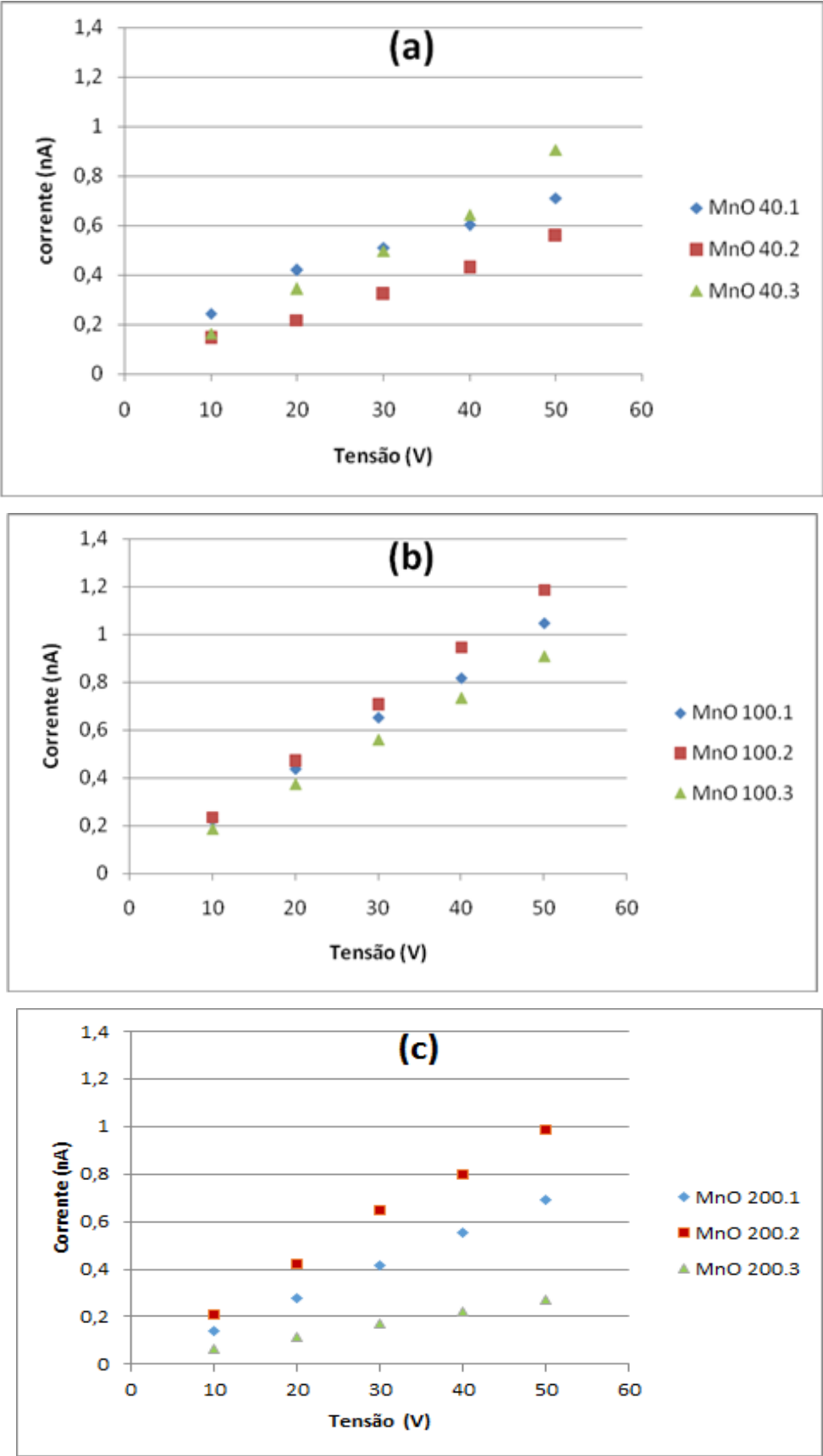


Figura 23: Caracterização elétrica de três amostras de nanofilmes de MnO: amostras com 40 nm (a); 100 nm (b) e 200 nm (c).



4.2 REPETITIVIDADE NOS RESULTADOS DA MEDIÇÃO DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO

Os gráficos das Figuras 24, 25 e 26 representam a repetitividade dos nanofilmes de ZnO e das Figuras 27, 28 e 29 dos nanofilmes de MnO. Cada ícone no gráfico representa a média de 5 leituras. A linha central cheia (preta) representa a média das médias, M , e as linhas tracejadas (verde) e pontilhada (azul) correspondem aos limites estatísticos para o nível da confiança de 99% ($M \pm 3 \cdot S$). Observa-se que para o nanofilme de ZnO mais espesso (660nm) houve uma variação de $\pm 10\%$ entre as amostras, enquanto que para as espessuras de 180nm e 330nm a variação foi aproximadamente apenas $\pm 2\%$. De forma similar foi observado o mesmo comportamento para os nanofilmes de MnO, ou seja, o filme de maior espessura (200 nm) apresentou variação em torno de $\pm 10\%$, enquanto que os filmes de MnO menos espessos também apresentaram variações significativamente menores que $\pm 2\%$.

Aglomerando o resultado do sinal produzido da corrente elétrica para todas as espessuras do nanofilme de ZnO e MnO, a fim de verificar se ambos os óxidos apresentam semelhanças, obtêm-se uma corrente média de $(49,1 \pm 1,5)$ nA para o ZnO, ao passo que para as amostras de MnO o valor é $(51,2 \pm 3,4)$ nA. Dessa forma, nesta aplicação em radioterapia pode-se verificar que ambos os óxidos apresentam respostas similares.

Figura 24: Repetitividade no resultado da medição para o nanofilme de ZnO com espessura de 180 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.

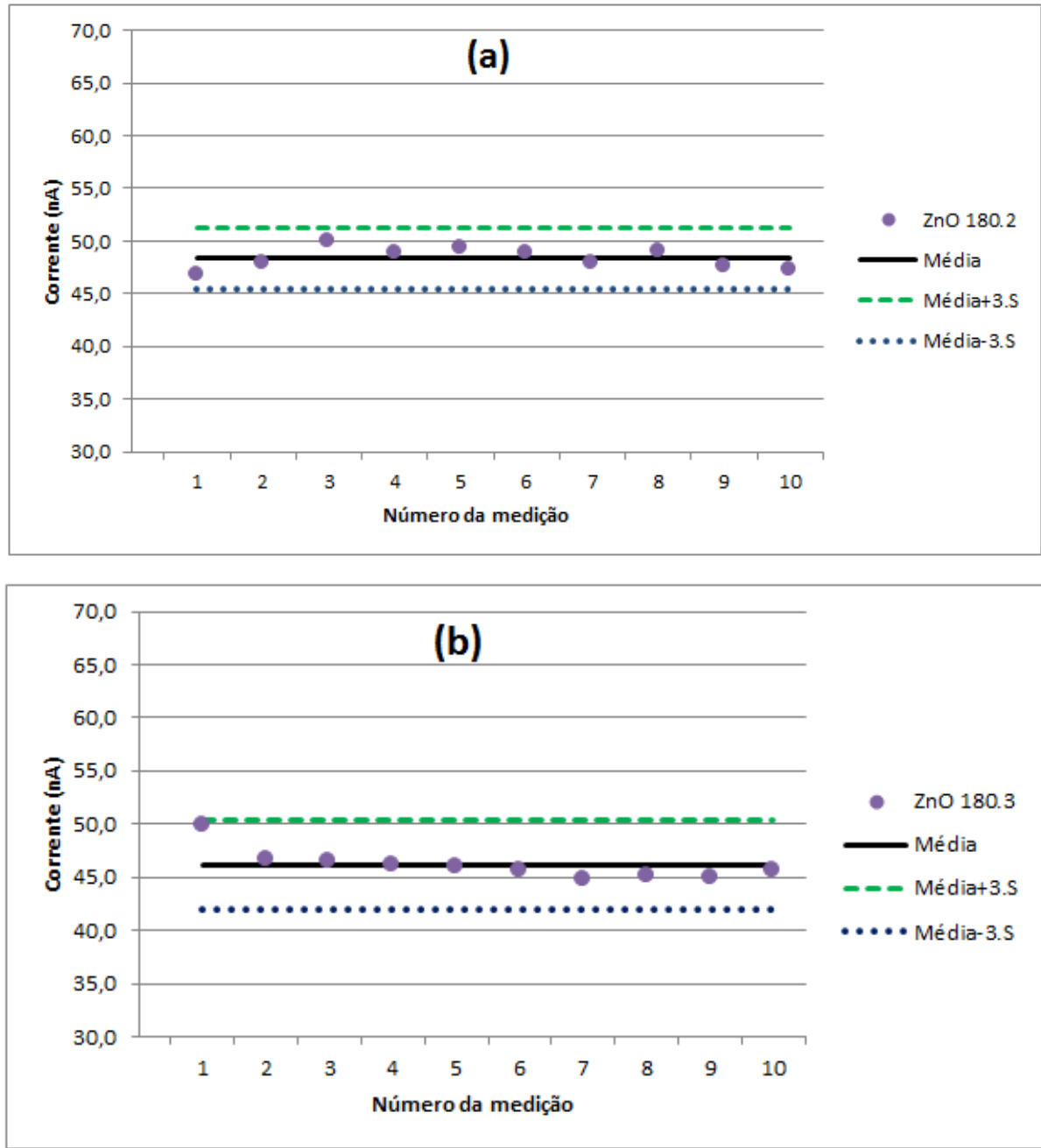


Figura 25: Repetitividade no resultado da medição para o nanofilme de ZnO com espessura de 330 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.

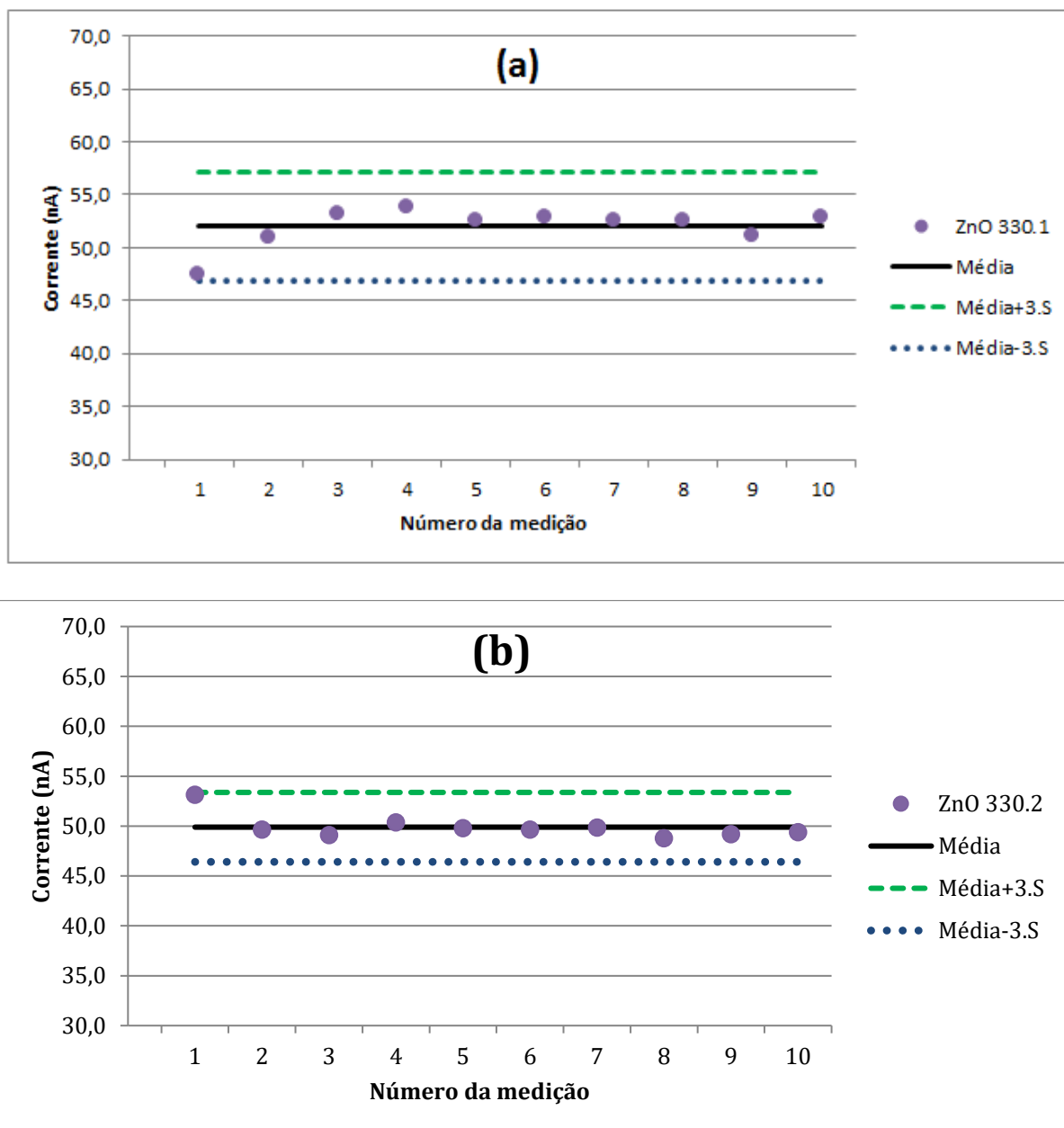


Figura 26: Repetitividade no resultado da medição para o nanofilme de ZnO com espessura de 660 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.

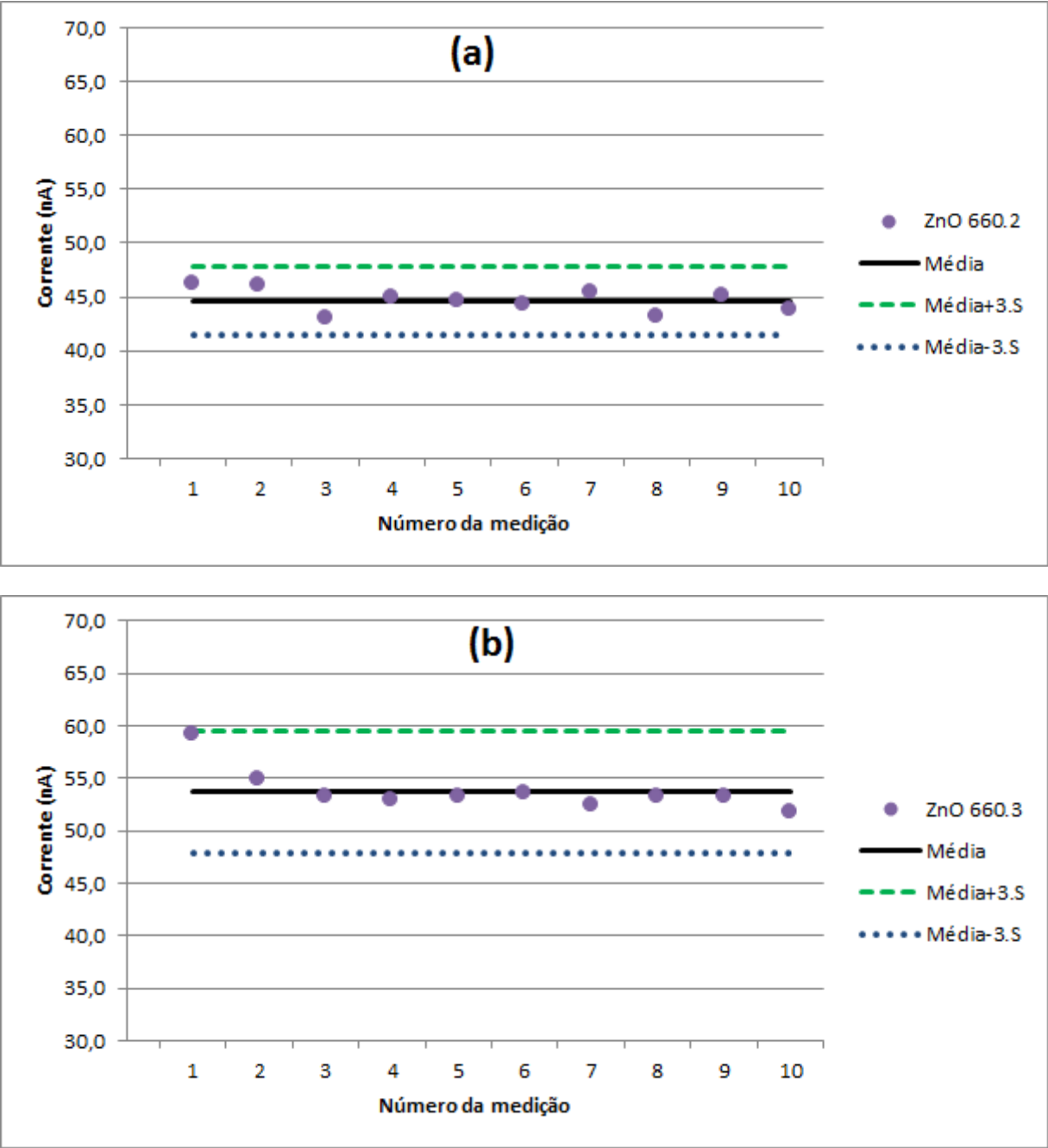


Figura 27: Repetitividade no resultado da medição para o nanofilme de MnO com espessura de 40 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.

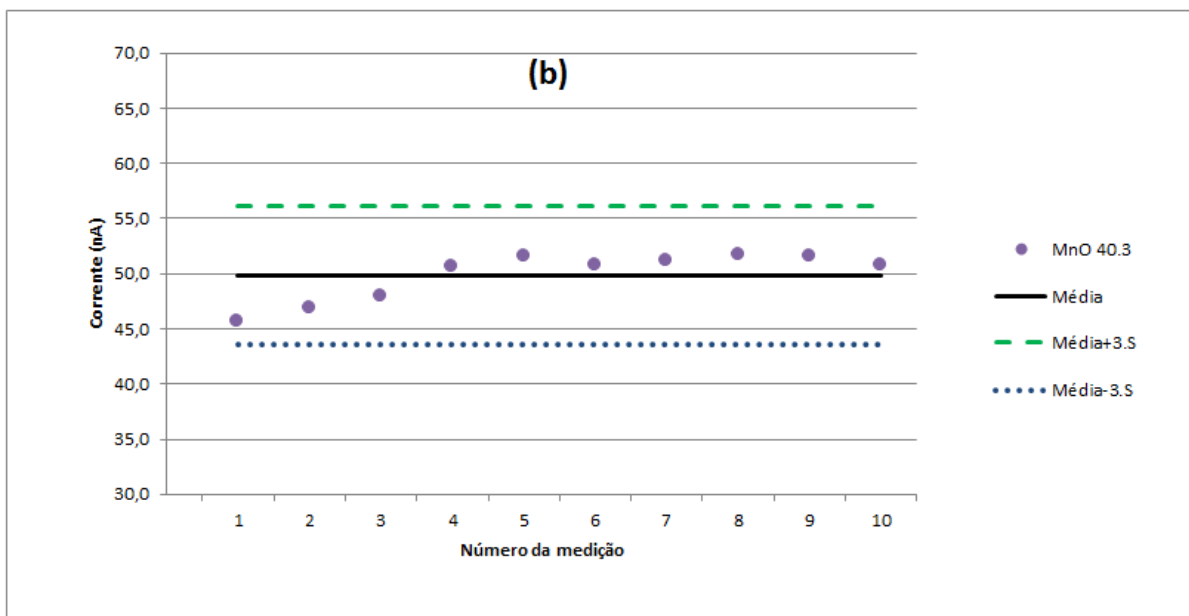
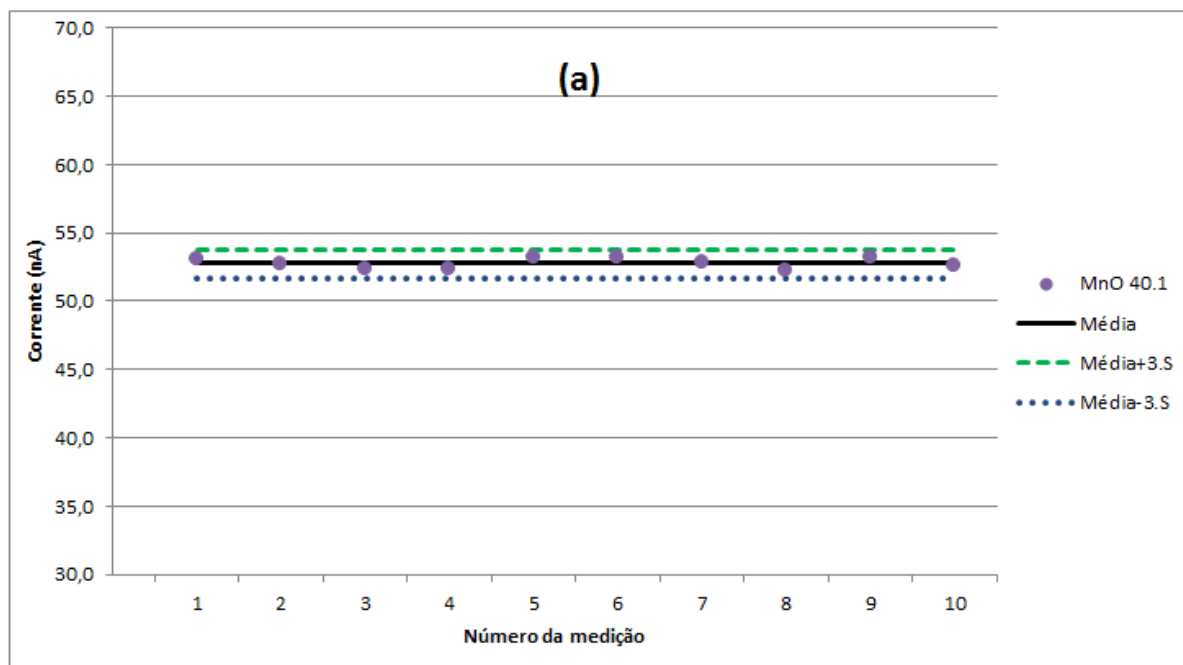


Figura 28: Repetitividade no resultado da medição para o nanofilme de MnO com espessura de 100 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.

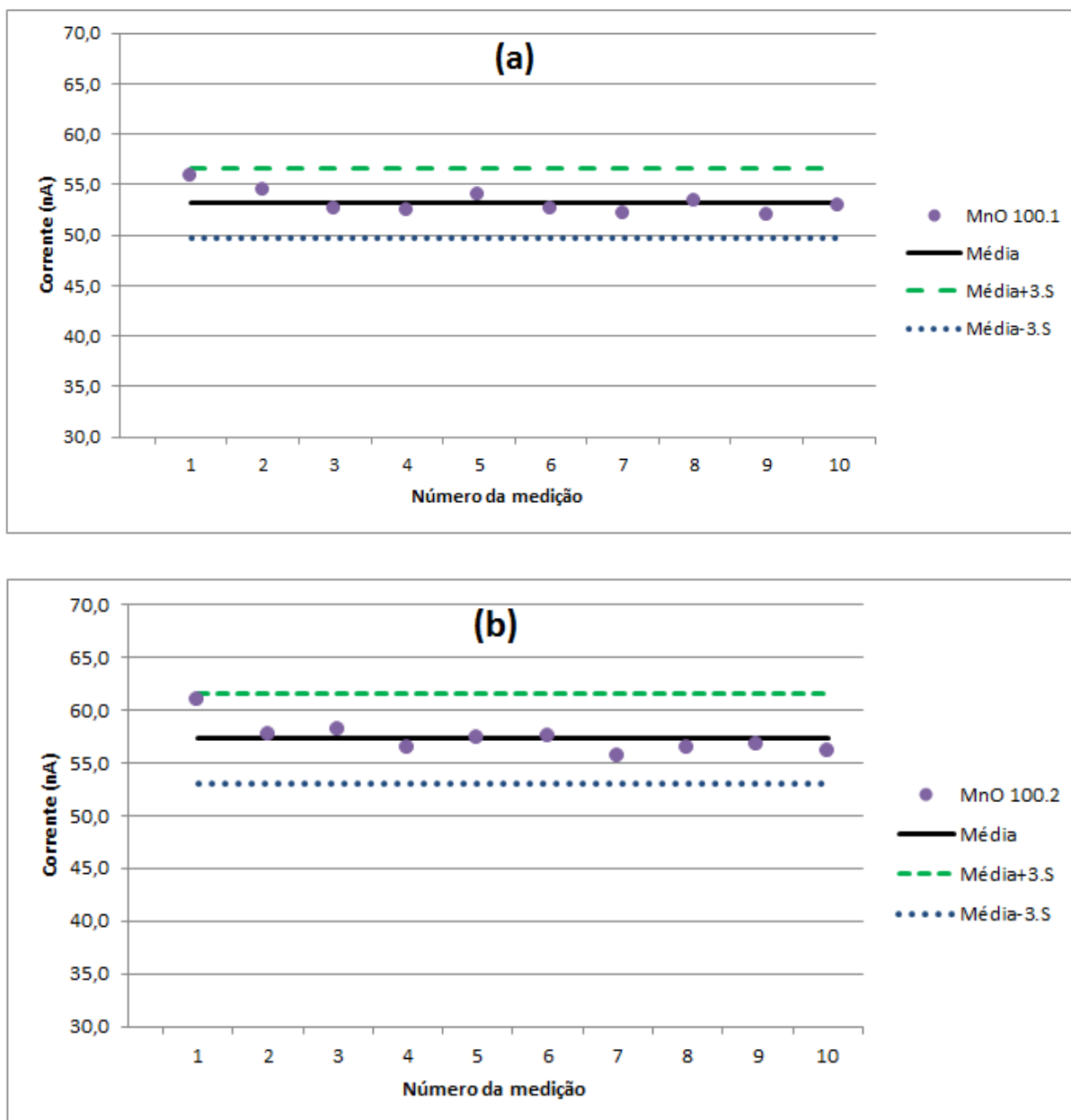
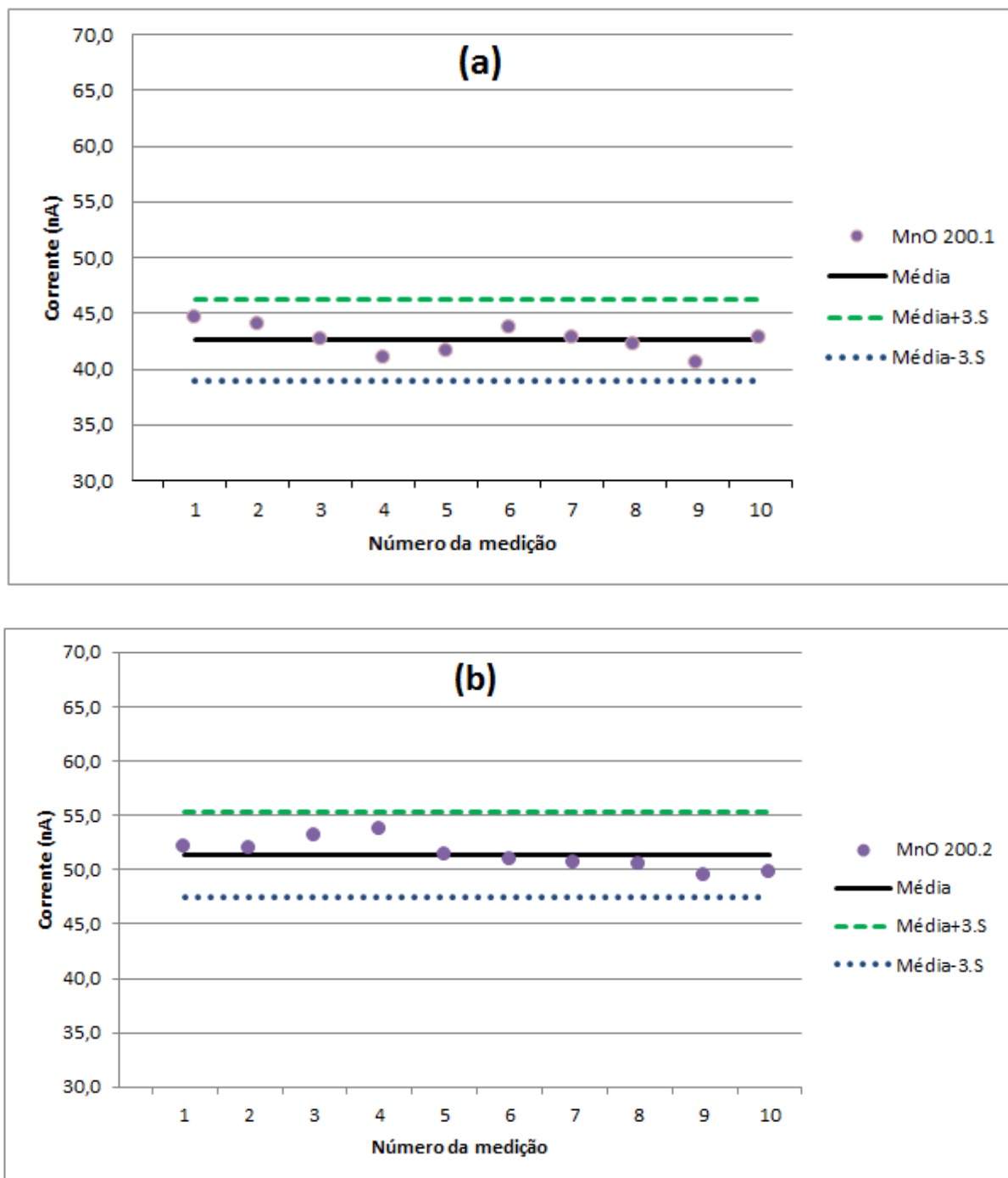


Figura 29: Repetitividade no resultado da medição para o nanofilme de MnO com espessura de 200 nm: (a) amostra 1 e (b) amostra 2.

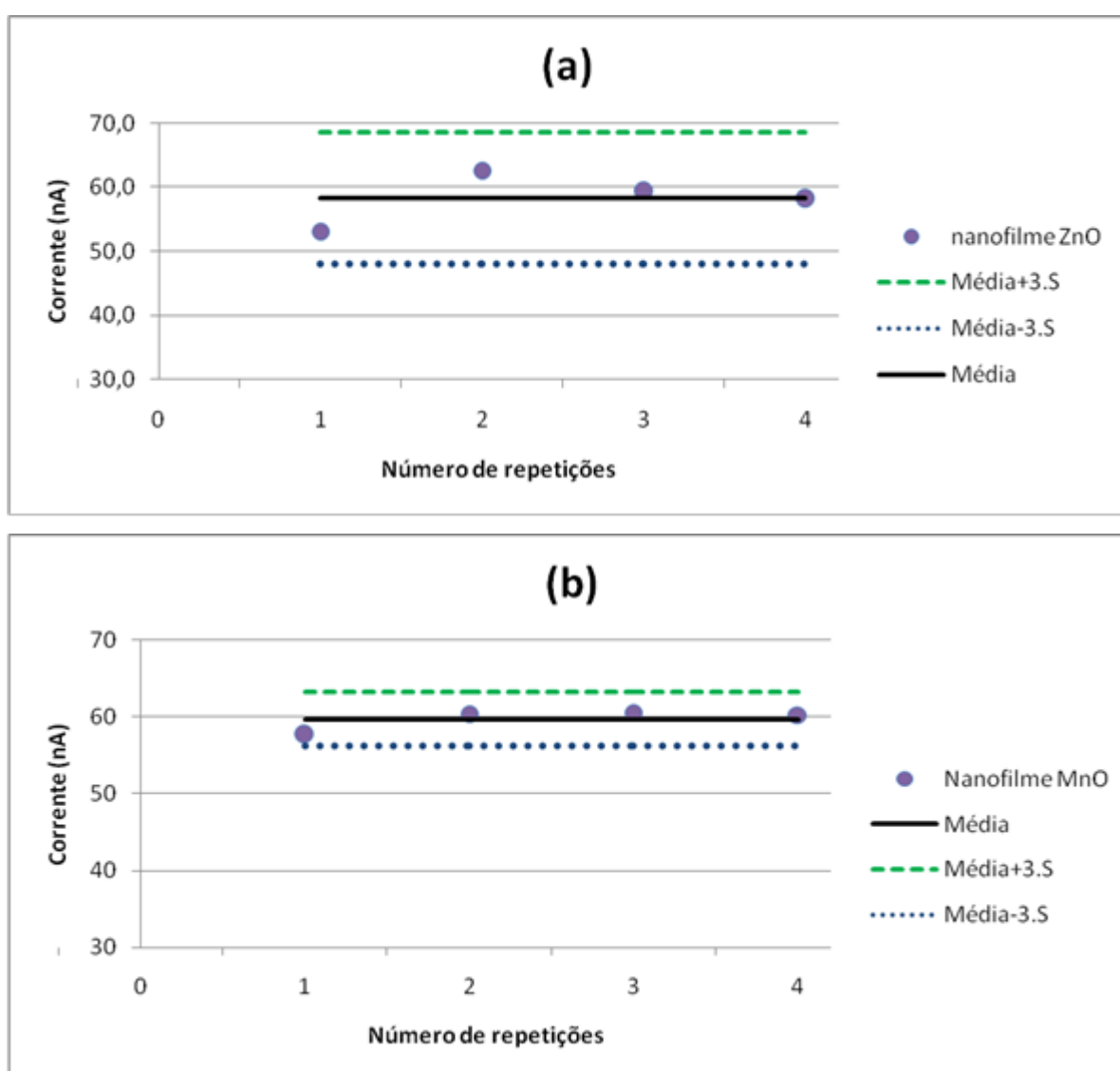


4.3 REPRODUTIBILIDADE DAS LEITURAS DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO

Para o estudo da reprodutibilidade e dos outros experimentos realizados neste trabalho, foram selecionadas as amostras de ZnO e MnO com espessuras de 330 nm e 100 nm, respectivamente, por se tratarem de valores intermediários de espessuras.

Nas Figuras 30 pode-se verificar a reprodutibilidade das leituras desses óxidos em ensaios realizados ao longo do tempo. Observa-se que a amostra de óxido de manganês apresentou uma dispersão estatística inferior aos resultados com o óxido de zinco, ou seja, os limites estatísticos estabelecidos para o nível da confiança de 99% ($M \pm 3 \cdot S$) correspondem a $\pm 5\%$ para o MnO e $\pm 17\%$ para o ZnO.

Figura 30: Reprodutibilidade no resultado da medição para os nanofilmes: (a) Nanofilme de ZnO de 330 nm e (b) Nanofilme de MnO de 100 nm.



4.4 RESPOSTA DOS NANOFILMES DE ZnO e MnO EM FUNÇÃO DA TAXA DE DOSE

As Figuras 31 e 32 apresentam a resposta em função da taxa de dose para os nanofilmes de ZnO com espessura de 330 nm e para os nanofilmes de MnO com espessura de 100 nm, respectivamente, submetidos a feixes de fótons gerados a partir de 6 MV e 10 MV, onde a taxa de dose foi variada de 300 cGy/min até 600 cGy/min, em intervalos de 100 cGy/min.

Pode-se observar que ambos os tipos de nanofilmes apresentam proporcionalidade entre a corrente produzida e a taxa de dose para as diferentes energias correspondentes aplicados no acelerador. Verifica-se também que para o feixe mais energético o sinal produzido é menor, em ambos os óxidos. Conforme esperado, uma vez que os fótons mais energéticos têm maior poder de penetração nos materiais.

Um fato importante que se pode observar é que os coeficientes angulares dos ajustes lineares para o nanofilme de MnO são idênticos para as diferentes energias de fótons utilizadas. Por outro lado, o mesmo não ocorre para o nanofilme de ZnO, pois as inclinações dos ajustes lineares são consideravelmente diferentes. Isto se deve provavelmente ao fato do elemento zinco, que tem um número atômico maior que o manganês, ter probabilidade maior de interação na faixa de energia utilizada (KNOLL, 2005).

Figura 31: Resposta do nanofilme de ZnO em função da taxa de dose parametrizado pela energia do feixe.

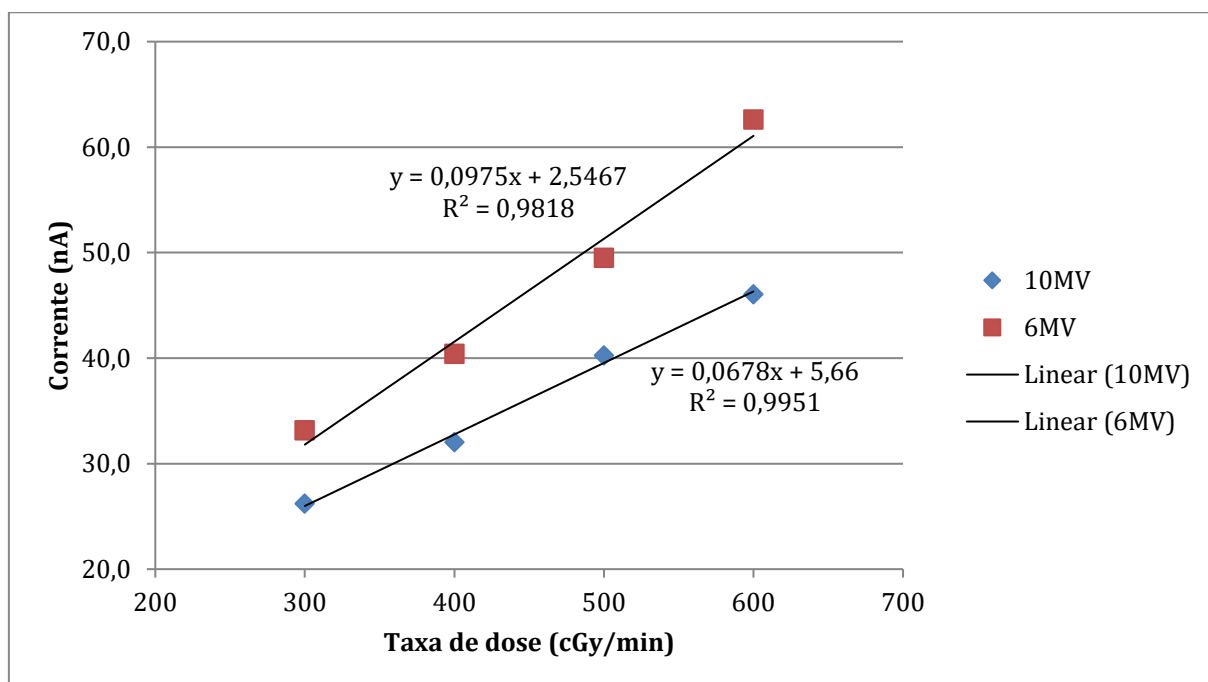
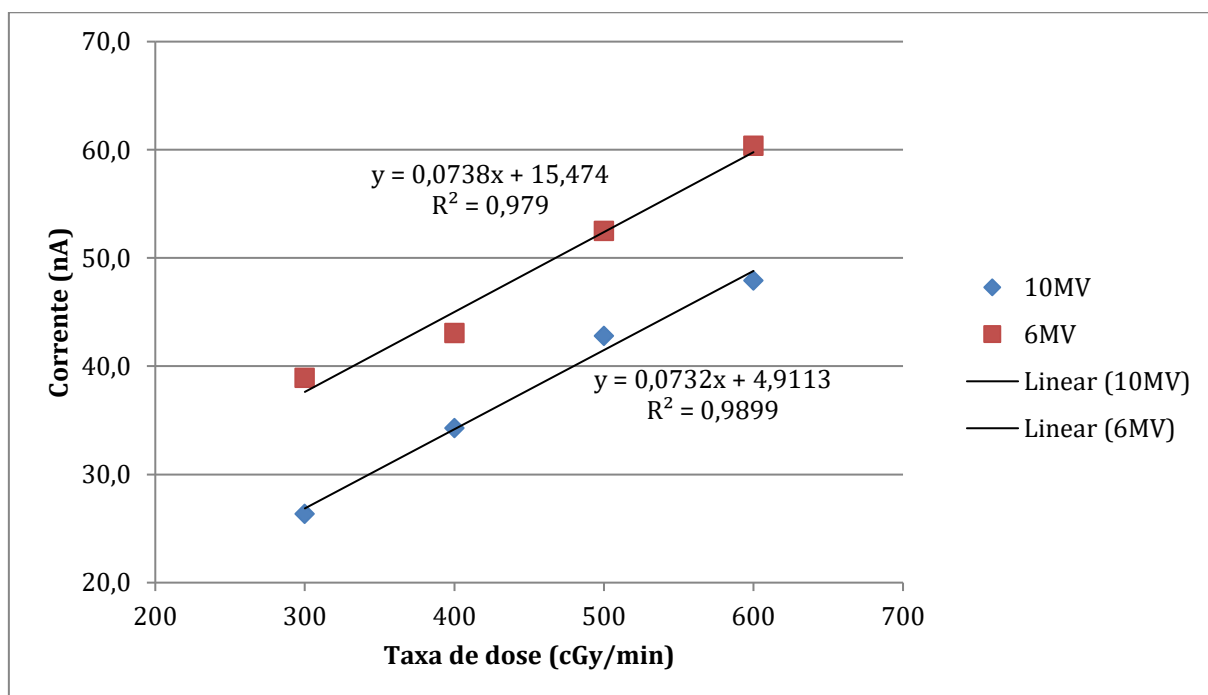


Figura 32: Resposta do nanofilme de MnO em função da taxa de dose parametrizado pela energia do feixe.

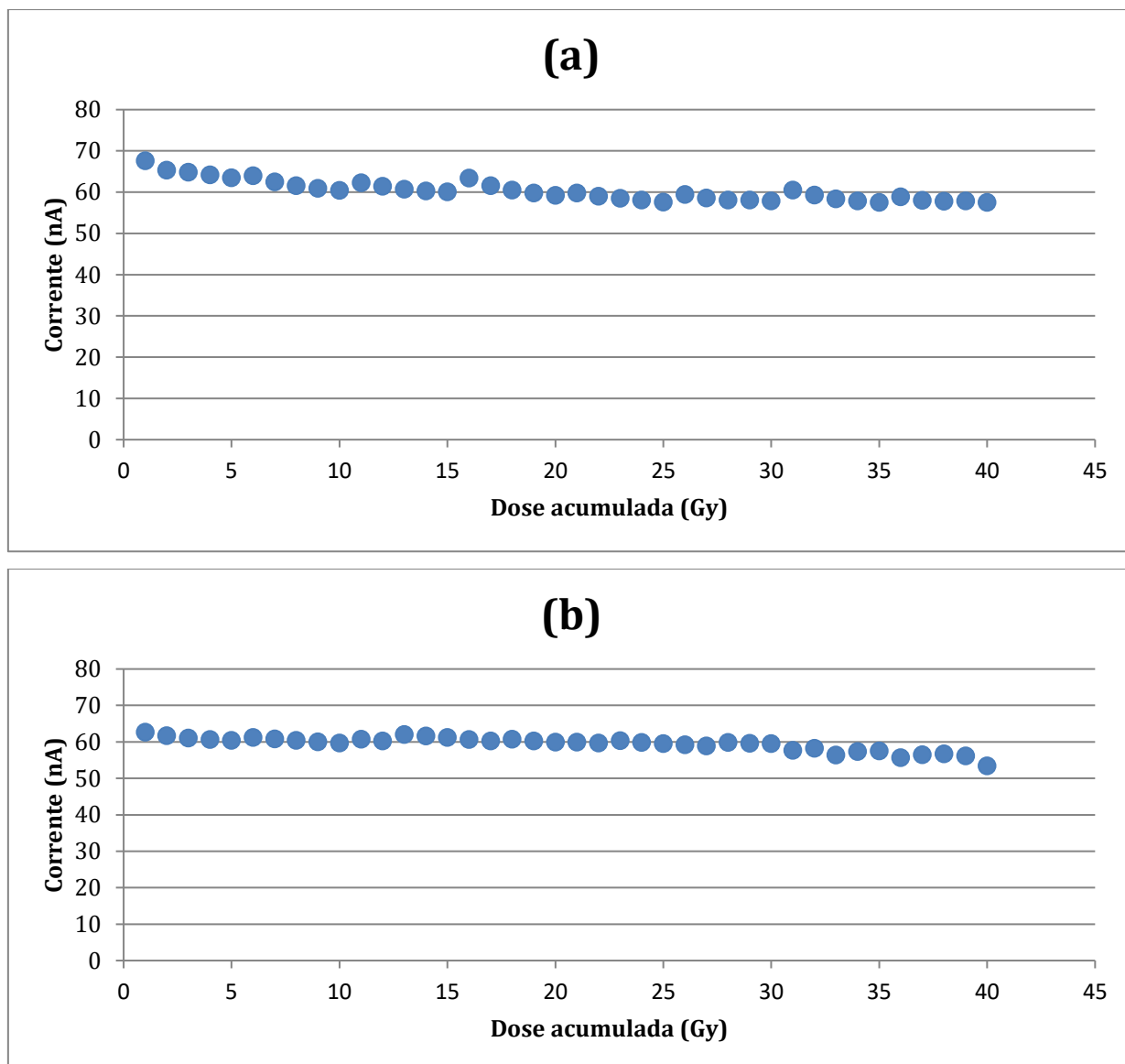


4.5 RESPOSTA DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO EM FUNÇÃO DA DOSE ACUMULADA DE RADIAÇÃO.

A Figura 33 apresenta a resposta dos nanofilmes de ZnO e MnO em função da dose acumulada quando submetidos aos feixes de raios X de radioterapia. Pode-se verificar que ambos os óxidos semicondutores apresentam comportamentos semelhantes quando expostos a uma dose acumulada de até 40 Gy. No entanto, observa-se que o nanofilme de MnO apresentou uma variação um pouco menor que o nanofilme de ZnO. Se considerar uma pré-irradiação da ordem de 10 Gy, verifica-se que para ambos os nanofilmes ocorre uma estabilidade para pelo menos mais 30 Gy, o que significaria, teoricamente, não necessitar de re-calibração para até 30 sessões de radioterapia quando utilizada uma dose máxima acumulada de até 40 Gy com uma irradiação prévia de 10 Gy. De fato, sabe-se que existem procedimentos dosimétricos (testes de controle de qualidade) a cada dia em uma clínica de radioterapia. Dessa forma, seria necessária a aplicação de fatores de correções ao nanofilme sempre que o mesmo recebesse uma dose acumulada de cerca de 30 Gy.

A relação de semelhança da variação da intensidade da corrente dos nanofilmes, pode provavelmente estar relacionada aos defeitos causados pela irradiação no substrato dos nanofilmes, isto é, o fato do substrato ser de vidro (óxido de silício), uma vez que quando exposto à radiação ionizante são geradas cargas parasitas na superfície do vidro que conseqüentemente geram um campo elétrico residual (LEROY e RANCOITA, 2007; FOWLER e EDWARDS, 1997).

Figura 33: Resposta dos nanofilmes de ZnO e MnO em função da dose acumulada no feixe de radioterapia: (a) Nanofilme de ZnO e (b) Nanofilme de MnO.



4.6 AVALIAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ANGULAR DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO

As Figuras 34 e 35 apresentam os resultados dos nanofilmes em função da variação do ângulo de incidência do feixe de radiação em relação à perpendicular da superfície dos nanofilmes de ZnO e MnO, respectivamente. Observa-se que para ângulos de -30 graus até +30 graus a variação no sinal produzido não ultrapassou $\pm 5\%$. Contudo, para ângulos maiores que +30 graus e menores que -30 graus o sinal produzido diminuiu sistematicamente, confirmando que os nanofilmes de ambos os

óxidos, nesta geometria planar, têm dependência angular. Sendo assim, para aplicações futuras como sensor em radioterapia, deve-se levar em consideração esse fato, uma vez que indica a necessidade de se manter o dispositivo perpendicular ao feixe de radiação.

Figura 34: Resposta do nanofilme de ZnO em função do ângulo de incidência do feixe de radiação.

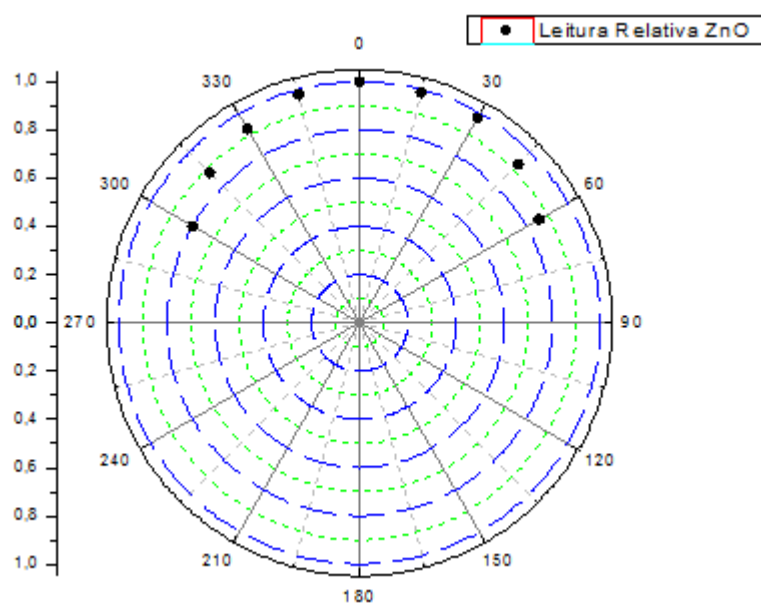
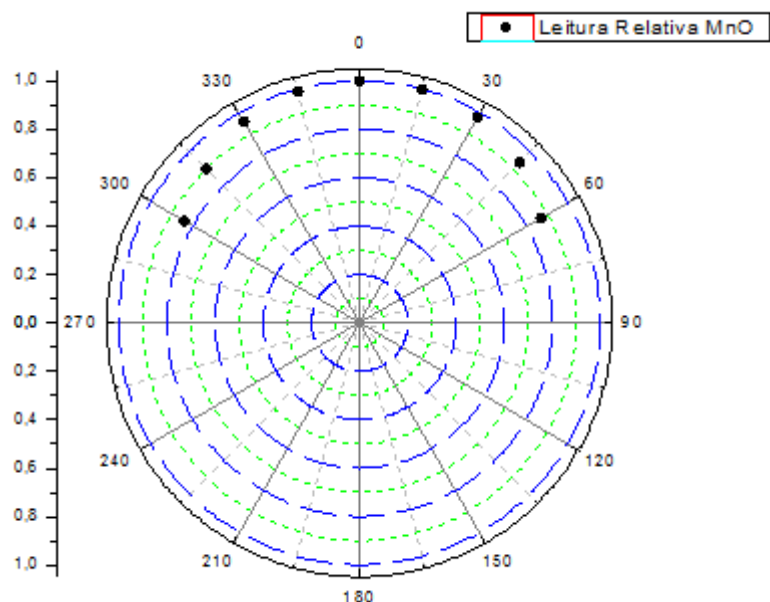


Figura 35: Resposta do nanofilme de MnO em função do ângulo de incidência do feixe de radiação.



4.7 RESPOSTA DOS NANOFILMES DE ZNO E MNO EM FUNÇÃO DO TAMANHO DO CAMPO DE RADIAÇÃO

A Tabela 1 apresenta os dados do fator de campo para os nanofilmes de ZnO e MnO em função do tamanho do campo de radiação. Foram utilizados seis diferentes tamanhos de campos de radiação para esta avaliação do fator de campo e as respostas dos materiais foram normalizadas com as leituras referentes ao campo padrão $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

De acordo com os resultados apresentados nesta tabela pode-se verificar que houve um aumento do sinal produzido por ambos os óxidos com o aumento do campo de radiação de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ até o campo de tamanho $15 \times 15 \text{ cm}^2$. No entanto, para campos maiores que este valor não houve variação na resposta dos nanofilmes estudados, indicando que o fator de campo é desprezível para tamanho de campo maior ou igual a $15 \times 15 \text{ cm}^2$. Provavelmente isso decorre do fato de que o dispositivo sensor à radiação é um nanofilme, ou seja, um material muito fino o que praticamente o torna insensível ao espalhamento que normalmente ocorre em campos maiores.

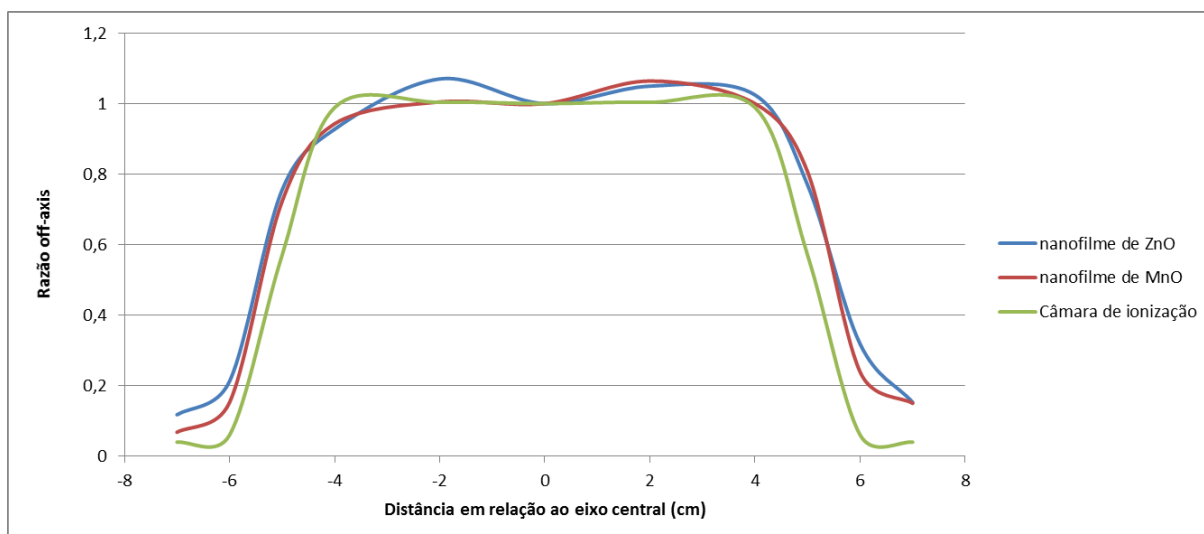
Tabela 1 – Valores das leituras relativas do fator de campo dos nanofilmes de ZnO e MnO para diferentes tamanhos de campo de radiação.

Dimensões do campo (cm²)	Fator de Campo para ZnO	Fator de Campo para MnO
5x5	0,8	0,8
10x10	1,0	1,0
15x15	2,1	2,0
20x20	2,1	2,0
25x25	2,1	2,0
30x30	2,1	2,0

4.8 RESPOSTA DA ANÁLISE DO PERFIL DE CAMPO PARA OS NANOFILMES DE ZNO E MNO

Na Figura 36 pode-se observar os perfis de campo para os nanofilmes de ZnO e MnO realizado no campo padrão 10x10 cm². Observa-se que há uma variação em torno de 5% na planura do feixe de radioterapia. Na Figura 36 está também plotado um perfil de campo de 10x10 cm² obtido com o detector padrão (câmara de ionização) para fins de comparação da delimitação do campo de radiação. Observa-se que a queda abrupta na intensidade do feixe ocorre de forma similar entre os nanofilmes e a câmara de ionização.

Figura 36: Perfis de campo para os nanofilme de ZnO e MnO e câmara de ionização.



4.9 RESPOSTA DA PORCENTAGEM DE DOSE EM PROFUNDIDADE (PDP) PARA OS NANOFILMES DE ZNO E MNO

As Figuras 37 e 38 apresentam a resposta com a porcentagem da dose em profundidade (PDP) dos nanofilmes de ZnO e MnO, respectivamente, cujas PDP's foram calculadas utilizando a equação 4. Observa-se que para os dois tipos de nanofilmes o resultado da PDP diverge do resultado para a câmara de ionização, que é o detector padrão utilizado em radioterapia. Portanto, o fato de se tratar de um nanofilme e ser um estudo pioneiro indica que serão necessários, provavelmente, outros procedimentos experimentais para verificar o que realmente está divergindo no comportamento neste novo tipo de detector. Um resultado semelhante já foi reportado por Silva em 2008 utilizando um dispositivo eletrônico semiconductor (fototransistor), no qual a curva de PDP obtida com o fototransistor divergiu da curva de PDP obtida com a câmara de ionização.

Figura 37: Porcentagem de dose profunda para o nanofilme de ZnO e câmara de ionização.

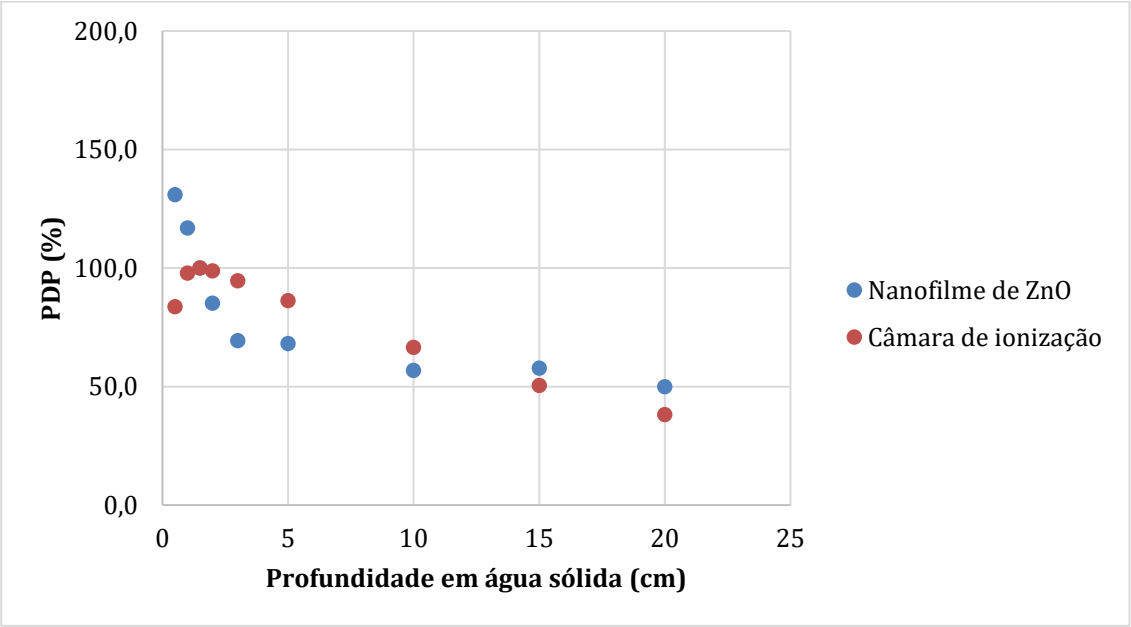
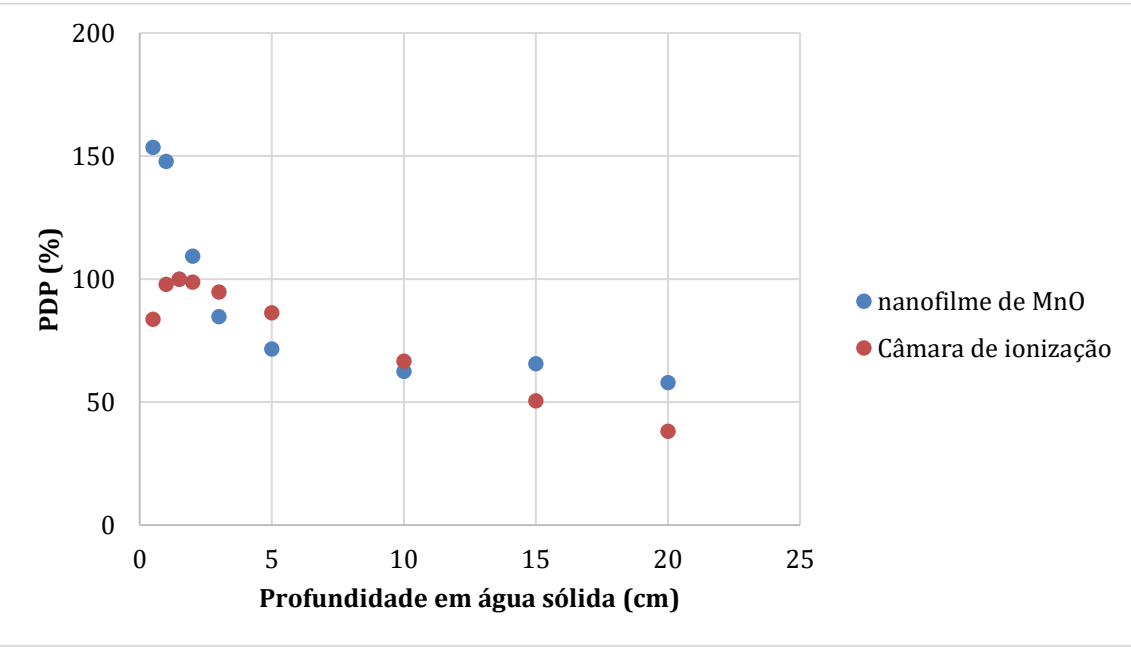


Figura 38: Porcentagem de dose profunda para o nanofilme de MnO e câmara de ionização.



5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com os resultados apresentados neste trabalho, para os experimentos realizados com os nanofilmes de ZnO e MnO em feixes de fótons de radioterapia, pode-se concluir que:

- 1- A caracterização elétrica dos nanofilmes, independentemente do tipo de óxido e de sua espessura, demonstrou que esses materiais possuem um comportamento ôhmico.
- 2- Os nanofilmes apresentaram repetitividade e reprodutibilidade do sinal produzido na mensuração da intensidade fotônica do feixe de radioterapia, e não apresentaram uma variação significativa das suas leituras até a dose acumulada de 40 Gy.
- 3- Os nanofilmes de ambos os óxidos apresentaram um sinal de corrente elétrica de saída praticamente linear com a taxa de dose para as duas energias de feixes de fótons de raios X utilizadas (6MV e 10MV), sendo que o nanofilme de MnO teve a mesma sensibilidade para ambas as energias, ao passo que o nanofilme de ZnO apresentou coeficientes angulares diferentes.
- 4- Os nanofilmes apresentaram uma dependência angular indicando a necessidade de se utilizar o dispositivo perpendicular à incidência do feixe de radiação.
- 5- Com relação ao fator de campo verifica-se que há uma dependência com os tamanhos de campo de 5x5 cm² e 10x10 cm². No entanto, a partir do tamanho de campo de 15x15 cm² essa dependência desaparece para ambos os óxidos.
- 6- Em relação ao perfil de campo observou-se que a delimitação do campo de radiação utilizando os nanofilmes está congruente com o resultado de um detector padrão, além de apresentar uma variação menor que 10% na leitura relativa dentro do campo de radiação.

- 7- As medidas de porcentagem de dose em profundidade (PDP) apontaram que o dispositivo nanofilme diverge com relação ao resultado encontrado com o detector padrão.
- 8- Este dispositivo é uma inovação ao estado da técnica, e pode ser uma opção no futuro para ser recomendado por organismos internacionais para uso na área de dosimetria.

REFERÊNCIAS

ALKIS, S., TEKCAN, B., NAYFEH, A., OKYAY, A.K. UV/vis range photodetectors based on thin film ALD grown ZnO/Si heterojunction diodes. **J. Opt.**, Vol.15, No. 10, pp. 105002- 105007, 2013.

ARSHAK, K., ARSHAK, A., ZLEETNI, S., KOROSTYNSKA, O. Thin and thick films of metal oxides and metal phthalocyanines as gamma radiation dosimeters. **IEEE Trans. on Nucl. Scienc**, Vol. 51, No. 5, pp.2250-2255, 2004.

ARSHID, M.A., EMMA, A.C, DARREL, E., PATTERSON, A. Photocatalysis with nanostructured zinc oxide thin films: The relationship between morphology and photocatalytic activity under oxygen limited and oxygen rich conditions and evidence for a Mars Van Krevelen mechanism. **Appl. Catal. B: Environmental**. Vol.97, pp. 168-181, 2010.

ATTIX, F.H. **Introduction to Radiological, Physics and Radiation Dosimetry**. Weinheim: John Wiley & Sons, 2004.

AZAROV, A., WENDLER, E., LORENZ, K., MONAKHOV, E. Effect of buried extended defects on the radiation tolerance of ZnO. **Appl. Phys. Lett.**, Vol. 110, pp.172103-1-172103-5, 2017.

BARBOSA, R.; COSTA, E. G.; VIEIRA, L. G. F.; SILVA, A. E. D. Efeito do ZnO obtido pelo Método Sol-gel na Microestrutura e nas Propriedades Elétricas dos Varistores. **Jornadas SAM – CONAMET - AAS**, São Paulo, pp. 1167-1174, 2001.

BARTHER, J., Eletronic Dosimeters based on Solid State Detectors. **Nucl. Instrum. Met. Phys. Res.**, Vol. 184, Section B, pp. 158-189, 2001.

BITELLI, T. **Física e dosimetria das radiações**. Rio de Janeiro: Atheneu, 2008.

BOURLAND, J.D.; HENDEE, W.R.; GOSSMAN, M.S. Image-Guided radiation therapy. **Med. Phys.** Vol 39, pp.3520-3521, 2012.

CALISTER, W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais**. 7. ed. São Paulo: LTC, 2007.

CHIGANE, M.; ISHIKAWA, M. Manganese Oxide Thin Film Preparation by Potentiostatic Electrolyses and Electrochromism. **Journal of the Electrochemical Society**. Vol, 147, pp 2246–2251, 2000.

CHUN, K.J.; HAH, H.S.; KIM, H.M.; GWANG H.Y. Application of Unfolding Technique to HPGe Detector Using Response Functions Calculated with the EGS4 Monte Carlo Code. **J. Radiat. Res.**, No.47, pp.27-40, 2006.

CRUZ-VÁZQUEZ, C., ORANTE-BARRÓN, V.R., CASTANO, V.M., BERNAL, R. Thermally stimulated luminescence of new ZnO-CdSO₄ exposed to beta radiation. **Science direct**, No. 61, pp.1097-1100, 2006.

D'ERRICO, F. Dosimetric Issues in Radiation Protection of Radiotherapy Patients. **Radiation Protection Dosimetry**. Vol.118, No.2, pp. 205-212, 2006.

FELIX, J.F.; SILVA, F.E.; VASCONCELOS, A.E.; AZEVEDO, M.W. Tailoring the Electrical Properties of ZnO/Polyaniline Heterostructures for Device Applications. **Journal of the Korean Physical Society**, Vol.58, No.5, pp.1256-1260, 2011.

FIGUEIREDO, V. ELANGO VAN, E. GONCALVES, G. BARQUINHA, P. PEREIRA, L. FRANCO, N. ALVES, E. R. Effect of post-annealing on the properties of copper oxide thin films obtained from the oxidation of evaporated metallic copper. **Applied Surface Science**, Vol. 254, pp. 3949-3954, 2008.

FOWLER, W.B.; EDWARDS, A.H. Theory of defects and defect processes in silicon dioxide. **Journal of non-crystalline solids**, No 222, pp. 33-41, 1997.

GREENE, J.E. **Handbook of Deposition Technologies for Films and Coating**. 3.ed. [SI]: Elsevier, 1994.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J.. **Fundamentos de Física**. 8 ed. Rio de Janeiro: LTC, Vol. 4, 2013.

HARUYUKI, E.; TETSUYA, C.; KAZUYUKI, M.; NARITA, S.; KASHIWABA, Y. Fabrication and Characterization of a ZnO X-ray Sensor Using a High-resistivity ZnO Single Crystal Grown by the Hydrothermal Method. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research a**. [SI]: Elsevier, Vol. 665, pp.15-18, 2011.

HOSONO, M. Y. H.; KAWAZOE, H. "Novel oxide amorphous semiconductors: Transparent conducting amorphous oxides", **Non Cryst. Solids**, Vol. 203, pp. 334-344, 1996.

HU, Y., ZHU, H., WANG, J., CHEN, Z. Facile chemical synthesis of nanoporous layered δ -MnO₂ thin film for high-performance flexible electrochemical capacitors. **Journal of Alloys and Compounds**, Vol. 279, No 509, pp. 193-201, 2013.

HUGHES, R.C., HUFFMAN, D., SNELLING, J.V., ZIPPERIAN, T.E., RICCO, A.J., KELSEY, C.A. Miniature radiation dosimeter for in vivo radiation measurements. **Int J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.**, Vol. 14, No. 5, pp.963-967, 1988.

INAMDAR, S.I., RAJPURE, K.Y. High-performance metal–semiconductor–metal UV photodetector based on spray deposited ZnO thin films. **Journ. of All. and Comp.**, No. 595, pp.55-59, 2014.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Viena: IAEA, 2005.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **TRS-398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. Austria, 2000.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 977: **Medical electrical equipment-medical electron accelerators- guidelines or functional performance characteristic**. Gêneve, 1989.

JAGADISH, C.; PEARTON, S.J. **Zinc oxide bulk, thin films and nanostructures: processing, properties and applicacations**. 1 ed. Amsterdam: Elsevier, 2006.

JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **The Physics of Radiology**. 4 ed. USA: Charles C Thomas, 2000.

KALTOFEN, R.; SEBALD, T.; WEISE, G. Low-energy Ion Bombardment Effects in Reactive RF Magnetron Sputtering of Carbon Nitride Films. **Thin Solid Films**, pp.308-309, 2007.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J.P. **The Physics of Radiation Therapy**. 5 ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

KAZUTO, K.; TAKAHIRO, A.; FUJIMOTO, R.; SASA, S.; YANO, M.; KUME, K. Radiation hardness of single-crystalline zinc oxide films. **Phy. Stat. solid.**, No. 7, pp.1577-1579, 2012.

KIM, K.J., PARK, Y.R. Sol–gel growth and structural and optical investigation of manganese-oxide thin films: structural transformation by Zn doping. **J. Cryst. Growth.**, No. 270, pp. 162–167, 2004.

KITTEL, C. **Introdução à física do estado sólido**. 8.ed. [S.L]: LTC, 2006.

KNOLL, G.F. **Radiation, Detection and Measurement**. 4.ed. United States: Wiley, 2000.

KUDO, A.; YANAGI, H.; HOSONO, H. AND KAWAZOE, H. "A new p-type conductive oxide with wide band gap, SrCu₂O₂", in **Symposium on Advances in Laser Ablation of Materials at the 2008 MRS Spring Meeting**, San Francisco, pp. 299-303, 2008.

LEI, Y.; DAFFOS, B.; TABERNA, P.L.; SIMON, P.; FAVIER, F. MnO₂-coated Ni nanorods: Enhanced high rate behavior in pseudo-capacitive supercapacitor, **Electrochim. Acta.**, Vol. 55, pp.7454–7459, 2010.

LEROY, C.; RANCOITA, P.G. Particle interaction and displacement damage in silicone devices operated in radiation environments. **Reports on Progress in Physics**, No.70, pp. 493-625, 2007.

LIMA, R.M.C, MEDEIRO, R.A, FONSECA, M.G., DHERE, N.G, SHINDE, O., SCHNELLER, E., PINHEIRO, W.A., FERREIRA, C.L, CRUZ, L.R. Caracterização de células solares de filmes finos de CIGS. **Revista matéria**. Vol. 22, pp.1-8, 2017.

LUND, J.C.; OLSCHNER, F.; BURGER, A. Semiconductors for Room Temperature Nuclear Detector Applications. **Semiconductors and Semimetals**, vol.43, San Diego: Academic Press, 1995.

MAGALHÃES, C.M.S.; SOBRINHO, M.L.; SOUZA, D.N.; FILHO, J.A.; SILVA, E.F.J.; SANTOS, L.A.P. A novel dosimetry system for computed tomography using phototransistor. **Radiation Measurements**, No.47, pp.30-33, 2012.

MAISSEL, L.L; GLANG, R. **Handbook of Thin Film Technologies for Films**. United States: McGraw-Hill Companies, 1970.

MARANA, N.L., SAMBRANO, J.R., SOUZA, A.R. Propriedades eletrônicas, estruturais e constantes elásticas do ZnO. **Quím. Nova**. Vol.33 No.4, pp.810-815, 2010.

MARTIN, L.W.; CHU, H.Y.; RAMESH, R. Advances in the growth and characterization of magnetic, ferroelectric, and multiferroic oxide thin films. **Materials Science and Engineering: Reports**. Vol 68, pp.89-133, 2010.

NAGARAJAN, A. D. D. R.; SLEIGHT, A. W.; TATE, J. "p-type conductivity in CuCr_{1-x}Mg_xO₂ films and powders", **appl. Phys**, vol. 89, 2001.

NEELKANTH, G.D. Control of thickness and composition uniformity in sputtered superconducting thin films. **Science and Technology of Thin Film Superconductors**. pp. 85-90, 1990.

NOGUEIRA, R. F. P.; JARDIM, W. F. A Fotocatálise Heterogênea e sua Aplicação Ambiental. **Química Nova**, Vol. 1, No.21, pp. 69-72, 1997.

OHRING, M. **The Materials Science of Thin Films**, 1991.

PANG, S. C., ANDERSON, M. A. Novel electrode materials for electrochemical capacitors: part ii. Material characterization of sol-gel-derived and electrodeposited manganese dioxide thin films. **J. Mater. Res.**, Vol.15, No.10, pp.2096-2106, 2000.

PASCHOAL, C.M.M.; SOUZA, D.N.S.; SANTOS, L.A.P.: Measurement of Single Scan Dose Profiles in CT Using a Commercial Photodiode. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, vol.60, No.2, pp.735-738, 2013.

PODGORSK, E. B. **Review of Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students**. Educational Reports Series. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2003.

RAMIREZ, J. I., YUANYUAN V. L., BASANTANI, H., LEEDY, K., BAYRAKTAROGU, B., JESSEN, G.H., JACKSON, T.N. Radiation-Hard ZnO Thin Film Transistors. **IEEE Trans. Nucl. Sci** Vol. 62, pp.1399-1404, 2015.

RANA, V.S, RAJPUT, J.K., PATHAK, T.K., PUROHIT, L.P. Multilayer MgZnO/ZnO thin films for UV photodetectors. **Journal of Alloys and Compounds**. No 764, pp. 724-729, 2018.

REDDY, R.N., REDDY, R.G. Sol-Gel MnO₂ as an Electrode Material for Electrochemical Capacitors. **Journal of Power Sources**, Vol. 124, No. 1, pp. 330-337, 2003.

REDDY, R.N., REDDY, R.G. Synthesis and electrochemical characterization of amorphous MnO₂ electrochemical capacitor electrode material. **Journal of Power Sources**, Vol. 132, No. 1, pp. 315-320, 2004.

RINCON M., GETINO J.M., ROBLA J.I., GARCIA HIERRO J., MOCHON J., AND BUSTINZA I. Gas Sensor Array For VOC's Monitoring In Soils Contamination. **Ingenieria**, pp. 45-54, 2010.

SHARMA, R. K., OH, H.S., SHUL, Y.G., KIM, H. Carbon-supported, nano-structured, manganese oxide composite electrode for electrochemical supercapacitor. **J. Power Sources**. Vol. 173, pp.1024-1028, 2007.

SAHI, S., CHEN, W. Luminescence enhancement in CeF₃/ZnO nanocomposites for radiation detection. **Radiat. Meas.** Vol.59, pp.139-143, 2013.

SANCHEZ, L., FARAY, J., PEREIRA-RAMOS, J.P, HERNAN, L., MORALES, J., TIRADO, L. Low-temperature mixed spinel oxides as lithium insertion compounds. **J Mater Chem**. No.6 pp. 37-39, 1996.

SCAFF, L.A.M. **Física da Radioterapia**. São Paulo: SARVIER, 2002.

SHIMAKAWA, K. ; NARUSHIMA, S.; HOSONO, H. AND KAWAZOE, H. "Electronic transport in degenerate amorphous oxide semiconductors", **Philosophical Magazine Letters**, Vol. 79, pp. 755-761, 2010.

SHISHIYANU S.T, SHISHIYANU T.S, LUPAN O.I. Sensing characteristics of tin-doped ZnO thin films as NO₂ gas sensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*. Vol. 1, No 107, pp.379-386, 2005.

SHON, C.H.; LEE, J.K. Modeling of magnetron sputtering plasmas. **Applied Surface Science**, No.192, pp.258-269, 2002.

SILVA, J. O. **Avaliação dos parâmetros dosimétricos em feixes de fótons de radioterapia usando fototransistor SMT**. Dissertação de Mestrado. Departamento de Energia Nuclear. Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2008.

SILVA, J. O.; Magalhães, C. M. S.; Filho, J. A.; Santos, L. A. P.; Santos, W. M. Avaliação da resposta de fototransistores bipolares SMT como detectores em feixes de fótons de megavoltagem gerados por um acelerador linear. **Scientia Plena**, Vol. 3, No. 7, 2007.

SZELES, C. CdZnTe semiconductor detectors for spectroscopic x-ray imaging. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, Vol.55, No.1, pp.572-582, 2008.

TATE, M. K. J. J.; DRAESEKE, A. D. ULBRICH, T.; SLEIGHT, A. W. p-type oxides for in transparent diodes. **Thin Solid Films**, Vol. 411, 2002.

UEDA, T. H. K; YANAGI, H.; KAWAZOE, H. HOSONO, H.; OHTA, M. "Epitaxial growth of transparent p-type conducting use CuGaO₂ thin films on sapphire (001) substrates by pulsed laser deposition", **Appl. Phys**, Vol. 89, 2001.

WAGNER, R.S.; VOORHOEVE, R.J.H. Kinetics and Thermodynamics of Thin-film Deposition. **Journal Applied Physics**. Vol 42, No 10, pp. 394-395, 2002.

WAGER, J.F. "Transparent Electronics", **Applied Physics**, Vol 40, pp.1020-1025, 2009.

WANG, K. **"Transparent Oxide Semiconductors: Fabrication, Properties, and Applications"**, Doctor of Philosophy in Electrical and Computer Engineering Thesis, 2008.

WILLIAMS. J.R; THWAITES, D.I. **Radiotherapy Physics: in Praticce**. 2ed. UK: Oxford University Press, 2000.

YAMADA, N.; HITOSUGI, T.; HOANG, N. L. H. Structural Electrical and Optical Properties of Sputter-deposited Thin Films. **Thin Solid Films**. Vol.516, pp.5754-5757, 2007.

YANAGI, T. H. H; IBUKI, S.; UEDA, K. AND HOSONO, H. "Bipolarity in electrical conduction of transparent oxide semiconductor CuInO_2 with delafossite structure", **Appl. Phys. Lett**, vol. 78, pp. 1583-1585, 2010.

ZHANG, J.; GAO, L. Synthesis and characterization of nanocrystalline tin oxide by sol-gel method. **J Solid State Chem**, Vol. 40, pp 1425-143, 2004.