



UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Dirceu Dias Pereira

**CARACTERIZAÇÃO DO PLA E DESENVOLVIMENTO DO PROJETO
DE FANTOMA DE OLHO A PARTIR DE IMPRESSÃO 3D PARA
DOSIMETRIA DE PROCEDIMENTOS RADIOTERÁPICOS E DE
RADIODIAGNÓSTICO**

Rio de Janeiro

2017

Dirceu Dias Pereira

**CARACTERIZAÇÃO DO PLA E DESENVOLVIMENTO DO PROJETO
DE FANTOMA DE OLHO A PARTIR DE IMPRESSÃO 3D PARA
DOSIMETRIA DE PROCEDIMENTOS RADIOTERÁPICOS E DE
RADIODIAGNÓSTICO**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Odair Dias Gonçalves

Co-orientadora: Prof. Dr^a Simone Coutinho Cardoso

Rio de Janeiro

2017

CIP - Catalogação na Publicação

PP436c Pereira, Diceu Dias
CARACTERIZAÇÃO DO PLA E DESENVOLVIMENTO DO
PROJETO DE FANTOMA DE OLHO A PARTIR DE IMPRESSÃO 3D
PARA DOSIMETRIA DE PROCEDIMENTOS RADIOTERÁPICOS E
DE RADIODIAGNÓSTICO / Diceu Dias Pereira. -- Rio de
Janeiro, 2018.
99 f.

Orientador: Odair Dias Gonçalves.
Coorientadora: Simone Coutinho Cardoso.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) -
Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto
de Física, Bacharel em Física Médica, 2018.

1. Fantoma de olho. 2. Coeficiente de Atenuação.
3. Dosimetria. 4. Polí(ácido lático). 5. PLA. I.
Gonçalves, Odair Dias, orient. II. Cardoso, Simone
Coutinho, coorient. III. Título.

Dirceu Dias Pereira

**CARACTERIZAÇÃO DO PLA E DESENVOLVIMENTO DO PROJETO DE
FANTOMA DE OLHO A PARTIR DE IMPRESSÃO 3D PARA DOSIMETRIA DE
PROCEDIMENTOS RADIOTERÁPICOS E DE RADIODIAGNÓSTICO**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica

Aprovado em: ____ de ____ de ____.

BANCA EXAMINADORA

Dr^a. Lucía Viviana Canevaro – IRD/CNEN

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa – IRD/CNEN

Dr. Hugo de Luna – IF/UFRJ

Dr. Odair Dias Gonçalves – IF/UFRJ (orientador)

AGRADECIMENTOS

Desde a entrada no curso de Licenciatura em Física pela Universidade Federal de Rondônia (UNIR) em 2012 até a conclusão do curso de Bacharelado em Física Médica pela Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) em 2017, muitos amigos surgiram e muitos se perderam no tempo e este texto de agradecimento, de forma alguma, conseguirá alcançar todos aqueles que contribuíram para que eu me tornasse a pessoa que sou hoje.

Agradeço a Deus porque durante minha vida houve muitas coincidências demais para que eu as considere somente coincidências.

Agradeço à minha mãe Marta Dias Pereira que, mesmo sem saber ao certo no que eu me meti, me apoiou incondicionalmente e para que saiba que sem ela eu nunca teria conseguido.

Agradeço ao meu pai José Antônio Gomes Pereira que fez, mesmo que de uma forma errada, o melhor que pode para me ensinar o caminho correto.

Agradeço às minhas irmãs Cynthia Dias Pereira, Bianca Dias Pereira e Érika Gomes Pereira por compreenderem que, as vezes, os sonhos nos levam para longe de quem amamos.

Agradeço à Camila Andrade, minha companheira de vida, por me apoiar nesta empreitada, mesmo que isto tenha lhe custado muita resiliência ao longo dos anos. Além disso, por me proporcionar a alegria maior, a alegria de ser o pai de uma garotinha, que está a caminho, chamada Ayla Andrade Dias.

Agradeço ao amigo e professor Artur Moret por ter me mostrado um mundo chamado Física Médica e ter dado início a esta loucura.

Agradeço à Semayra Gomes por ter me motivado a superar todas as barreiras impostas e nunca ter duvidado da minha capacidade de superá-las.

Agradeço ao amigo e colega de trabalho Carlos Lima por me motivar a buscar algo melhor e a me arriscar por um caminho diferente.

Agradeço ao amigo e professor Wagner A. Alves por ter me recebido de braços abertos e por ser uma referência como pessoa e professor.

Agradeço aos meus orientadores Odair Dias Gonçalves e Simone Coutinho Cardoso pela paciência e ensinamentos neste último ano de graduação.

Agradeço a todos os meus amigos de UFRJ, especialmente Juan Valani, Felipe Marques e Pedro Durão, pelo apoio em momentos de desespero.

Dirceu Dias Pereira

Fevereiro de 2018

RESUMO

Procedimentos médicos que utilizam radiação ionizante devem ser rigorosamente controlados a fim de evitar exposições desnecessárias ao paciente e ao profissional ocupacionalmente exposto. A dose não desejada nos órgãos de risco associados à região dos olhos em procedimentos de radioterapia de cabeça é crítica, alcançando facilmente valores que podem causar o surgimento de efeitos determinísticos. Este quadro também pode ocorrer com os profissionais ocupacionalmente expostos em procedimentos de radiodiagnóstico. Este trabalho faz parte de uma iniciativa que visa o desenvolvimento de técnicas e dispositivos para minimizar a exposição desnecessária da região dos olhos em procedimentos de radioterapia e radiodiagnóstico e tem como objetivo o projeto para desenvolvimento de um fantoma de olho para ser adicionado ao fantoma antropomórfico Alderson-Rando, utilizando impressão 3D, para dosimetria destes procedimentos. Um dos principais fatores a serem considerados na escolha da matéria prima para impressão é a adequação destes matérias na simulação de tecidos humanos. Diversos artigos na literatura já estudaram as características de interação da radiação com a matéria prima de impressão 3D. O PLA é um dos polímeros mais utilizados nesse sistema, apresentando características de interação com a radiação ionizante semelhantes às características de tecidos moles, sendo portanto conveniente para a construção do fantoma, devendo, entretanto, ser caracterizado quanto às suas propriedades de atenuação e espalhamento da radiação. As dificuldades na verificação experimental precisa e acurada do coeficiente de atenuação faz com que essa medida tornasse, em sí, um segundo objetivo do trabalho. Determinamos o coeficiente de atenuação do PLA utilizando um tubo de raios X e uma fonte de Amerício-241. Os resultados e metodologia usados nessa determinação são mostrados na primeira parte deste trabalho, enquanto que na segunda detalhamos o projeto do fantoma.

Palavras-chave: Fantoma de olho; Coeficiente de Atenuação; Dosimetria; Poli(ácido lático); PLA.

ABSTRACT

Ionizing radiation in medical procedures should be monitored to avoid unnecessary dose delivered to patients or occupationally exposed professionals. The undesired dose due to radiotherapy procedures in the patient's organs-at-risk, on the eye's region, is critical, easily reaching the values of doses that may cause deterministic effects. This situation can also occurs with occupationally exposed professionals in radio-diagnostic procedures. This study is part of a broader initiative aiming to develop techniques and devices to minimize unnecessary exposure of the eye in radiotherapy and radio-diagnostic procedures. An eye phantom was projected to be building using a 3D printer and to be coupled to the Alderson-Randon anthropomorphic phantom. One of the most important factor to be considered when planning a phantom is the similarity of the material to be used to human tissues. PLA is one of the polymers used in 3D printing systems. Its attenuation coefficient is supposed to be similar to soft tissue, being necessary to verify experimentally the attenuation coefficient value for the specific PLA used in our printer. To measure precisely and accurately the attenuation coefficient is not an easy task and was itself another object of this work. The determination of the attenuation coefficient was performed using an X-ray tube and an Americium-241 radioactive source. The methodology and results obtained are presented in the first part while in the second the phantom project is detailed.

Keywords: Eye Phantom; Attenuation Coefficient; Dosimetry; Poly (lactic acid); PLA; 3D printing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema dos componentes de um tubo de raios X. (TAUHATA, 2013)	16
Figura 2 - Esquema de produção de fótons de raios X de freamento. (Estudo Radiográfico, 2018)	17
Figura 3 – Fluênciā versus energia dos fótons obtida usando aproximação de camadas finas na produção dos raios X de freamento (BUSHBERG, 2012).....	18
Figura 4 - Espectro de raios X de freamento para elétrons acelerados por uma diferença de potencial de 90 keV. (a) Espectro ideal, (b) espectro considerando efeitos de atenuação (BUSHBERG, 2012).....	19
Figura 5 - Esquema de transição de um elétron para camada M do Molibdênio com uma vacânciā na camada K seguido pela emissão de um fóton (3A) ou um elétron Auger (3B). (DANCE, 2014).....	21
Figura 6 - (a) Espectro teórico para um alvo de Tungstênio, (b) espectro atenuado pelo envelope do tubo (filtração de 1mm de Be), (c) espectro com filtração de 2,5 mm de Al. (DANCE, 2014)	22
Figura 7 – Importânciā relativa dos três principais efeitos das interações de raios Gama e X. As linhas do gráfico representam a região de fronteira onde as secções de choque destes efeitos não semelhantes (KNOLL, 2010).....	26
Figura 8 - Esquema da produção do efeito fotoelétrico (TAUHATA, 2013)	28
Figura 9 - Diagrama do espalhamento ou efeito Compton (BUSHBERG, 2012).....	29
Figura 10 - Diagrama do efeito Rayleigh (BUSHBERG, 2012)	30
Figura 11 - Esquemático da geometria "Narrow Beam"	33
Figura 12 - Montagem experimental com o tudo de raios X.....	34
Figura 13 - Montagem experimental com a fonte de Amerício para caracterização do PLA..	35
Figura 14 - Sistema de alinhamento fonte-detector	36
Figura 15 - Escala de Alumínio utilizada para os testes	37
Figura 16 - Placas de PLA produzidas	38
Figura 17 - Gráfico com ajuste para o coeficiente de atenuação do alumínio utilizado no teste do sistema e da metodologia para a aquisição das placas de PLA verde	44
Figura 18 – Gráfico de ajuste para obtenção do coeficiente de atenuação do alumínio utilizando a fonte de Amerício-241	46
Figura 19 - Dados do coeficiente de atenuação do PLA experimental e teórico	48

Figura 20 – Esquemático (visão sagital) da anatomia do olho humano (FISIKA NA REDE, 2018)	50
Figura 21 - Geometria ocular (PRESLAND & MYATT, 2010).....	51
Figura 22 - (Visão anterior) Objeto 3D criado a partir das imagens DICOM.....	53
Figura 23 - (Visão inferior obliqua) Porção superior do objeto 3D com linhas de referência .	54
Figura 24 - (Visão superior) Dimensões do simulador de olho.....	55
Figura 25 - (Visão Lateral) Subdivisão do simulador de olho	56
Figura 26 - (Visão superior) Diagrama esquemático do globo ocular e cone óptico	56
Figura 27 - (Visão posterior obliqua) diagrama da disposição dos dosímetros no fundo do olho	57
Figura 28 - Tela inicial do Slicer	65
Figura 29 - Tela de seleção do arquivo DICOM	66
Figura 30 - Tela de seleção do módulo VOLUME RENDERING	66
Figura 31 - Tela de visualização do modelo 3D	67
Figura 32 - Tela de seleção do Preset	68
Figura 33 - Tela de seleção do módulo CROP VOLUME.....	68
Figura 34 - Tela de recorte da região de interesse	69
Figura 35 - Tela de Seleção do módulo EDITOR	70
Figura 36 - Tela de seleção do tecido	70
Figura 37 - Tela de seleção do tecido ósseo	71
Figura 38 - Tela de criação do modelo 3D.....	72
Figura 39 - Tela de salvamento do modelo	72
Figura 40 - Tela de seleção do formata de exportação do objeto 3D	73
Figura 41 - gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - antes da aquisição dos espectros das placas de PLA verde	74
Figura 42 - gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - após a aquisição dos espectros das placas de PLA verde	75
Figura 43- gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - antes da aquisição dos espectros das placas de PLA preto.....	76
Figura 44- gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - após a aquisição dos espectros das placas de PLA preto.....	77
Figura 45- gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - antes da aquisição dos espectros das placas de PLA natural.....	78

Figura 46- gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - após a aquisição dos espectros das placas de PLA natural	79
Figura 47 - gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - antes da aquisição dos espectros das placas de PLA.....	80
Figura 48 - gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - após a aquisição dos espectros das placas de PLA.....	81
Figura 49 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 18,3 keV	82
Figura 50 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 37,6 keV	83
Figura 51 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 47,6 keV	84
Figura 52 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 52,6 keV	85
Figura 53- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 61,6 keV	86
Figura 54- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 18,3 keV	87
Figura 55- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 37,6 keV	88
Figura 56- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 47,6 keV	89
Figura 57- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 52,6 keV	90
Figura 58- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 61,6 keV	91
Figura 59- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 26,9 keV	92
Figura 60- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 38,6 keV	93
Figura 61- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 48,1 keV	94
Figura 62- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 53,5 keV	95

Figura 63- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 66,7 keV	96
Figura 64 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 59,5 keV	97
Figura 65 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 59,5 keV	98

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PLA – Poliácido Lático

OAR – Órgãos de risco - Organs at Risk

PTV – Volume alvo planejado – Planning Target Volume

CTV – Volume alvo clinico – Clinical Target Volume

GTV – Volume tumoral bruto – Gross Tumor Volume

NIST – Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia - National Institute of Standards and Technology

FOV – Campo de visão – Field of View

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação – International Commission of Radiation Units and Measurements

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica - International Commission of Radiological Protection

ABS - Acrilonitrila butadieno estireno - Acrylonitrile Butadiene Styrene

MERT - Modulated Electron Radiation Therapy

TLD – Dosímetro Termoluminescente

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	CARACTERIZAÇÃO DO PLA	16
2.1	INTRODUÇAO TEÓRICA	16
2.1.1	PRODUÇÃO DOS RAIOS X.....	16
2.1.2	DECAIMENTO NUCLEAR.....	22
2.1.3	COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR	25
2.1.4	PLA – POLIÁCIDO LÁCTICO.....	31
2.2	MATERIAIS E MÉTODOS	33
2.2.1	GEOMETRIA DA MONTAGEM EXPERIMENTAL	33
2.2.2	MONTAGEM EXPERIMENTAL	34
2.2.3	ALINHAMENTO DO SISTEMA.....	35
2.2.4	PRODUÇÃO DAS PLACAS DE PLA.....	37
2.2.5	COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO TEÓRICO.....	38
2.2.6	SISTEMÁTICA DE MEDIDAS.....	39
2.2.7	CÁLCULO DAS INCERTEZAS.....	40
2.3	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	42
2.3.1	RESULTADOS OBTIDOS PARA TESTE DA GEOMETRIA, METODOLOGIA E ESTABILIDADE	42
2.3.2	RESULTADOS OBTIDOS PARA O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO PLA.....	47
3	PROJETO DO FANTOMA DE OLHO.....	50
3.1	ANATOMIA DO OLHO HUMANO	50
3.2	PROJETO DO FANTOMA DE OLHO	52
4	CONCLUSÕES	58
4.1	COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO PLA.....	58
4.2	PROJETO DO FANTOMA	59
5	DESENVOLVIMENTOS FUTUROS	60
6	BIBLIOGRAFIA.....	61
7	APENDICE A - CONVERSÃO DAS IMAGENS DICOM EM OBJETO 3D.....	65
8	APENDICE B – APRESENTAÇÃO DOS DADOS EM GRÁFICOS.....	74
8.1	GRÁFICOS PARA OS COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO DOS TESTES DO SISTEMA E DA METODOLOGIA	74
8.1.1	MEDIDAS COM TUBO DE RAIOS X.....	74
8.1.2	MEDIDAS COM FONTE DE AMERÍCIO-241.....	80

8.2 RESULTADOS GRÁFICOS OBTIDOS PARA DETERMINAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO PLA....	82
8.2.1 MEDIDAS COM TUBO DE RAIOS X.....	82
8.2.2 MEDIDAS COM A FONTE DE AMERÍCIO-241.....	97

1 INTRODUÇÃO

Procedimentos médicos que utilizam radiação ionizante devem ser rigorosamente controlados a fim de evitar exposições desnecessárias por parte do paciente ou do profissional ocupacionalmente exposto. Diversos órgãos humanos são altamente sensíveis à radiação ionizante, destacando-se olho humano. É comum a utilização de fantomas antropomórficos que permitem exposição ilimitada à radiação ionizante necessária na otimização de procedimentos e sistemas, comissionamentos e testes pré-clínicos (BLIZNAKOVA, 2016) mas, em geral, fantomas antropomórficos comerciais não contém detalhes do olho humano que permitam a dosimetria apropriada dos órgãos de risco associados.

Este trabalho faz parte de um projeto que objetiva o desenvolvimento de técnicas e dispositivos para diminuir a dose indesejada na região dos olhos em procedimentos médicos. Uma das vertentes é o desenvolvimento de um sistema automático de monitoração do olho do paciente durante o tratamento de radioterapia a fim de evitar que órgãos de risco (OAR) sejam irradiados desnecessariamente e a consequente diminuição das regiões de irradiação previstas no planejamento (PTV, CTV e GTV). Outra vertente é o desenvolvimento de novas técnicas e dispositivos para dosimetria do olho. Esta linha de trabalho visa desenvolver um fantoma para dosimetria do olho utilizando a tecnologia de impressão 3D. Espera-se que as novas técnicas e dispositivos que vierem a ser desenvolvidas diminuam a dose não planejada administrada ao paciente e contribuam para a radioproteção tanto dos pacientes quanto dos profissionais.

A tecnologia de impressão 3D é amplamente utilizada na indústria. Com o passar dos anos, apoiada pela evolução nos sistemas computacionais gráficos, a tecnologia ganhou acurácia e precisão (BALLETTI, BALLARIN, & GUERRA, 2017). Atualmente diversos órgãos podem ser impressos com considerável precisão fazendo com que a impressão 3D seja cada vez mais utilizada na área médica (ALSSABBAGH, 2017).

Em 2014, SU, SHIQIN et al, utilizaram impressão 3D para produzir um bolus com aplicações em radioterapia modulada com elétrons (MERT) (SU, MORAN, & ROBAR, 2014). Seguindo a mesma linha, em 2015, BURLESON et al, produziram um bolus específico para pacientes utilizando impressora de baixo custo e comprovaram a eficácia do dispositivo (BURLESON, 2015). Também em 2015, LENG et al, desenvolveram um fantoma de fígado a partir de imagens de tomografia computadorizada e comprovaram a viabilidade deste para o diagnóstico por imagem (LENG, 2015). Em 2016, BLIZNAKOVA, publicou um artigo de

revisão sobre as aplicações da impressão 3D na produção de fantomas para física médica (BLIZNAKOVA, 2016). Além dos já citados, existem diversos artigos na literatura que abordam a produção de fantomas utilizando impressoras 3D.

Para produção de fantomas, com aplicações em física médica, é necessário que a matéria prima utilizada tenha determinadas características quanto à interação da radiação com a matéria. Diversos polímeros apresentam potencial para serem utilizados como matéria prima destas aplicações. O estudo destas características para utilização em produção de fantomas é jovem, não alcançando mais de uma década. Em 2016, MADAMESILA et al, estudaram a importância da variação da densidade do fantoma produzido a partir de impressão 3D para o controle de qualidade em radioterapia (MADAMESILA, 2016). Em 2017, SAVI et al, analisou a importância do tipo de preenchimento durante a impressão e sua relação com a unidade de Hounsfield (HU) concluindo que o preenchimento pode mudar drasticamente o valor de HU. Em 2017, KIM et al, estudaram a dependência da unidade de Hounsfield devido ao processo de impressão utilizado e concluíram que o método de impressão é altamente relevante na determinação da HU (KIM, 2017). Em 2017, ALSSABBAGH et al, fizeram a caracterização química de cinco polímeros bastante utilizados em impressão 3D e utilizaram a plataforma XCOM para determinar o coeficiente de atenuação dos polímeros. Dentro os polímeros analisados, o PLA foi o que mais se aproximou dos valores de tecido mole (ALSSABBAGH, 2017). Entretanto, a maior parte dos materiais utilizados em impressão 3D ainda não foram bem caracterizados quanto a interação com a radiação (CRAFT, 2018).

É importante chamar atenção para o fato de nenhum dos artigos encontrados na literatura determinarem o coeficiente de atenuação dos polímeros através de medidas diretas de atenuação. Este trabalho visa medir o coeficiente de atenuação do PLA verificando sua compatibilidade com tecidos biológicos. Como objetivo secundário, pretendemos desenvolver o projeto de um simulador de olho a partir das imagens tomográficas de um fantoma antropomórfico comercial.

Este trabalho está dividido em duas partes, a primeira (capítulo 2) refere-se à obtenção do coeficiente de atenuação do PLA e a segunda (capítulo 3) está voltada para o desenvolvimento do projeto do fantoma de olho. No capítulo 4 apresentamos as conclusões finais relativas às duas partes do trabalho, enquanto no capítulo 5 apresentamos possíveis futuros desdobramentos do trabalho.

2 CARACTERIZAÇÃO DO PLA

2.1 INTRODUÇÃO TEÓRICA

Neste item serão descritos brevemente os princípios envolvidos nos equipamentos, materiais e métodos utilizados para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA.

2.1.1 PRODUÇÃO DOS RAIOS X

Uma das formas de produção de raios X está associada ao bombardeamento de um alvo por elétrons acelerados. Os elétrons, após a entrada na superfície do alvo, sofrem uma sequência de colisões e espalhamentos causando perda de energia e momento, que em parte resultam na produção de fótons. Em um gerador de raios X, na faixa energética de interesse deste trabalho (radiodiagnóstico e radioterapia) os efeitos mais significativos, nos quais são produzidos fótons, são a produção de raios X de freamento e de raios X característicos (DANCE, 2014). Os principais componentes de um tubo de raios X são: uma fonte de elétrons, que é, em geral, um filamento de tungstênio que quando aquecido emite elétrons (catodo), um alvo, que pode ser de Molibdênio, Ródio ou Tungstênio entre outros, como anodo e um recipiente para manter todo este aparato em vácuo (Figura 1) (DANCE, 2014).

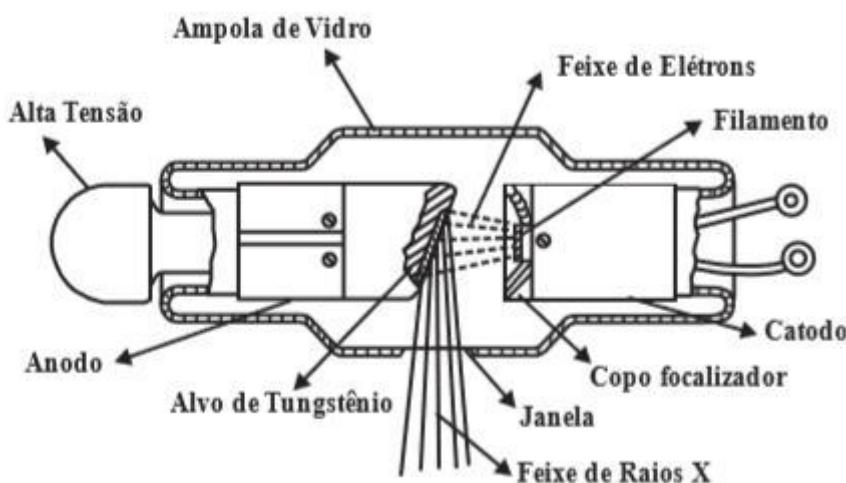


Figura 1 – Esquema dos componentes de um tubo de raios X. (TAUHATA, 2013)

O filamento de Tungstênio é aquecido por uma corrente que controla a emissão termiônica de elétrons, definida como a emissão de elétrons por uma superfície metálica aquecida (DE LIMA, FOSCHINI, & MAGINI, 2001), logo, controla o fluxo de elétrons saindo do catodo em direção ao anodo. A diferença de potencial aplicada entre o anodo e o catodo produz o efeito de aceleração destes elétrons, fornecendo a energia cinética que será convertida em fótons no alvo (DANCE, 2014).

2.1.1.1 RAIOS X DE FREAMENTO

Se um elétron passa suficientemente próximo do núcleo atômico, as forças atrativas Coulombianas forçarão a mudança de trajetória deste elétron (Figura 2). O elétron acelerado emite radiação eletromagnética, cujo quantum é um fóton, também chamado de radiação de freamento ou *bremstrahlung*. A energia do fóton emitido é subtraída da energia cinética do elétron desviado. Esta energia depende da distância que o elétron passará do núcleo uma vez que a força de Coulomb depende da distância entre as cargas (DANCE, 2014).

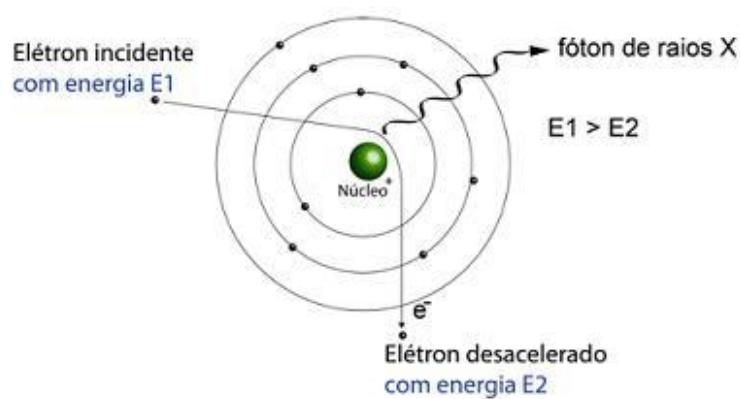


Figura 2 - Esquema de produção de fótons de raios X de freamento. (Estudo Radiográfico, 2018)

Quando a energia cinética dos elétrons incidentes é da faixa de dezenas até poucas centenas de keV, os fótons de freamento são emitidos predominantemente entre os ângulos de

60 e 90 graus em relação à trajetória do elétron incidente. A probabilidade de produção de fótons de freamento por átomos é proporcional a Z^2 , onde Z é o número atômico do alvo, sendo um dos motivos pelo qual estes alvos são fabricados com elementos pesados. O fóton de freamento pode ser emitido em qualquer valor de energia abaixo da energia cinética do elétron incidente com igual probabilidade. Este processo de perda de energia é responsável pela maior parte dos fótons de raios X produzidos em um tubo (BUSHBERG, 2012).

O número de fótons versus energia (espectro) produzidos pode ser, em primeira aproximação, estudada considerando uma fina camada do alvo sendo atingida pelo feixe de elétrons energéticos. A fluência de energia do feixe após atravessar a camada será constante desde zero até a energia cinética do elétron incidente (Figura 3). Supondo agora que um alvo grosso possa ser aproximado como sendo uma sobreposição de várias camadas finas do mesmo material, o elétron emergente de cada camada do material conterá energia cinética máxima menor em comparação a energia cinética máxima no momento da entrada nesta mesma camada. A energia total disponível para conversão em fótons pelos elétrons na próxima camada será menor. A diminuição da energia cinética máxima do elétron ocorre sucessivamente a cada passagem por uma nova camada até que este elétron perca toda energia cinética disponível (BUSHBERG, 2012).

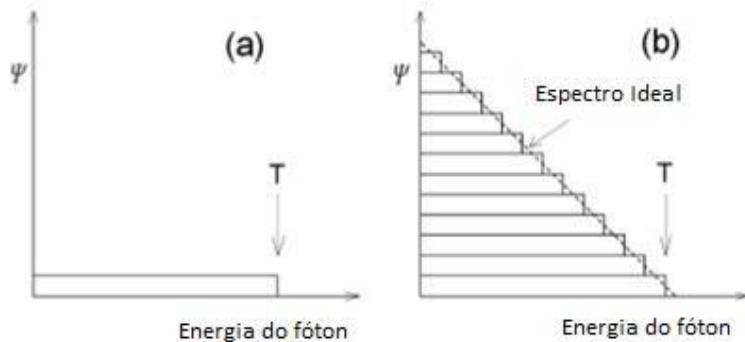


Figura 3 – Fluência versus energia dos fótons obtida usando aproximação de camadas finas na produção dos raios X de freamento (BUSHBERG, 2012)

Tornando as camadas cada vez mais finas o espectro teórico produzido pelo processo de produção de raios X por freamento toma forma de uma reta decrescente. É importante frisar que este espectro não considera nenhum tipo de efeito de atenuação dos fótons produzidos (DANCE, 2014)

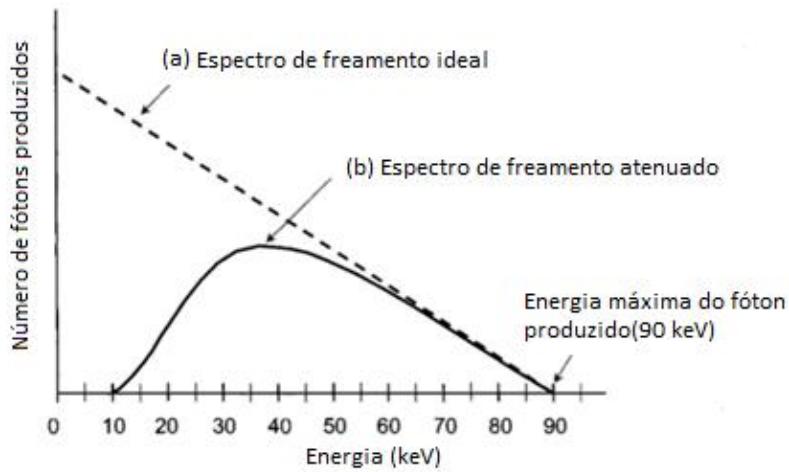


Figura 4 - Espectro de raios X de freamento para elétrons acelerados por uma diferença de potencial de 90 keV. (a) Espectro ideal, (b) espectro considerando efeitos de atenuação (BUSHBERG, 2012)

Um espectro considerando efeitos de atenuação na janela do tubo de raios X (Figura 4) mostra que a maior parte dos raios X de energias mais baixas são absorvidos sendo a energia média do espectro, em geral, entre um terço e a metade da energia máxima (BUSHBERG, 2012).

2.1.1.2 RAIOS X CARACTERÍSTICOS

O processo de produção de fótons de raios X característicos ocorre quando um elétron com energia cinética superior a sua energia de repouso colide com um segundo elétron das camadas eletrônicas do alvo, se esta colisão transferir energia suficiente para que o segundo elétron seja ejetado de sua respectiva camada, ocorrerá a produção de uma vacância. A vacância produzida na camada pode ser preenchida por um elétron das camadas superiores causando a liberação do excesso de energia por meio de emissão de um fóton chamado fóton de raios X característico. A energia do fóton emitido neste processo é equivalente à diferença de energia entre as camadas envolvidas. Considerando que a energia de ligação dos elétrons é dependente do elemento químico, as diferenças de energia das camadas também terá esta dependência

fazendo com que a energia dos fótons emitidos neste processo seja única para cada elemento (BUSHBERG, 2012), razão para o uso do termo “característico”.

A Tabela 1 mostra as energias de ligação e as principais energias de transição para os elementos alvo mais utilizados. Sempre que uma vacância é criada em uma camada mais interna do átomo, seja por ionização ou por excitação, esta será preenchida por um elétron de uma camada superior, se houver.

Tabela 1 - Energia de ligação das camadas K e L para os principais alvos utilizados em radiologia e as principais energias das principais transições abaixo de 100keV.

Elemento	Energia de ligação (keV)		Energias dos raios X característicos produzidos (keV)			
	Camada L	Camada K	K _{α1}	K _{α2}	K _{β1}	K _{β2}
Mo	2,87/2,63/2,52	20,00	17,48	17,37	19,61	19,97
Rh	3,41/3,15/3,00	23,22	20,22	20,07	22,72	23,17
W	12,10/11,54,10,21	69,53	59,32	57,98	67,24	69,07

Este processo de estabilização das camadas continuará ocorrendo e produzindo uma cascata de eventos. A energia liberada em cada transição é convertida em um fóton de raios X característico ou haverá a emissão de um elétron de uma camada mais externa, este é chamado de elétron *Auger* (Figura 5)

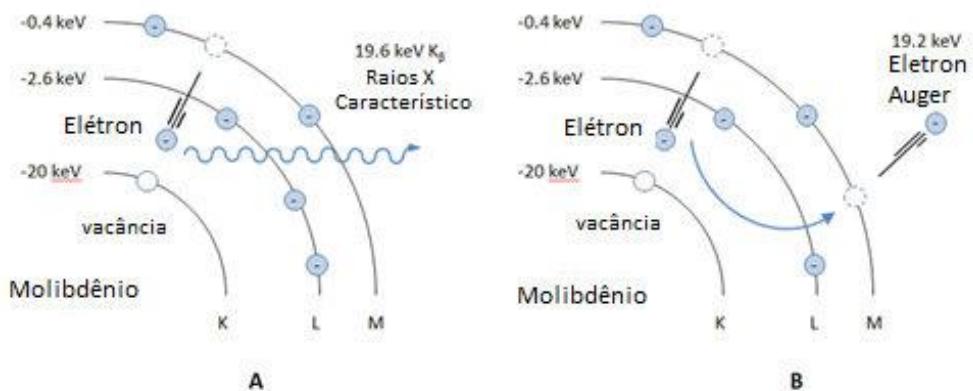
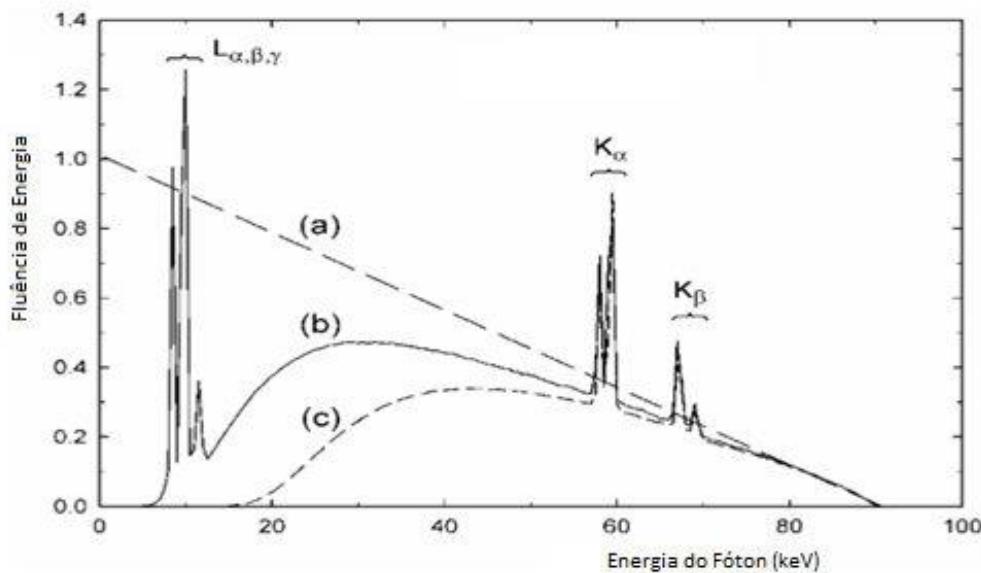


Figura 5 - Esquema de transição de um elétron para camada M do Molibdênio com uma vacância na camada K seguido pela emissão de um fóton (3A) ou um elétron Auger (3B). (DANCE, 2014)

2.1.1.3 ESPECTRO PRODUZIDO PELO TUBO DE RAIOS X

Os elétrons perdem energia e, dependendo da energia aplicada ao tubo, podem ser completamente freados pelo alvo em uma faixa de algumas dezenas de micrometros. Como resultado disto, os fôtons de raios X são produzidos, majoritariamente, em regiões mais internas do alvo. Desta forma o próprio alvo produz um efeito de atenuação no feixe de fôtons gerados que deve ser considerado. Outra atenuação inerente ao processo de produção é a atenuação que ocorre durante a passagem dos fôtons pela janela do invólucro que mantém o vácuo do sistema. Em algumas configurações estruturais de geradores de raios X, a janela de saída para o feixe é feita de Berílio. O efeito de atenuação causado pelo alvo é proeminente para as energias mais baixas. A Figura 6a mostra o espectro teórico do tubo de raios X produzidos pelo processo de freamento discutido na seção 2.1.1.1. Os picos de raios X característicos do tungstênio, previstos na Tabela 1 na seção 2.1.1.2, estão presentes no espectro atenuado pelo alvo, pelo envelope do tubo e pela janela de saída (Figura 6b), as emissões características da camada L não são vistos no espectro com atenuação adicional de uma camada de Al (Figura 6c) (DANCE, 2014).



*Figura 6 - (a) Espectro teórico para um alvo de Tungstênio, (b) espectro atenuado pelo envelope do tubo (filtração de 1mm de Be), (c) espectro com filtração de 2,5 mm de Al.
(DANCE, 2014)*

Os raios X característicos mais importantes para faixa do diagnóstico por imagem são provenientes de vacâncias na camada K preenchida por elétrons das camadas L, M e N. O processo de preenchimento das vacâncias é discriminado por um índice α e β , onde transições α representam transições entre camadas adjacentes e transiões β entre camadas não adjacentes. Em alvos de Tungstênio são comuns transições K_α , significam elétrons da camada L preenchendo vacâncias na camada K, em energias próximas de 60 keV (59,32 keV), as transições K_β são transições de elétrons das camadas M, N e O para a camada K, estas ocorrem em torno de 67 keV (BUSHBERG, 2012).

2.1.2 DECAIMENTO NUCLEAR

2.1.2.1 TRANSFORMAÇÕES NUCLEARES

Quando um núcleo passa por uma transformação espontânea, também chamada de decaimento radioativo, radiação é emitida. Se o núcleo após o decaimento (núcleo filho) for estável, as transformações espontâneas terminam. Se o núcleo filho for instável os decaimentos

continuam acontecendo até chegar a um núcleo estável. Transformações nucleares podem ocorrer de diversas formas: decaimento alfa, decaimento beta menos (emissão de elétrons), decaimento beta mais (emissão de pósitron), captura de elétrons ou transição isomérica (BUSHBERG, 2012). Por não fazerem parte dos objetos deste trabalho a discussão de cada efeito não será detalhada mas podem ser encontradas na literatura. (ATTIX, 2008) (BUSHBERG, 2012) (PODGORSAK, 2010)

2.1.2.2 ATIVIDADE

Atividade é a designação dada ao número de átomos radioativos passando por transformações nucleares, também chamado de decaimento nuclear, desintegração nuclear ou decaimento radioativo, por unidade de tempo. Este fenômeno é descrito matematicamente pela Equação 1, onde atividade (A) é a diferencial do número de átomos decaindo para um radioisótopo filho (dN) por unidade de tempo (dt) e o sinal negativo indica que o número de átomos diminui ao longo do tempo (BUSHBERG, 2012).

$$A = -\frac{dN}{dt} \quad \text{Equação 1}$$

A atividade é geralmente expressa em unidades de Curies (Ci). Esta grandeza é definida como $3,7 \times 10^{10}$ desintegrações por segundo. Porém a unidade adotada pelo SI é o Becquerel (Bq) definida como um decaimento nuclear por segundo.

2.1.2.3 MEIA-VIDA DE UM ISÓTOPO

O decaimento nuclear é um evento aleatório. Não é possível predizer qual átomo irá decair em qual instante do tempo. Entretanto, se observado um número grande de átomos por um determinado período de tempo é possível determinar a taxa de decaimento nuclear para aquele isótopo. O número de átomos passando pelo processo de decaimento nuclear é

proporcional ao número de átomos instáveis (N). Esta proporcionalidade pode ser convertida em uma igualdade inserindo uma constante de decaimento (λ) (Equação 2) (BUSHBERG, 2012).

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad \text{Equação 2}$$

Fazendo separação das variáveis da Equação 2 e a integração do tempo igual a zero (quando N é igual a N_0) até o tempo t e multiplicando ambos os lados da equação por λ obtemos a relação que descreve a atividade no momento inicial ($t=0$), atividade após um período t descrita pela Equação 3 (ATTIX, 2008).

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad \text{Equação 3}$$

Onde:

A: atividade no tempo $t=0$

A_0 : atividade passado um tempo t

λ : constante de decaimento

t: tempo transcorrido

O tempo de meia-vida é descrito como o tempo necessário para que uma substância radioativa “P” tenha sua atividade diminuída pela metade da atividade inicial (PODGORSAK, 2010). A constante de decaimento (λ) é característica de cada isótopo (P) e está relacionada ao tempo de meia-vida ($t_{1/2}$) pela Equação 4.

$$\lambda_p = \frac{\ln(2)}{(t_{1/2})_p} \quad \text{Equação 4}$$

Onde:

λ_p : constante de decaimento de um isótopo p

$t_{1/2}$: tempo de meia vida

2.1.3 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR

Atenuação pode ser definida como a redução do número de fótons de um feixe de raios X ou γ que atravessam um determinado material. A fração dos fótons retirados de um feixe monoenergético de raios X ou γ por unidade de comprimento do material alvo é chamado de coeficiente de atenuação linear (μ). Normalmente expresso na unidade cm^{-1} (BUSHBERG, 2012). A relação que descreve o número de fótons incidentes no material (N_0) e o número de fótons não atenuados (N) é dada pela Equação 5.

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad \text{Equação 5}$$

Utilizando álgebra simples é possível encontrar a função para a obtenção do coeficiente de atenuação (Equação 6).

$$-\mu x = \ln\left(\frac{N}{N_0}\right) \quad \text{Equação 6}$$

Onde:

N: número de fótons não atenuados

N_0 : número de fótons incidentes

μ : coeficiente de atenuação do material

x: espessura do atenuador

São cinco as formas de interação da radiação com a matéria que contribuem para o processo de atenuação, são elas: efeito fotoelétrico, efeito Compton, efeito Rayleigh, produção de pares e interações nucleares (ATTIX, 2008). Para a faixa energética de interesse deste trabalho as probabilidades de produção de pares é zero (pois a energia do fóton não é suficiente para gerar o par) e as interações nucleares são extremamente pouco prováveis (Figura 7) quando comparadas com os outros efeitos supracitados, motivo pelo qual não vamos nos ater a estes efeitos.

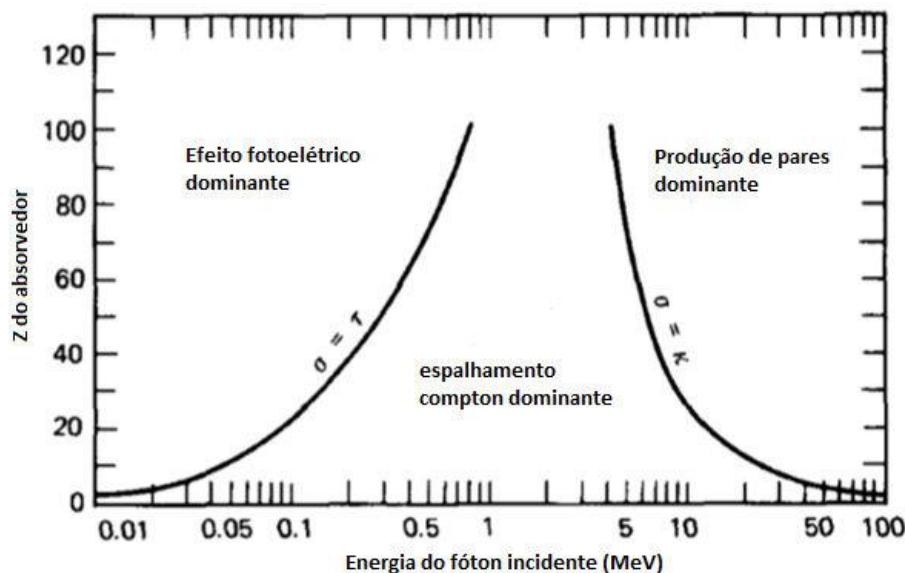


Figura 7 – Importância relativa dos três principais efeitos das interações de raios Gama e X. As linhas do gráfico representam a região de fronteira onde as secções de choque destes efeitos não semelhantes (KNOLL, 2010).

As seções de choque transversais de fótons para uma interação entre um fóton de determinada energia um átomo de determinado material são obtidas através da Mecânica Quântica, e para um sistema complexo, através de teoria de perturbação. Existem diversas aproximações, desde as mais simples onde o átomo é representado por partículas independentes num potencial médio e a interação é instantânea (fator de forma), até as mais complexas, envolvendo perturbação de ordem superiores. Para compostos, as seções de choque podem ser obtidas de forma bastante precisa (exceto em energias próximas a bordas de absorção) como somas ponderadas das seções de choque transversais para os constituintes atômicos. No entanto, o trabalho numérico exigido é significativo, sendo a tarefa ainda mais complicada pelo fato de que as seções de choque de foto-absorção apresentarem descontinuidades nas bordas de absorção.

A presença dessas descontinuidades torna desejável que as tabelas de seção de choque para compostos incluam energias de fótons imediatamente acima e abaixo de todas as bordas de absorção para todos os constituintes atômicos, e isso requer interpolação adicional.

Desde 1950, o National Institute of Standards and Technology (NIST) mantém uma base de dados de seção de choque transversal medidos e teóricos. Os itens incluídos na biblioteca provém de diversas fontes. Há um total de 580 referências e cerca de 22.000 pontos de dados (HUBBELL, 2002).

Existe hoje disponível gratuitamente na rede um código, o XCOM, (NIST, 2018) que extrai rapidamente, para qualquer elemento, composto ou mistura, o valor do coeficiente de atenuação para energias do fóton entre 1 keV e 20 MeV (BERGER, 2010)

O coeficiente de atenuação linear mássico (μ/ρ) é geralmente utilizado para expressar essa grandeza retirando a dependência da densidade do material e pode ser descrito, em termos de cm^2/g , pela Equação 7.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho}$$
Equação 7

Onde:

- μ : coeficiente de atenuação total
- τ : seção de choque do efeito fotoelétrico
- σ : seção de choque do efeito Compton
- σ_R : seção de choque do efeito Rayleigh
- ρ : a densidade do material atenuador

2.1.3.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

No efeito fotoelétrico, o fóton incidente interage com o átomo, transferindo toda sua energia e desaparecendo, o átomo atingido passa para um estado excitado. A energia em excesso é liberada por meio da ejeção de um elétron das camadas do átomo, este elétron é chamado de fotoelétron (Figura 8). O elétron ejetado é liberado com a energia cinética transferida pelo fóton subtraída da energia necessária para este libertar-se do átomo (PODGORSAK, 2010).

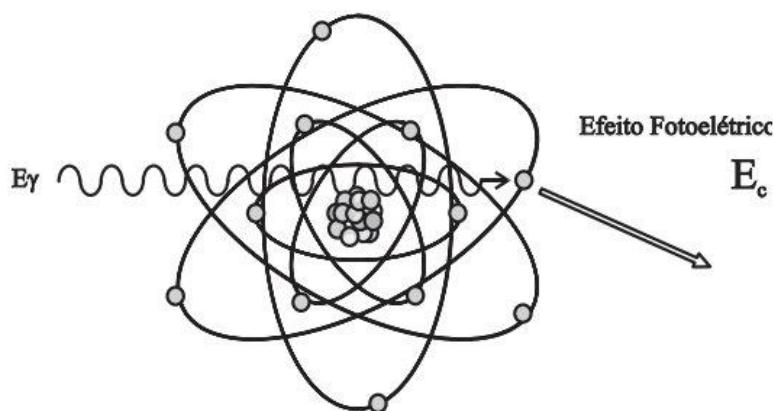


Figura 8 - Esquema da produção do efeito fotoelétrico (TAUHATA, 2013)

O efeito fotoelétrico é predominante para energias da faixa do raios X de diagnóstico e para elementos de elevado número atômico. A probabilidade de ocorrência do efeito aumenta com Z^4 e decresce rapidamente com o aumento da energia. (TAUHATA, 2013).

2.1.3.2 EFEITO COMPTON

O efeito Compton ou espalhamento Compton é o mais importante para fótons de raios X na faixa do diagnóstico por imagem pois resulta da troca de energia entre fótons e elétrons (ATTIX, 2008). Esta interação é mais provável entre fótons e elétrons da camada de valência que tem as menores energias de ligação (Figura 9). No efeito Compton o elétron é ejetado do átomo e o fóton é desviado após transferência de energia para o elétron (BUSHBERG, 2012).

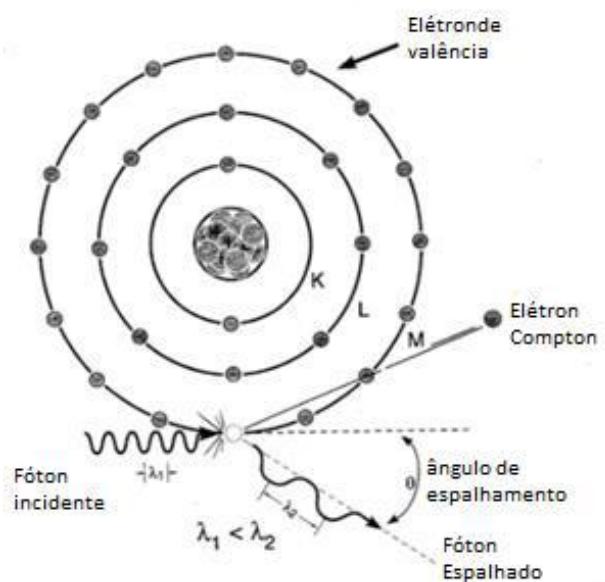


Figura 9 - Diagrama do espalhamento ou efeito Compton (BUSHBERG, 2012)

Como em todos os tipos de colisões, energia deve ser conservada. Desta forma a energia cinética do fóton antes da colisão (E_0) deve ser igual a soma das energias cinéticas do fóton espalhado (E_{sc}) e do elétron ejetado (E_{e^-}). O elétron ejetado perderá energia cinética através de ionização e ou excitação de outros átomos vizinhos. O fóton resultante pode atravessar o material sem sofrer outras interações ou poderá interagir com outro átomo em um novo

espalhamento Compton, um efeito fotoelétrico ou sofrendo o efeito Rayleigh (BUSHBERG, 2012).

2.1.3.3 EFEITO RAYLEIGH

O efeito Rayleigh, também chamado de espalhamento Compton coerente, ocorre quando um fóton incidente interage com o átomo como um todo(Figura 10). Este efeito é mais intenso para fótons com energias entre 15 e 30 keV (BUSHBERG, 2012).

Quando o fóton incide sobre o átomo o seu campo eletromagnético perde energia fazendo com que os elétrons oscilem em fase. A nuvem eletrônica imediatamente irradia esta energia na forma de um fóton com a mesma energia do incidente porém em uma direção diferente (BUSHBERG, 2012). O efeito Rayleigh pode ser considerado um caso especial do espalhamento Compton onde não há mudança de energia do fóton (TAUHATA, 2013).

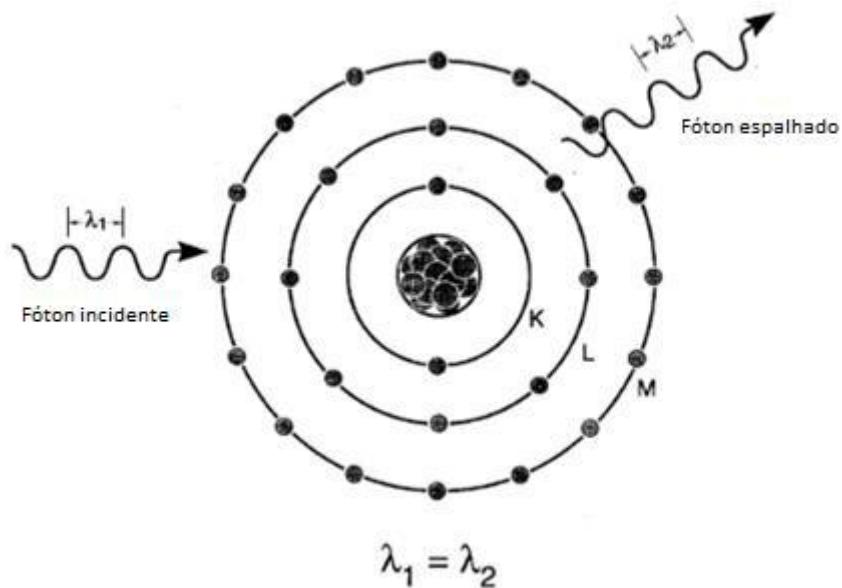


Figura 10 - Diagrama do efeito Rayleigh (BUSHBERG, 2012)

2.1.3.4 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO MÁSSICO DE COMPOSTOS

O coeficiente de atenuação mássico (μ/ρ) para um composto ou mistura é aproximadamente o somatório do coeficiente de atenuação mássico de cada elemento presente no composto ponderado pela sua proporção no material e descrito pela Equação 8.

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i \omega_i \frac{\mu_i}{\rho} \quad \text{Equação 8}$$

Onde;

μ/ρ : coeficiente de atenuação mássico total

μ_i/ρ : coeficiente de atenuação mássico de cada elemento constituinte

ω_i : proporção deste elemento na composição do material

2.1.4 PLA – POLIÁCIDO LÁCTICO

O Poli (ácido láctico) (PLA) é quimicamente composto por C, H e O. Sua fórmula química é $C_2H_4(OH)COOH$ (PERES, 2016). O PLA pode ser produzido em duas formas principais: D-PLA e L-PLA. Sua estrutura pode ser modificada através da polimerização controlada destes isômeros para obtenção de polímeros amorfos ou cristalinos dependendo da aplicação (GARLOTTA, 2001). A geometria e distribuição dos monômeros tem grande importância na estrutura e nas propriedades dos polímeros. Exemplos de diferentes PLAs são o: PLLA, poli (ácido láctico) com apenas o isômero L, PDLA – poli (ácido D-láctico) contendo apenas o isômero D; o copolímero poli (ácido D,L-láctico) - PDLLA e ainda pode obter-se o copolímero poli (ácido L-láctico-ácido(D,L)-láctico) -P(L/D,L)LA (HUIJSER, 2009). Além disso outros elementos químicos podem ser misturados ao polímero. Composição da coloração do material, resistência mecânica entre outros fatores podem ser alterados a partir da mistura de outros materiais na produção, variando consequentemente seu coeficiente de atenuação.

O PLA é um polímero termoplástico biodegradável e tornou-se altamente atrativo para aplicações biológicas e médicas podendo ser transformado em filamentos para posterior utilização em sistemas de impressão 3D (GUPTA, REVAGADE, & HILBORN, 2007). A temperatura de transição vítreia deste polímero varia entre 50°C e 80°C e sua temperatura de fusão pode variar entre 130°C e 180°C e sua densidade está em torno de 1,25 g/ml, tais características permitem que o PLA possa ser processado por injeção em molde, moldagem por sopro ou por extrusão (AURAS, 2003). As aplicações deste polímero vão desde filmes plásticos, bandejas termoformadas de frutas, sacos de lixo biodegradáveis, produção de capsulas para liberação temporária de fertilizantes e pesticidas no solo e filamentos de sistemas de impressão 3D (MATOS, 2011). O PLA utilizado em sistemas de impressão 3D é geralmente fruto de misturas onde há majoritariamente a presença de PLA, porém há também a presença de outros compostos dependendo da aplicação e necessidade.

2.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Para determinação do coeficiente de atenuação de um material mede-se o número de fótons de um feixe paralelo e colimado a ser incidido sobre um alvo (atenuador). Em seguida mede-se o número de fótons após o feixe atravessar espessuras crescentes do material atenuador. O coeficiente de atenuação (μ) é obtido a partir do ajuste linear do gráfico monolog do número de fótons detectados versus a espessura de atenuação.

2.2.1 GEOMETRIA DA MONTAGEM EXPERIMENTAL

Na geometria utilizada (“narrow beam”), o detector é posicionado longe o suficiente da barreira atenuadora de forma que a detecção da radiação espalhada devido a interações no atenuador seja a menor possível em comparação ao feixe principal. A fonte de radiação é colocada longe o suficiente da colimação para que o feixe de fótons que incide na barreira atenuadora seja um feixe paralelo, com a menor divergência possível. O esquema deste tipo de geometria é apresentado na Figura 11.

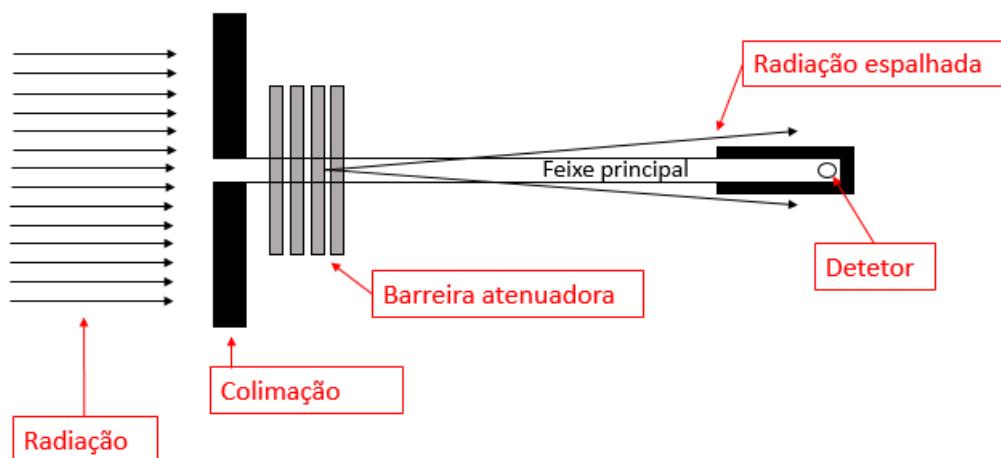


Figura 11 - Esquemático da geometria "Narrow Beam"

A geometria “narrow beam” permite que a intensidade do feixe primário seja praticamente independente da distância entre a fonte e o detector, enquanto a intensidade de radiação espalhada diminue com o inverso do quadrado da distância.

2.2.2 MONTAGEM EXPERIMENTAL

Para adquirirmos os espectros utilizamos o detector XR-100T da Amptek® e eletrônica associada. Com o intuito de comparação de dados utilizamos duas fontes: Um tubo de raios X (policromático) e uma fonte radioativa monocromática (Am-241). A colimação do detector foi feita com um disco de chumbo contendo um furo de 400 μm nas medidas com Raios X e com um orifício de 1000 μm nas medidas com a fonte radioativa.

A fonte de raios X utilizada foi da marca PANTAK Seifert MXR 160 com colimação de 1,5 mm na saída do feixe. O colimador de detector foi posicionado a 12,5 cm da saída do feixe do tubo de raios X (Figura 12).

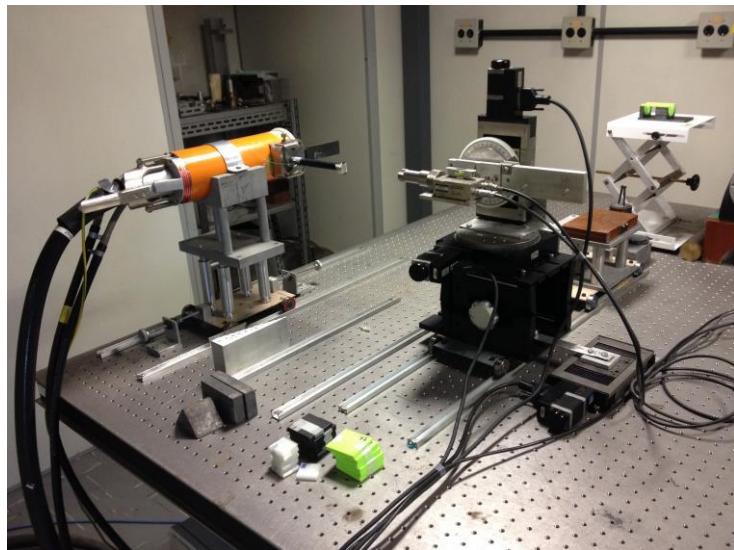


Figura 12 - Montagem experimental com o tudo de raios X

Na montagem com a fonte de Amerício-241(meia-vida de 432,6 anos) usamos com colimação de 1,5 mm na saída da fonte e o detector posicionado a 7 cm (Figura 13). Este radioisótopo emite um raio γ monocromático de 59,54 keV (BAILEY, 2014) .

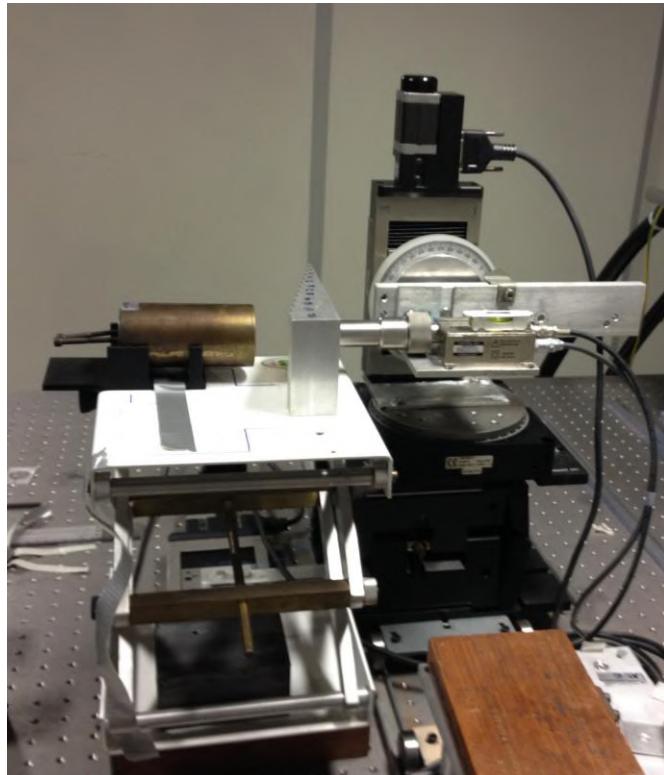


Figura 13 - Montagem experimental com a fonte de Amerício para caracterização do PLA

2.2.3 ALINHAMENTO DO SISTEMA

O sistema de alinhamento fonte-detector contou com motores de passo ESP Newport UTS50PP (eixos X e Y), URS150BPP (eixo Z) com resolução de 0,001 mm em cada eixo acoplados à base do detector (Figura 14). A controladora utilizada foi a Newport – Universal Motion Controller modelo ESP300.

O alinhamento fonte-detector foi feito utilizando o processo de aproximações sucessivas. Este tipo de alinhamento consiste na aquisição de espectros para diferentes posições do detector com variações de 0,05 mm de uma posição para outra até alcançarmos o ponto com maior número de fôtons detectados. O processo foi repetido para cada eixo.

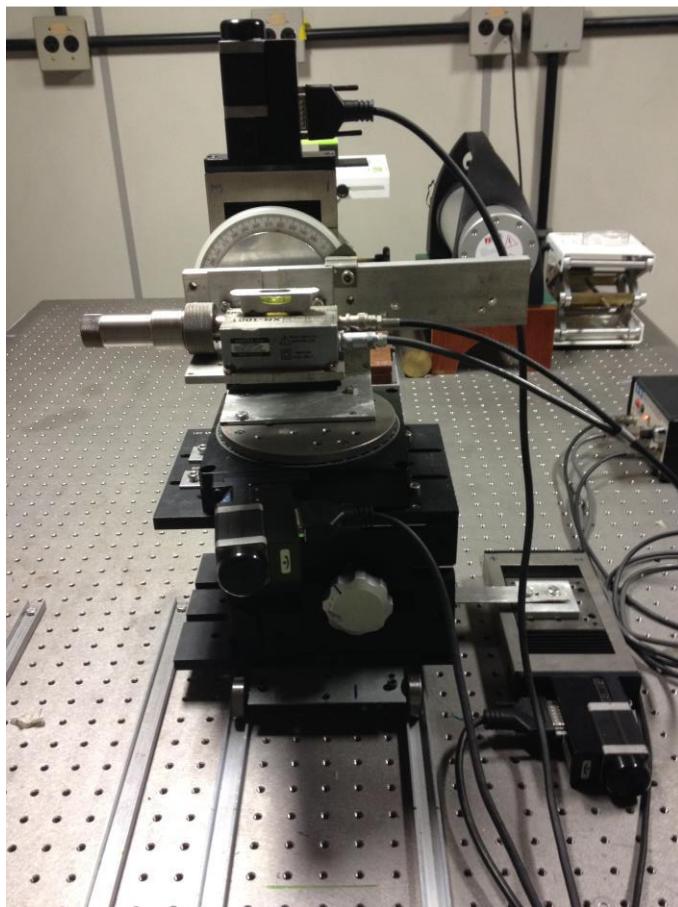


Figura 14 - Sistema de alinhamento fonte-detector

Para testarmos a geometria e a metodologia utilizadas determinamos o coeficiente de atenuação do alumínio puro utilizando uma escala de alumínio 99,9% da Gammex® (Figura 15). A comparação entre o valor do coeficiente de atenuação, do alumínio, medido e o valor teórico fornece informações sobre a confiabilidade da geometria e metodologia utilizada. Para avaliarmos a estabilidade do sistema o coeficiente de atenuação do alumínio foi obtido antes das medidas do PLA e novamente após o fim das mesmas.

O alinhamento da fonte de Am²⁴¹ com o detector seguiu o mesmo processo do alinhamento do tubo de raios X tendo sido utilizado o processo de aproximação sucessiva até a localização do ponto de maior incidência de fôtons.

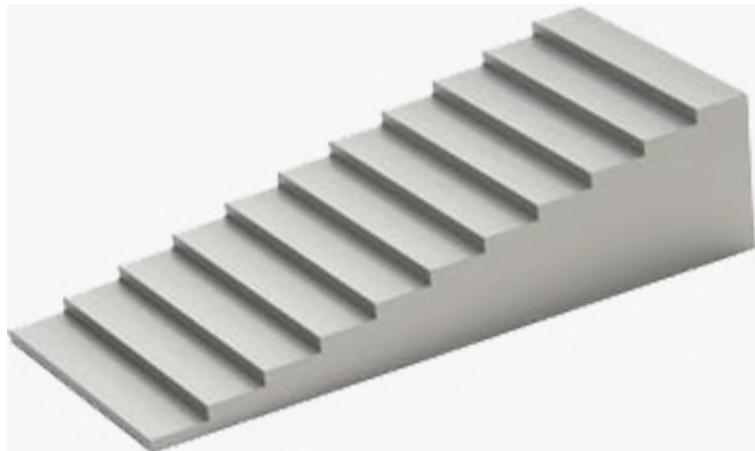


Figura 15 - Escala de Alumínio utilizada para os testes

2.2.4 PRODUÇÃO DAS PLACAS DE PLA

A composição química do PLA é basicamente Carbono, Hidrogênio e Oxigênio. Porém é sabido que a composição química dos polímeros de PLA utilizados em impressão 3D são, geralmente, misturados com outras substâncias para atender necessidades específicas à cada aplicação. Para avaliar a dependência do coeficiente de atenuação em relação à composição química do polímero, testamos três cores diferentes de PLA: verde, preto e incolor (referido de agora em diante como PLA natural) (Figura 16).

Foram produzidas 76 placas de PLA sendo 24 placas em PLA Verde, 24 Placas em PLA preto, ambas com largura de $50,00 \pm 0,06$ mm, comprimento de $50 \pm 0,06$ mm e espessura de $1,50 \pm 0,04$ mm e 28 placas em PLA com coloração natural (PLA natural) com largura de $30,00 \pm 0,06$ mm, comprimento de $30,00 \pm 0,06$ mm e espessura de $1,00 \pm 0,04$ mm, as placas foram unidas em blocos com 4 placas cada.

Para a produção das peças de PLA, utilizamos filamentos de PLA de 1,75 mm de diâmetro e uma impressora 3D (Cube 3D® 3ª geração). A impressora não permite impressões de peças espessas (da ordem de alguns milímetros) totalmente preenchida (infill = 100%). Para que pudéssemos fazer impressões com preenchimento total foram produzidas peças com espessuras de 1,0 mm e 1,5 mm. As especificações da impressora informam que a resolução vertical de impressão é da ordem de 0,07 mm não dão informações sobre a resolução lateral. Para determinação da espessura foram feitas 10 medidas com um micrômetro em pontos diferentes em cada placa. Para determinação da espessura de atenuação foram utilizados a

média e o desvio padrão da média de cada placa separadamente. As medidas de atenuação foram realizadas adicionando-se blocos de 4 placas sucessivamente entre o feixe e o detector, até uma espessura final de 3,41 cm para as placas verdes (ou 23 placas), 3,76 cm para as placas pretas (ou 24 placas) e 3,18 cm para as placas em PLA natural (ou 30 placas), como os espectros foram adquiridos com atenuação em múltiplos de quatro placas, as espessuras e incertezas na espessura foram significativamente reduzidas.

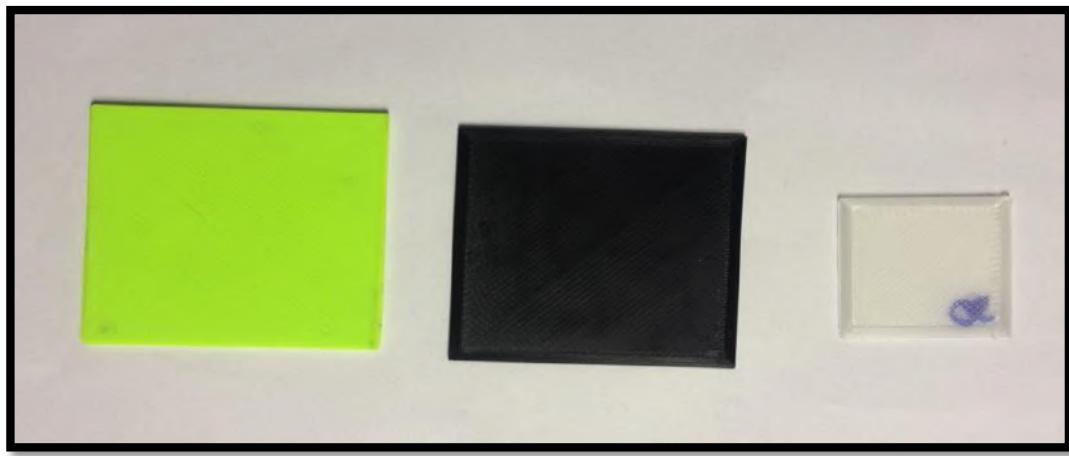


Figura 16 - Placas de PLA produzidas

2.2.5 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO TEÓRICO

Os resultados experimentais obtidos para o coeficiente de atenuação do PLA foram comparados com resultados teóricos do alumínio, PLA puro e tecido mole, obtidos a partir dos dados disponíveis na plataforma online do NIST. Para obter os dados teóricos do PLA puro, inserimos a composição química básica do polímero juntamente com as respectivas proporções de cada elemento na plataforma XCOM. Os dados fornecidos pelo XCOM são apresentados na Tabela 3 e Tabela 4.

2.2.6 SISTEMÁTICA DE MEDIDAS

Para a determinação do coeficiente de atenuação medimos inicialmente o espectro sem atenuação (espectro direto). Em seguida obtivemos espectros subsequentes introduzindo as placas de PLA perpendicularmente à direção do feixe incidente, aumentando a espessura de atenuação de blocos com 4 placas cada. Processo semelhante foi utilizado para determinação do coeficiente de atenuação do alumínio puro, utilizando a escala de alumínio (Figura 15). A energia considerada para o coeficiente de atenuação foi a energia média do espectro incidente, obtida por média ponderada utilizando-se a Equação 9 na região de interesse. Para o sistema com o tubo de raios X foi considerado todo o espectro, enquanto para a fonte de Americíio-241 a região de interesse é o pico de 59,5 keV, subtraído o background.

$$\langle E \rangle = \frac{\sum_i^n E_i * n_i}{\sum_i^n E_i} \quad \text{Equação 9}$$

Onde:

$\langle E \rangle$: energia média

E_i : energia de cada fóton

n_i : número de fótons para cada energia

As configurações do gerador de raios X foram selecionadas de maneira a minimizar o tempo morto do detector e mantê-lo abaixo de 15% na aquisição do espectro direto. As configurações do tubo de raios X com as respectivas energias médias obtidas são apresentadas na Tabela 2. Mesmo reduzindo a corrente do tubo ao mínimo a taxa de detecção foi grande o suficiente para causar a saturação do detector. Com o objetivo de reduzir a intensidade do espectro direto, uma placa de chumbo foi colocada na saída do tubo de raios X (atenuação extra de Pb), sendo utilizada a mesma espessura para todos os espectros obtidos com um dado kV.

Tabela 2 - Configurações utilizadas na aquisição dos espectros para cada energia e tipo de placa. Incertezas na tensão aplicada é 0,1 kV, na corrente aplicada é 0,1 mA, no tempo de aquisição é 0,5 segundo.

	<u>Tensão aplicada</u> <u>(kV)</u>	<u>Corrente aplicada</u> <u>(mA)</u>	<u>Tempo de aquisição</u> <u>(s)</u>	<u>Atenuação extra de Pb (mm)</u>	<u>da atenuação extra</u> <u>(mm)</u>	<u>Incerteza da Energia média (keV)</u>	<u>Incerteza da Energia Média (keV)</u>
Placas Verdes	<u>30</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,35</u>	<u>0,01</u>	<u>18,3</u>	<u>0,2</u>
-	<u>45</u>	<u>15</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>37,6</u>	<u>0,1</u>
-	<u>60</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>47,6</u>	<u>0,1</u>
-	<u>70</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>52,6</u>	<u>0,1</u>
-	<u>90</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>61,6</u>	<u>0,1</u>
Placas Pretas	<u>30</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,35</u>	<u>0,01</u>	<u>18,3</u>	<u>0,3</u>
-	<u>45</u>	<u>15</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>37,6</u>	<u>0,2</u>
-	<u>60</u>	<u>2,0</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>47,6</u>	<u>0,1</u>
-	<u>70</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>52,6</u>	<u>0,1</u>
-	<u>90</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>61,6</u>	<u>0,1</u>
Placas Naturais	<u>30</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,35</u>	<u>0,01</u>	<u>26,9</u>	<u>0,3</u>
-	<u>45</u>	<u>10</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>38,6</u>	<u>0,1</u>
-	<u>60</u>	<u>0,4</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>48,1</u>	<u>0,1</u>
-	<u>70</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,31</u>	<u>0,02</u>	<u>53,5</u>	<u>0,1</u>
-	<u>90</u>	<u>0,1</u>	<u>120</u>	<u>0,62</u>	<u>0,04</u>	<u>66,7</u>	<u>0,1</u>

2.2.7 CÁLCULO DAS INCERTEZAS

Como dito na seção 2.2.4 a espessura de cada placa de PLA foi medida dez vezes. As posições das medições foram as mesmas em todas as placas. A média dos valores medidos de cada placa foi utilizada para expressar a espessura da placa. A incerteza da espessura de atenuação “x” é dada pela incerteza da média das medidas, definida como o desvio padrão das medidas de cada placa dividido pela raiz do número de medidas. A incerteza utilizada para o número de fótons detectados foi a raiz do número de fótons detectados. A incerteza do logaritmo

neperiano “ $\ln(N/N_0)$ ” foi calculada utilizando a equação diferencial para propagação das incertezas de “N” e “ N_0 ”, resultando na Equação 10.

$$\sigma_{\ln} = \frac{N}{N_0} \left(\frac{N}{(N_0)^2} + \frac{N^2}{(N_0)^3} \right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{Equação 10}$$

Onde;

σ_{\ln} : incerteza propagada do logaritmo neperiano

N: número de fótons não atenuados detectados

N_0 : número de fótons detectados do espectro direto

A incerteza da energia média foi obtida fazendo a propagação de incertezas da Equação 9. O programa utilizado para o cálculo do ajuste linear foi o OriginPro8® utilizando-se pontos com barras de erros horizontais (espessura) e verticais (número de fótons). A incerteza do ajuste linear foi fornecida pelo programa de cálculo.

2.3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como já foi dito, os dados de coeficientes de atenuação são, geralmente, apresentados em função do coeficiente de atenuação mássico. As limitações do processo de impressão das placas resultaram em considerável imprecisão nas dimensões laterais das placas de PLA implicando em incertezas altas na densidade calculada das placas produzidas. Para contornar os problemas com a densidade das placas os valores obtidos através da plataforma NIST foram convertidos para coeficiente de atenuação linear a fim de comparação com os valores medidos, utilizando-se densidades tabeladas para condições normais de temperatura e pressão, que se espera sejam bastante aproximadas àquelas das condições nas quais as medidas foram realizadas (nível do mar, pressão atmosférica, temperatura de 22 graus).

2.3.1 RESULTADOS OBTIDOS PARA TESTE DA GEOMETRIA, METODOLOGIA E ESTABILIDADE

2.3.1.1 MEDIDAS COM TUBO DE RAIOS X

Como foi dito na seção 2.2.3, a geometria e metodologia utilizadas foram testadas medindo-se o coeficiente de atenuação do alumínio puro. O coeficiente de atenuação do alumínio foi determinado imediatamente após a finalização do processo de alinhamento fonte-detector. Após a aquisição dos dados das placas de PLA, adquirimos, novamente, espectros para a determinação do coeficiente de atenuação do alumínio. A Tabela 3 mostra os valores dos coeficientes de atenuação do alumínio determinados através desta metodologia e os valores teóricos fornecidos pelo NIST. Como dito na seção 2.2.6 as energias médias apresentadas foram calculadas utilizando-se Equação 9.

Tabela 3 - Coeficientes obtidos no teste do geometria e metodologia.

Energia			
Média (keV)	μ teórico (cm^{-1})	μ obtido (cm^{-1})	
Antes das medidas das placas de PLA verde	$61,3 \pm 0,1$	0,737	$0,765 \pm 0,001$
Após as medidas das placas de PLA verde	$61,5 \pm 0,1$	0,735	$0,760 \pm 0,001$
Antes das medidas das placas de PLA preto	$61,5 \pm 0,1$	0,735	$0,760 \pm 0,001$
Após as medidas das placas de PLA preto	$61,5 \pm 0,1$	0,735	$0,745 \pm 0,001$
Antes das medidas das placas de PLA natural	$66,7 \pm 0,1$	0,681	$0,678 \pm 0,001$
Após as medidas das placas de PLA natural	$66,6 \pm 0,1$	0,682	$0,683 \pm 0,001$

Analizando as medidas do coeficiente de atenuação do Alumínio, antes e depois das medidas do PLA verde (primeira e segunda linhas da Tabela 3), percebemos que há uma variação da energia média do espectro de 0,2 keV que representa, aproximadamente, 0,3%. A variação da energia média implica em variação do coeficiente de atenuação teórico em 0,002. O valor do coeficiente de atenuação medido apresentou uma variação maior (0,005) bem superior à incerteza (0,001). Como a configuração do tubo de raios x não foi alterada a variação na energia média do tubo indica que existem flutuações do próprio equipamento ao longo do tempo de funcionamento. Com isso podemos afirmar que a incerteza obtida para o coeficiente de atenuação experimental está subestimada e que devem existir fontes de incerteza que não foram consideradas.

O ajuste linear utilizado para determinar o coeficiente de atenuação do alumínio puro obteve, em todos os casos, valores de R^2 acima de 0,99 indicando que a correlação entre as grandezas é alta e a reta é um bom ajuste para estes dados. Como exemplo, a Figura 17 mostra um dos gráficos com o ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação

do alumínio antes das medidas das placas de PLA verde. Todos os gráficos obtidos para a teste do sistema e metodologia estão no APENDICE B – APRESENTAÇÃO DOS DADOS EM GRÁFICOS.

O alinhamento do sistema para as medidas das placas de PLA natural foi feito utilizando o sistema com os três motores de movimentação instalados e em pleno funcionamento enquanto os espectros das placas de PLA verde e preto foram adquiridos enquanto o sistema contava somente com dois motores em funcionamento. O cronograma de desenvolvimento deste trabalho não permitiu a repetição das medidas do PLA verde e preto com sistema de alinhamento melhorado.

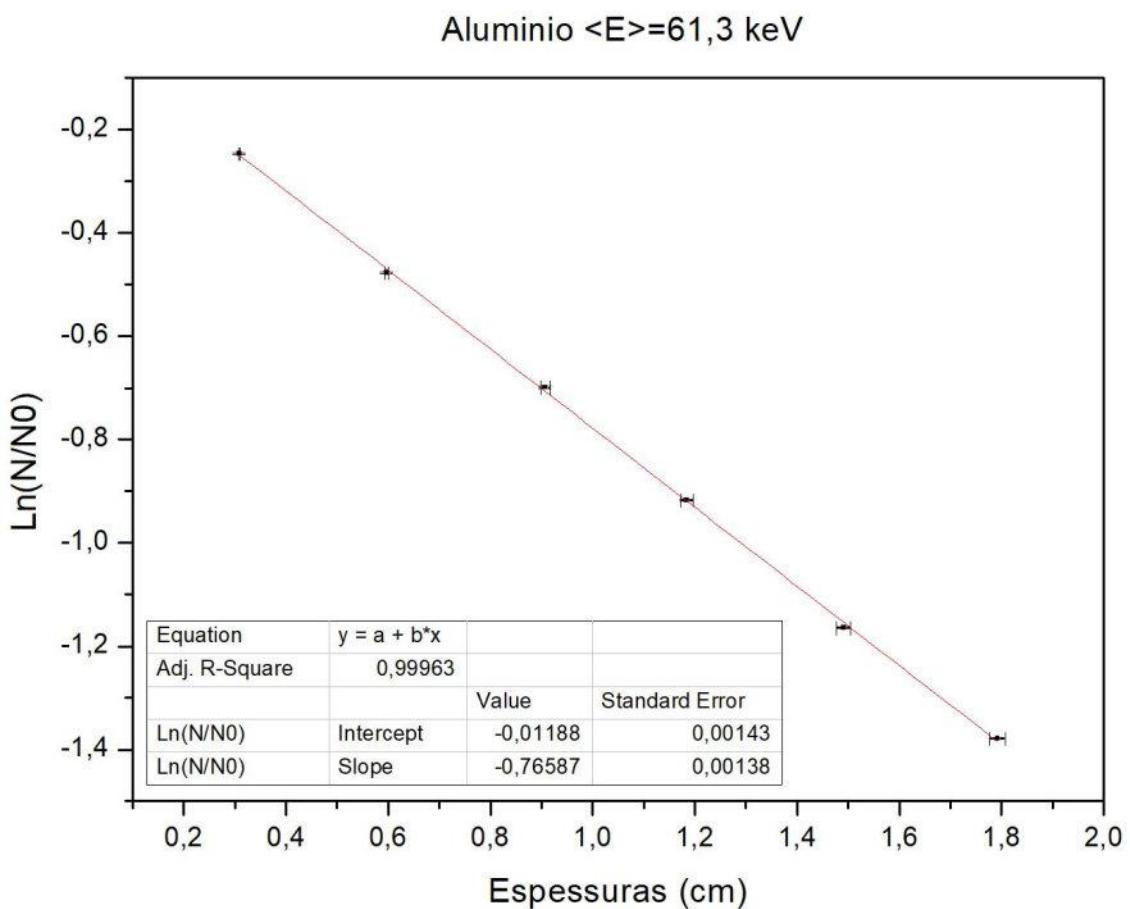


Figura 17 - Gráfico com ajuste para o coeficiente de atenuação do alumínio utilizado no teste do sistema e da metodologia para a aquisição das placas de PLA verde

2.3.1.2 MEDIDAS COM A FONTE DE AMERÍCIO-241

Os espectros adquiridos utilizando a fonte de amerício seguem a mesma metodologia utilizada para a fonte de raios X. A região de interesse do espectro para o cálculo da energia do pico, no caso da fonte de amerício, resume-se à região do pico de emissão deste isótopo (59,5 keV).

Apesar da atividade da fonte, corrigida para a data atual (290 mCi), ainda ser elevada em relação à sua atividade original (300 mCi), a contagem de fôtons no detector foi baixa quando comparada com as medidas do sistema com o tubo de raios X. O baixo número de contagens aumentou o tempo necessário para aquisição de espectros. Na tentativa de superar a limitação na contagem o tamanho dos orifícios dos colimadores utilizados no sistema foram aumentados, chegando à configuração informada na seção 2.2.2. O aumento dos colimadores gerou problemas de alinhamento que afetaram a incerteza das medidas e provavelmente a precisão das mesmas. O coeficiente de atenuação do alumínio puro obtido apresentou discrepância de 8% em relação ao coeficiente de atenuação teórico para os dados adquiridos antes das medidas do PLA e 22% para os dados adquiridos após as medidas do PLA. A Figura 18 mostra o ajuste para o coeficiente de atenuação do alumínio utilizando a fonte de Amerício-241. Os dados obtidos para o coeficiente de atenuação medidos com o Am-241 são mostrados no APENDICE B – APRESENTAÇÃO DOS DADOS EM GRÁFICOS.

Provavelmente devido aos problemas relatados, obtivemos uma discrepância significativa entre o coeficiente de atenuação obtido para o alumínio e o valor teórico fornecido pela literatura, o que nos levou a desconsiderar os resultados obtidos com o Am-241 para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA mas achamos por bem deixar registrados os resultados (seção 8.2.) como subsídios a serem utilizados em medidas futuras.

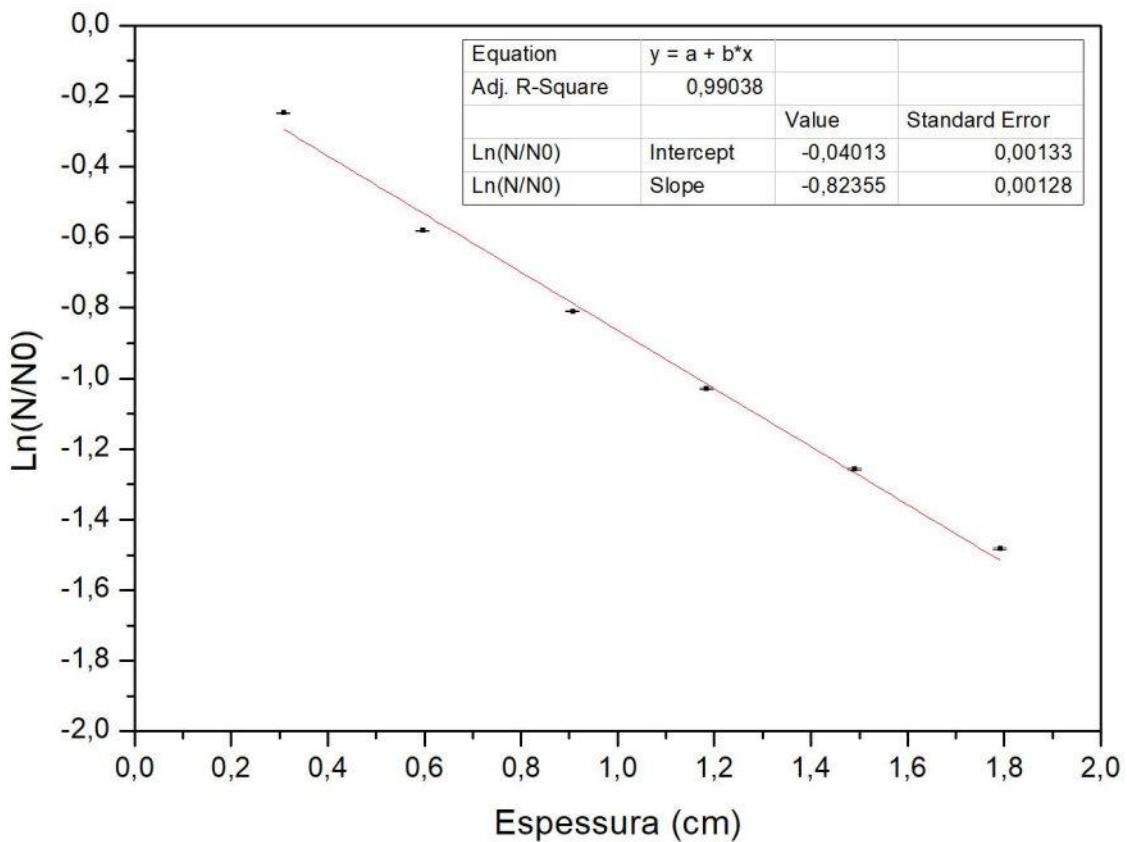


Figura 18 – Gráfico de ajuste para obtenção do coeficiente de atenuação do alumínio utilizando a fonte de Amerício-241

2.3.2 RESULTADOS OBTIDOS PARA O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO PLA

Os gráficos obtidos a partir dos dados dos espectros de atenuação para as placas de PLA são mostrados no APENDICE B – APRESENTAÇÃO DOS DADOS EM GRÁFICOS.

A Tabela 4 mostra os valores dos coeficientes de atenuação do PLA medidos com a fonte de raios X juntamente com os dados teóricos obtidos da plataforma NIST para o PLA e o tecido mole.

Tabela 4 – Coeficientes de atenuação obtidos para o PLA em cada composição testada sendo σ a incerteza do coeficiente de atenuação obtido.

Energia Média (keV)	PLA NATURAL		PLA VERDE		PLA PRETO		PLA (NIST)	TECIDO MOLE
	μ (cm ⁻¹)	σ	μ (cm ⁻¹)	σ	μ (cm ⁻¹)	σ		
18,3			0,7375	0,0008	0,6526	0,0007	1,0987	1,1875
26,9	0,4339	0,0007					0,5390	0,5477
37,6			0,2985	0,0004	0,2598	0,0007	0,3330	0,3131
38,6	0,2916	0,0006					0,3220	0,3014
47,6			0,2517	0,0020	0,2180	0,0005	0,2771	0,2508
48,1	0,2544	0,0007					0,2740	0,2486
52,6			0,2432	0,0012	0,2079	0,0011	0,2618	0,2340
53,5	0,2407	0,0007					0,2600	0,2320
61,6			0,2351	0,0006	0,2033	0,0006	0,2441	0,2151
66,7	0,2189	0,0007					0,2380	0,2090

As incertezas das energias médias apresentadas na Tabela 4 foram apresentadas na Tabela 2.

Os espectros das placas de PLA verde e do PLA preto foram adquiridos na mesma época enquanto os espectros do PLA natural foram adquiridos alguns meses mais tarde com o equipamento permitindo melhor alinhamento. As medidas diretas mostraram significativo aumento da taxa de contagem, chegando a saturar o detector, forçando-nos a adicionar

atenuadores em todas as medidas e portanto “endurecendo” o feixe, sendo esta a razão para as energias médias serem maiores que no caso das medidas dos PLAs verde e preto.

Para todas as energias o ajuste linear apresentou R^2 acima de 0,99. Para as placas de PLA verde e preto a reta ajustada não passa sobre todos os pontos dos espectros, principalmente para as energias mais baixas. Os dados do PLA natural reproduzem perfeitamente os pontos, mesmo para energias mais baixas. Isto indica que o sistema de alinhamento com três motores melhorou a qualidade dos espectros adquiridos.

As flutuações dos pontos em relação ao ajuste linear nos gráficos podem estar associadas a problemas de alinhamento ou a variações de densidade devido ao processo de extrusão (impressão) das placas. Tais flutuações não são observadas nas placas de PLA natural, estas foram impressas com espessura menor e seus espectros foram adquiridos com o sistema de alinhamento melhor.

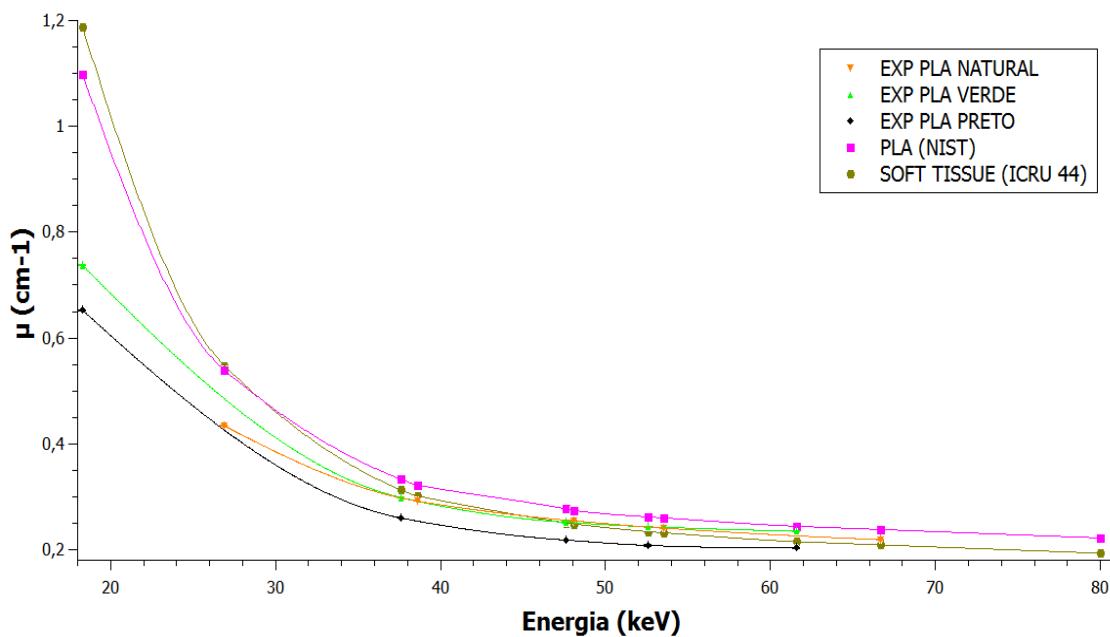


Figura 19 - Dados do coeficiente de atenuação do PLA experimental e teórico

A Figura 19 mostra os coeficientes de atenuação obtidos para as placas de PLA assim como os dados do NIST para o PLA teórico e os dados da ICRU 44 que define a composição química de referência do tecido mole.

O PLA preto apresentou coeficientes de atenuação da ordem de 15% menores que as placas de PLA verde. As placas de PLA verde e preto obtiveram coeficientes de atenuação com discrepância maiores que 30% em relação ao valor teórico para a energia mais baixa (18,3 keV). Esta discrepança diminui com o aumento da energia. Alcançando cerca de 4% de discrepança para a energia de 61,6 keV. Todas as placas de PLA obtiveram discrepâncias superiores à 20% em relação ao tecido mole para as energias mais baixas avaliadas. O PLA natural foi o polímero que apresentou coeficientes de atenuação mais próximos aos valores do tecido mole com discrepâncias da ordem de 4%, para energias acima de 35 keV.

A discrepança entre os dados do NIST para o PLA e para o tecido mole apresentam diferenças da casa de 10% para as energias avaliadas neste trabalho.

A composição química básica do PLA é de Carbono, Hidrogênio e Oxigênio. Os filamentos de PLA verde e preto utilizados para impressão das placas possivelmente sofreram adição de outras substâncias para produzir coloração, geralmente metais pesados. A adição de outros químicos na composição do PLA pode ter contribuído para o comportamento dos coeficientes de atenuação das placas.

3 PROJETO DO FANTOMA DE OLHO

3.1 ANATOMIA DO OLHO HUMANO

O globo ocular conta com três membranas concêntricas que consistem em esclera, coroide e retina sendo a primeira mais externa e a última mais interna. (Anatomia do Corpo Humano, 2018). A Figura 20 mostra um esquemático da estrutura do olho humano em corte sagital.

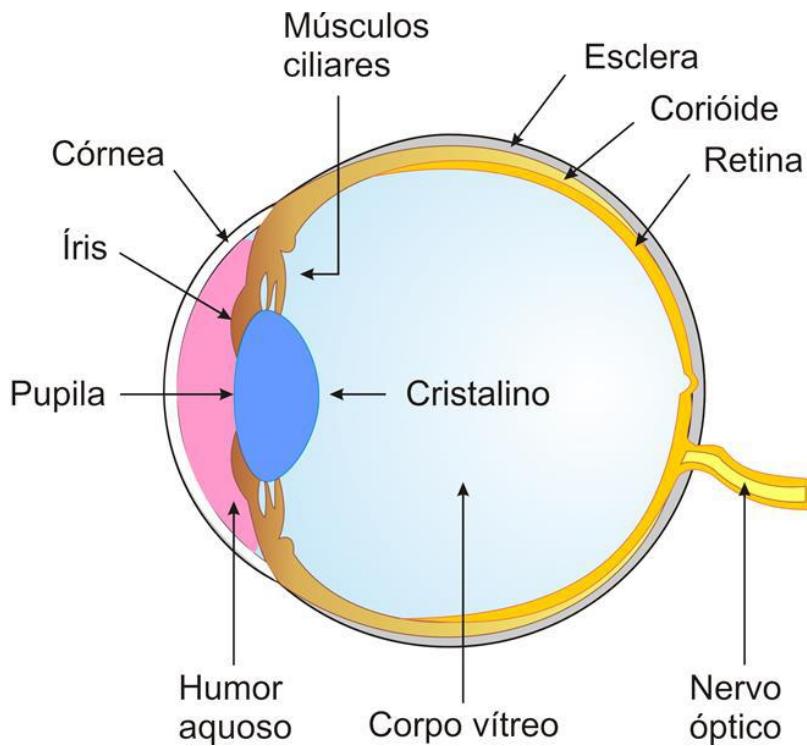


Figura 20 – Esquemático (visão sagital) da anatomia do olho humano (FISIKA NA REDE, 2018)

A esclera corresponde a porção branca do olho. É constituída, basicamente, de fibras colágenas e tem como principal função servir de barreira física para o conteúdo intraocular e local de fixação para os músculos extraoculares (RetinaPro, 2018). Na parte posterior da esclera encontra-se um orifício por onde passa o nervo óptico. Na parte anterior, a esclera, transforma-se em uma camada transparente chama de córnea (Anatomia do Corpo Humano, 2018). A segunda camada, intermediária, é a uvea ou trato uveal. Sua função é principalmente vascular. Esta camada pode ser subdividida em outras três coroide, corpo ciliar e íris. A coroide é a porção

responsável pela vascularização, ou seja, fornece suprimento de oxigênio e nutrientes, necessários para manutenção e bom funcionamento da visão (RetinaPro, 2018). A retina é região mais interna do olho, onde estão localizados os fotorreceptores. Região onde os fótons são convertidos em sinais elétricos e enviados para o cérebro através do nervo óptico (Mundo Educação, 2018). A estrutura interna do olho é preenchida de líquido com composição plasmática, os humores dos olhos. Humor aquoso é o líquido presente à frente do cristalino e humor vítreo é o líquido presente na porção interna do olho, formado basicamente de água, fibras e ácido hialurônico.

O melhor meio de compreender a disposição tridimensional da forma do olho humano e suas estruturas é olhando para a estrutura óssea do crânio. O olho humano dentro da cavidade ocular pode ser aproximado à forma de um pequeno cone (PRESLAND & MYATT, 2010).

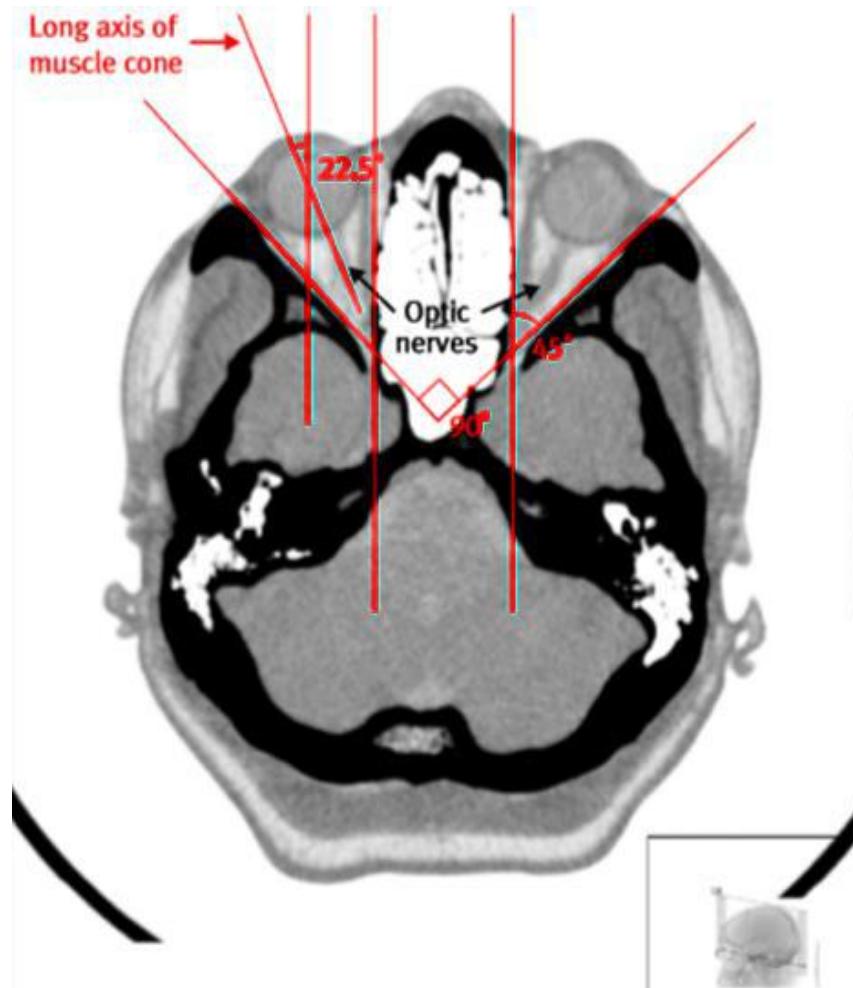


Figura 21 - Geometria ocular (PRESLAND & MYATT, 2010)

A Figura 21 mostra a geometria do olho humano juntamente com a ossatura do crânio. Nesta observa-se que as retas imaginárias posicionadas nas paredes laterais externas da cavidade ocular formam um ângulo de 45° entre si, podendo variar entre 40° e 60°. Além disso é possível observar que o nervo óptico está posicionado a um ângulo de 22° do eixo anteroposterior que corta o globo ocular no centro (PRESLAND & MYATT, 2010).

O globo ocular ocupa cerca de um terço do volume da orbita, os outros dois terços são preenchidos de gordura, músculos, nervos e vasos sanguíneos. O diâmetro anteroposterior do olho humano é, em média, da ordem de 24 mm, enquanto o diâmetro latero-lateral é da ordem de 22 mm. A parede posterior do cristalino está posicionada a 7,08 mm da face externa anterior do globo ocular (VOJNIKOVIĆ & TAMAJO, 2013).

Em qualquer tipo de exposição à radiação ionizante a irradiação de órgãos como o cristalino, fóvea e nervo óptico é crítica. Estas regiões são nomeadas órgãos de risco para tratamentos na região do crânio e precisam ser protegidas tanto quanto possível da irradiação.

3.2 PROJETO DO FANTOMA DE OLHO

O fantoma antropomórfico Alderson-Rando tem estruturas que mimetizam os tecidos do corpo humano quanto à sua interação com a radiação. É construído com fatias transversais de 2,5 cm de espessura desde a região final do fêmur até a cabeça. Cada fatia tem orifícios que são preenchidos com equivalentes de osso, equivalentes de tecido mole ou equivalentes de tecido pulmonar que podem ser substituídos dosímetros de acordo com a necessidade. Este fantoma é construído de maneira a reproduzir de forma satisfatória às pequenas variações de densidade do corpo humano. Em modelos mais novos deste fantoma os esqueletos são molduras poliméricas altamente detalhadas que reproduzem a forma, a densidade de massa e os coeficientes de atenuação do osso cortical e esponjoso (RSD - RADIOLOGY SUPPORT DEVICES, 2018). Entretanto, o alderson-Rando assim como os outros fantomas antropomórficos comerciais mais conhecidos, não apresenta estruturas que permitam a dosimetria cuidadosa e confiável dos órgãos radiossensíveis na região do olho.

Nosso fantoma de olho foi desenvolvido baseado numa tomografia do fantoma antropomórfico Alderson-Rando e dados da literatura. A partir das imagens DICOM (linguagem de dados utilizada por equipamentos médicos de imagem) da tomografia criamos uma representação 3D do crânio, utilizando o software 3D Slicer®, uma plataforma de software de código aberto para processamento de imagens médicas e visualização tridimensional, da tomografia (3DSlicer, 2018). O produto do 3D Slicer foi inserido na plataforma de desenho técnico AutoCad® 2017 (AutoDesk, 2018), na qual foi desenvolvido o projeto do fantoma.

O processo de criação do objeto 3D do crânio a partir da tomografia do fantoma antropomórfico é bastante trabalhosa e está detalhada no APENDICE A - CONVERSÃO DAS IMAGENS DICOM EM OBJETO 3D. O modelo 3D do crânio foi inserido no AutoCad em duas metades (superior e inferior) (Figura 22).

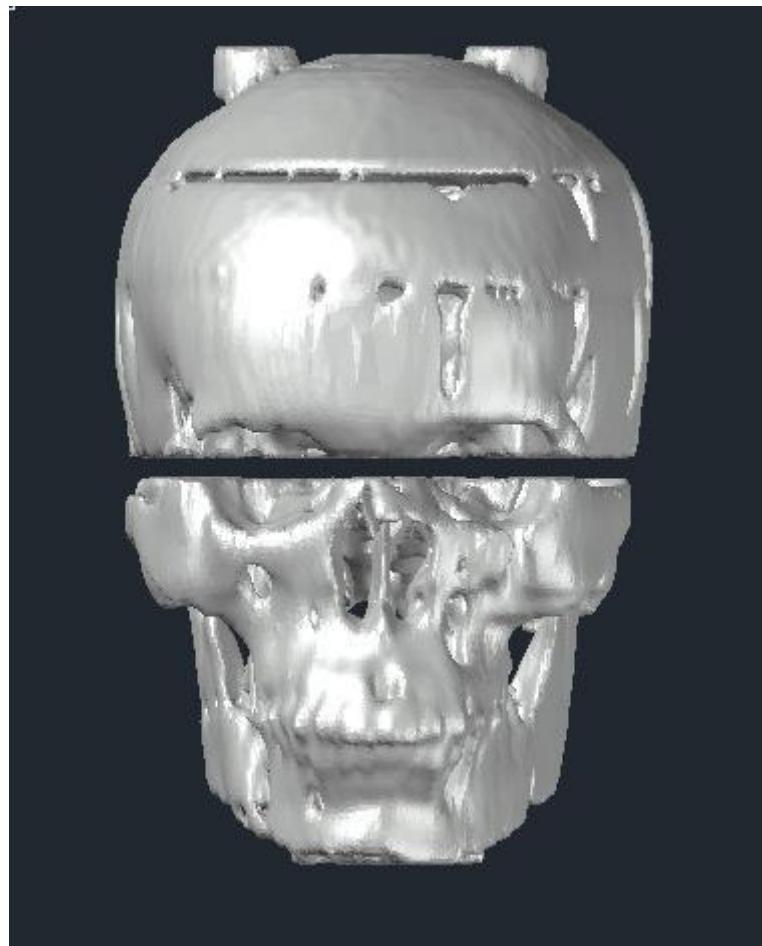


Figura 22 - (Visão anterior) Objeto 3D criado a partir das imagens DICOM

Segundo a geometria fornecida pela literatura foram construídas as linhas de referência de posicionamento do globo ocular e nervo óptico. O projeto do fantoma de olho foi construído a partir destas linhas de referência. Para permitir a dosimetria dos órgãos de risco (cristalino, nervo óptico, uvea e etc.) foram previstas posições para inserção de dosímetros nas regiões equivalentes do simulador.

A Figura 23 mostra as linhas de referência ajustadas à estrutura óssea do crânio do fantoma Alderson-Rando.

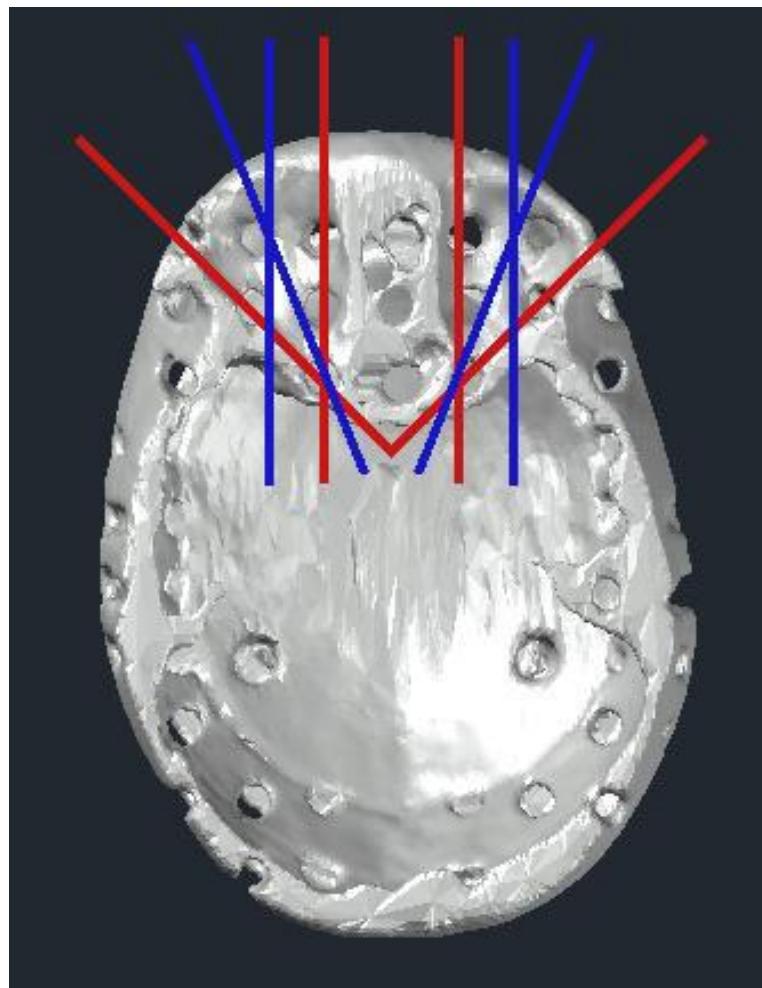


Figura 23 - (Visão inferior obliqua) Porção superior do objeto 3D com linhas de referência

As dimensões do olho projetado foram de 21,62 mm de diâmetro latero-lateral, 24,37 mm de diâmetro anteroposterior e um cone simulando o nervo óptico com extensão de 23,62 mm desde o fundo do globo ocular até o fundo da cavidade ocular (Figura 24).

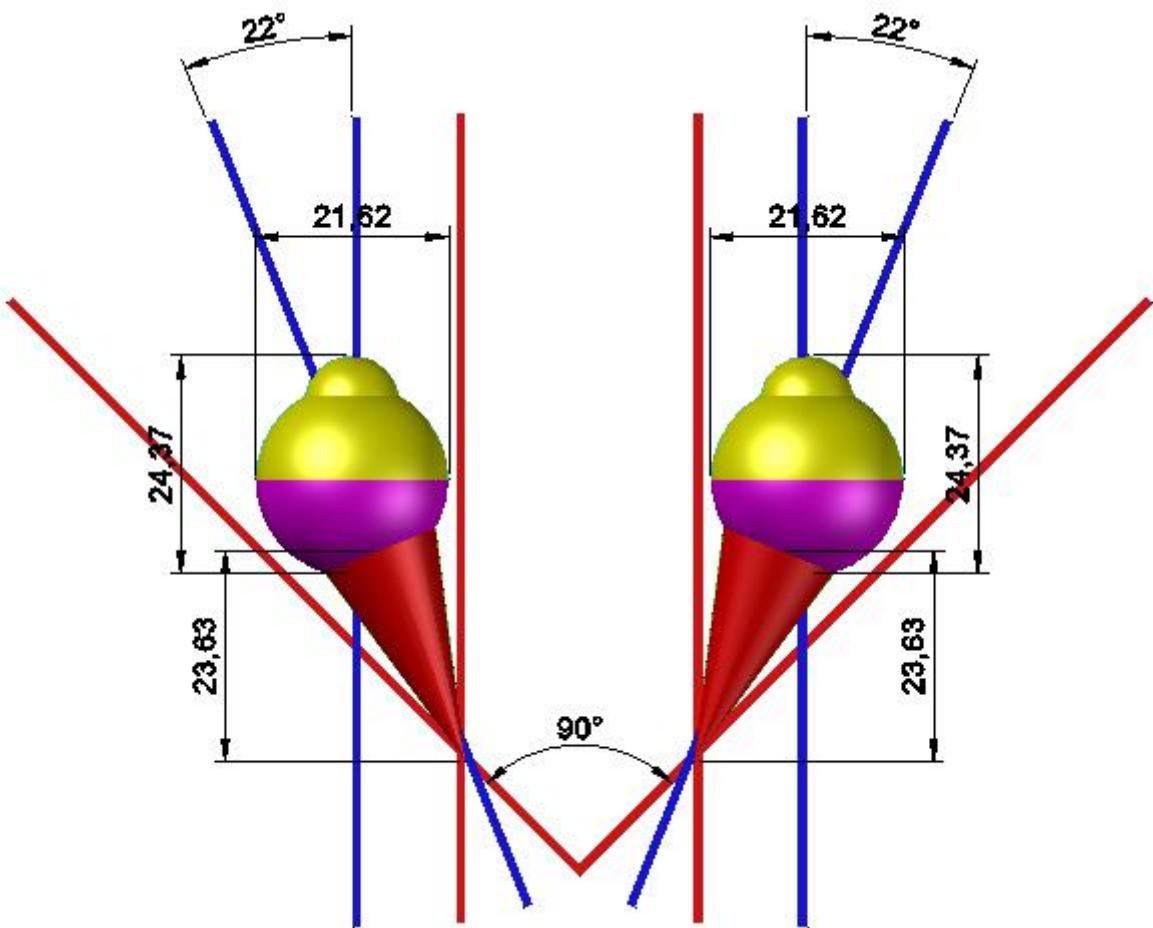


Figura 24 - (Visão superior) Dimensões do simulador de olho

O simulador de olho foi dividido em cinco partes encaixáveis contando com globo ocular superior, inferior, cone óptico superior e inferior, e fundo do olho (Figura 25). As peças foram coloridas para facilitar a visualização.

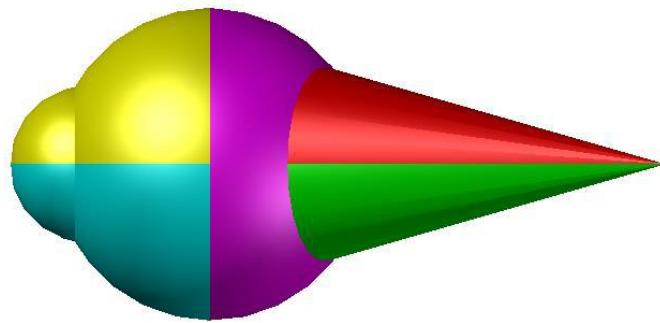


Figura 25 - (Visão Lateral) Subdivisão do simulador de olho

Na Figura 25, a parte em amarelo é o globo ocular superior, em azul o globo ocular inferior, em lilás o fundo do olho, em vermelho o cone óptico superior e em verde o cone óptico inferior.

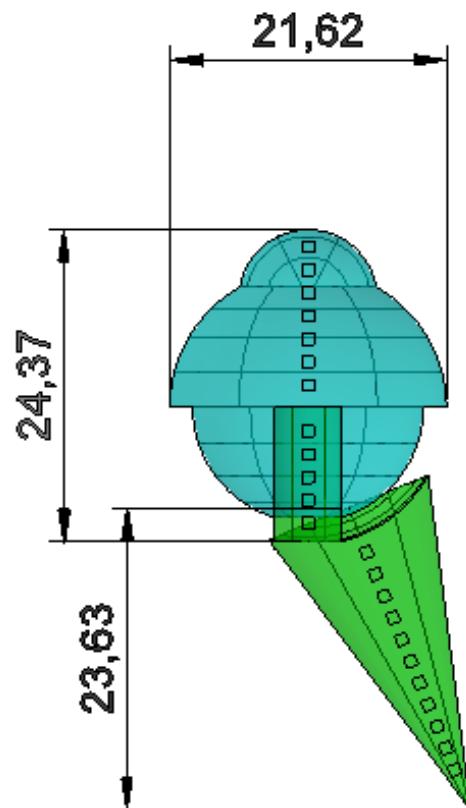


Figura 26 - (Visão superior) Diagrama esquemático do globo ocular e cone óptico

Este projeto de fantoma foi desenvolvido para abrigar dosímetros termoluminescentes (TLD) do tipo LiF-100 na forma de microcubo (com dimensões de 0,1 x 0,1 x 0,1 cm) em cavidades ao longo do eixo central do globo ocular, passando pela posição onde se localiza o cristalino, e no cone óptico, separados por 1mm de distância. Também haverá dosímetros posicionados na região interna do fundo do olho (Figura 27), região que simula a uvea. A região interna foi projetada para receber dosímetros somente em um quadrante para facilitar o processo de construção. Esta região foi projetada de forma a que para fazer a dosimetria de outro quadrante seja preciso somente rotacionar a peça do fundo do olho.

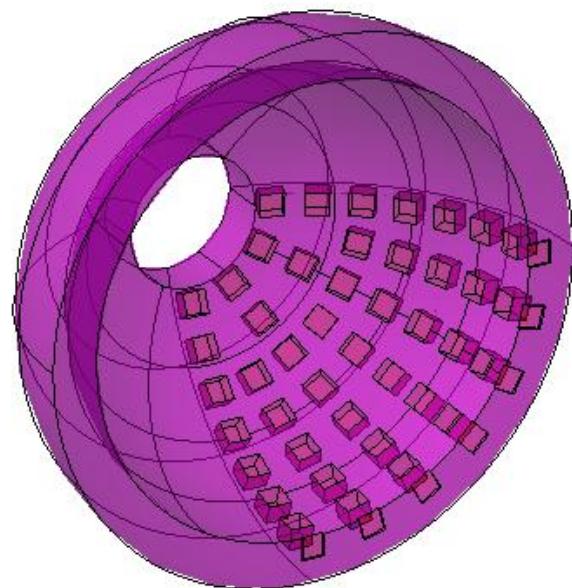


Figura 27 - (Visão posterior obliqua) diagrama da disposição dos dosímetros no fundo do olho

A peça mostrada na Figura 27 é a estrutura responsável por manter todo o simulador unido após a colocação dos dosímetros. A peça deverá ter liberdade de rotação, permitindo a dosimetria em todos os pontos do fundo do olho.

4 CONCLUSÕES

4.1 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO PLA

Os dados obtidos, com o tubo de raios X, para o coeficiente de atenuação do alumínio puro nos permitem concluir que o sistema e a metodologia utilizadas são adequados.

O tubo de raios X apresentou flutuações da ordem de 0,3%, mantendo-se as mesmas configurações de tensão e corrente, o que nos leva a concluir que existem fontes de incerteza não consideradas, provavelmente oriundas das flutuações do tubo e da perpendicularidade dos atenuadores em relação ao feixe de fótons.

Os valores dos coeficientes de atenuação medidos com as placas verdes e pretas divergem em até 15% provavelmente devido ao material utilizado para coloração das placas.

Para as energias mais baixas avaliadas, a discrepância dos coeficientes de atenuação do PLA em relação ao valor teórico foram superiores à 20%.

Para energias acima de 35 keV, o coeficiente de atenuação do PLA natural é o mais próximo dos valores do tecido mole, mas os valores teóricos estão fora das barras de incerteza dos valores experimentais.

Todas as medidas para o PLA se demonstraram incompatíveis com os dados do NIST colocando em questão as afirmações dos trabalhos anteriores, pelo menos nesta faixa de energia. Para energias mais altas, como as utilizadas em radioterapia, existe a necessidade de novas medidas.

As diferenças entre os dados do NIST para o PLA e o tecido mole na faixa de energia considerada são da ordem de 10%.

Cuidado especial deve ser dado a possíveis variações da composição do polímero que pode influenciar na interação com a radiação ionizante. A coloração do polímero já mostrou ser suficiente para alterar o coeficiente de atenuação do material para baixas energias. É possível supor que as variações nas composições químicas dos materiais não serão relevantes para a faixa energética da radioterapia.

Devido à inconstância da composição e consequentemente do coeficiente de atenuação dos PLAs comerciais, é necessário fazer a caracterização do PLA sempre que um novo filamento for adquirido.

A montagem experimental com a fonte de amerício apresentou problemas que não puderam ser superados. O número de fótons detectados pode indicar que a fonte esteja

deslocada dentro da blindagem fazendo com que a saída de fótons seja diminuída. O problema será melhor analisado em estudos futuros.

Os resultados obtidos colocam em questão a efetividade da utilização do PLA para a construção de fantomas. Ficou evidente a necessidade de caracterização do composto e de medidas experimentais para a determinação da viabilidade de uso, que deverá ser verificada levando-se em conta possíveis divergências entre o coeficiente de attenuação dos tecidos biológicos e da matéria prima de impressão dos fantomas.

4.2 PROJETO DO FANTOMA

O projeto do fantoma de olho desenvolvido neste trabalho atende às necessidades de dosimetria das regiões com maior radiosensibilidade do olho humano, com base em avaliações de físicos médicos especialistas.

O sistema de impressão 3D utilizado para criação das placas produzidas neste trabalho apresentou baixa resolução espacial. A limitação do programa de controle da impressora que não permite impressão com preenchimento total da peça deixa claro que este modelo de impressora não atende os quesitos necessários para esta aplicação.

Este trabalho fornece os dados e a metodologia necessária que permitirão ao grupo atingir os objetivos mencionados no sentido de um avanço no controle de irradiações indesejadas em procedimentos radioterápicos e de radiodiagnóstico.

5 DESENVOLVIMENTOS FUTUROS

Os resultados deste trabalho abrem diversas perspectivas de continuidade:

- Determinar a massa e o volume das placas construídas, com precisão compatível com as medidas, a fim de obter o coeficiente de atenuação mássico do PLA.
- Investigar de forma mais aprofundada como possíveis variações de densidade e alinhamento fonte-detector influenciam na determinação do coeficiente de atenuação.
- A partir dos coeficientes de atenuação determinados simular a dosimetria em procedimentos que utilizam fótons de baixa energia.
- Expandir o estudo do coeficiente de atenuação para as energias utilizadas em tratamentos radioterápicos.

Devido as dimensões e anatomia do olho será de suma importância a utilização de um sistema de impressão 3D com grande resolução espacial. O fantoma terá que ser adaptado às fatias transversais do fantoma Alderson-Rando que compõem a porção da cavidade ocular e onde o simulador de olho será posicionado.

A construção de mapas de dose na região da face, inclusive na região interna do cristalino, em procedimentos radiológicos deverá fornecer dados suficientes para uma conclusão assertiva sobre o melhor posicionamento dos dosímetro no cristalino.

Outras aplicações para o simulador de olho devem surgir ao longo do desenvolvimento da pesquisa. A dosimetria de órgãos sensíveis à radiação ionizante utilizando simuladores é o melhor meio para compreendermos e adotarmos procedimentos de proteção eficazes na utilização da radiação ionizante.

6 BIBLIOGRAFIA

- (24 de 03 de 2018). Fonte: Anatomia do Corpo Humano:
<http://www.anatomiadocorpo.com/visao/olho-humano-globo-ocular/>
- (25 de 03 de 2018). Fonte: Mundo Educação:
<http://mundoeducacao.bol.uol.com.br/biologia/estrutura-interna-dos-olhos.htm>
- (10 de 06 de 2018). Fonte: FISIKA NA REDE:
<http://fisikanarede.blogspot.com/2012/11/optica-da-visao.html>
- 3DSlicer. (17 de 02 de 2018). Fonte: 3D Slicer: <https://www.slicer.org>
- ALSSABBAGH, M. e. (2017). Evaluation of 3D printing materials for fabrication of a novel multi-functional 3D thyroid phantom for medical dosimetry and image quality. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 135, p. 106-112.
- ATTIX, F. H. (2008). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons.
- AURAS, R. A. (2003). Mechanical, physical, and barrier properties of poly (lactide) films. *Journal of plastic film & sheeting*, v. 19, n. 2, p. 123-135.
- AutoDesk. (17 de 02 de 2018). Fonte: <https://www.autodesk.com.br>
- BAILEY, D. L. (2014). *Nuclear medicine physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA).
- BALLETTI, C., BALLARIN, M., & GUERRA, F. (2017). 3D printing: State of the art and future perspectives. *Journal of Cultural Heritage*. *Journal of Cultural Heritage*, v. 26, p. 172-182.
- BERGER, M. (2010). XCOM: photon cross sections database. <http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index>. Fonte: <http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index>.
- BLIZNAKOVA, K. (2016). The use of 3D printing in manufacturing anthropomorphic phantoms for biomedical applications. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis*, v. 2, n. 1, p. 23-31, 2016.
- BURLESON, S. e. (2015). Use of 3D printers to create a patient-specific 3D bolus for external beam therapy. *Journal of applied clinical medical physics*, v. 16, n. 3, p. 166-178.

- BUSHBERG, J. T. (2012). *The essential Physics of medical imaging*. Lippincott Williams and Wilkins.
- CARTON, A.-K. e. (2010). Development of a 3D high-resolution physical anthropomorphic breast phantom. *Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging*, p. 762206.
- CHOJNIAK, M. M. (2001). Termoterapia transpupilar em melanoma maligno da coroide. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*.
- CRAFT, D. F. (2018). Material matters: Analysis of density uncertainty in 3D printing and its consequences for radiation oncology. *Medical physics*.
- DANCE, D. R.-H. (2014). *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency.
- DE LIMA, E. F., FOSCHINI, M., & MAGINI, M. (2001). O efeito termoiônico: uma nova proposta experimental. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 23, n. 4, p. 391-394.
- DOMIENIK, J., RUSICKA, D., & SZUBERT, W. (2013). A study on the dose distributions near the eye lens and the legs. Part 2–Interventional radiology. *Radiation Measurements*, v. 51, p. 62-66.
- Estudo Radiográfico.* (18 de 03 de 2018). Fonte: <http://estudoradiografico.blogspot.com.br/2016/10/diferenca-entre-producao-de-radiacao.html>
- GARLOTTA, D. (2001). A literature review of poly (lactic acid). . *Journal of Polymers and the Environment*, v. 9, n. 2, p. 63-84.
- GUPTA, B., REVAGADE, N., & HILBORN, J. (2007). Poly (lactic acid) fiber: an overview. *Progress in polymer science*, v. 32, n. 4, p. 455-482.
- HUBBELL, J. H. (2002). Bibliography of photon total cross section (attenuation coefficient) measurements.
- HUIJSER, S. (2009). Synthesis and characterization of biodegradable polyesters: polymerization mechanisms and polymer microstructures revealed by MALDI-ToF-MS. *Tese de Doutorado. Thesis. Eindhoven: Technische Universiteit: Eindhoven, The Netherlands*.

- ICRP. (2011). Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs. *ICRP PUBLICATION 118*.
- KIM, M.-J. e. (2017). haracterization of 3D printing techniques: Toward patient specific quality assurance spine-shaped phantom for stereotactic body radiation therapy. *PloS one*, v. 12, n. 5, p. e0176227.
- KNOLL, G. F. (2010). *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons.
- LENG, S. e. (2015). Construction of realistic liver phantoms from patient images using 3D printer and its application in CT image quality assessment. *Medical Imaging 2015: Physics of Medical Imaging*, p. 94124E.
- LOMAX, A. J., GOITEIN, M., & ADAMS, J. (2003). Intensity modulation in radiotherapy: photons versus protons in the paranasal sinus. *Radiotherapy and oncology*, v. 66, n. 1, p. 11-18.
- MADAMESILA, J. e. (2016). Characterizing 3D printing in the fabrication of variable density phantoms for quality assurance of radiotherapy. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, v. 32, n. 1, p. 242-247.
- MALHOTRA, A. e. (2011). Ocular anatomy and cross-sectional imaging of the eye. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. Elsevier, p. 2-13.
- MATOS, K. (2011). *Preparação de nanocompósitos de PLA/PEAD/TiO₂ degradáveis*. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- NIST. (17 de 02 de 2018). Fonte: XCOM:
<https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>
- PERES, R. V. (2016). CARACTERIZAÇÃO E PROCESSAMENTOS DO POLI (ÁCIDO LÁTICO) 70/30 PARA IMPRESSÃO 3D . *DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA - INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA - CURSO DE DOUTORADO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS* .
- PODGORSAK, E. B. (2010). *Radiation physics for medical physicists*. Springer Science & Business Media.

- PRESLAND, A., & MYATT, J. (2010). Ocular anatomy and physiology relevant to anaesthesia. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, v. 11, n. 10, p. 438-443.
- RetinaPro*. (25 de 03 de 2018). Fonte: <https://retinapro.com.br/blog/principais-partes-do-olho/>
- RSD - RADIOLOGY SUPPORT DEVICES. (31 de Janeiro de 2018). *RSD*. Fonte: RSD: http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm
- SINGH, A. D., BERGMAN, L., & SEREGARD, S. (2005). Uveal melanoma: epidemiologic aspects. *Ophthalmology Clinics*, v. 18, n. 1, p. 75-84.
- SU, S., MORAN, K., & ROBAR, J. L. (2014). Design and production of 3D printed bolus for electron radiation therapy. *Journal of applied clinical medical physics*, v. 15, n. 4, p. 194-211.
- TAUHATA, L. S. (2013). *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 9^a revisão - IRD/CNEN.
- VOJNIKOVIĆ, B., & TAMAOJO, E. (2013). Gullstrand's Optical Schematic System of the Eye—Modified by Vojniković & Tamajo. *Collegium antropologicum*, v. 37, n. 1, p. 41-45.

7 APENDICE A - CONVERSÃO DAS IMAGENS DICOM EM OBJETO 3D

A Conversão das imagens DICOM em objeto 3D (formato stl) foi feita utilizando o programa 3D Slicer®. O processo de conversão das imagens para um formato compatível com o sistema do AutoCad®, onde foi desenvolvido o simulador de olho, exigiu a integração com outro programa independente, o Blender®.

A inserção das imagens DICOM no sistema utilizando a tecla na lateral superior esquerda “LOAD DICOM DATA” (Figura 28), a função arrastar e soltar também é uma opção, porém para fins didáticos seguiremos sem utilizar qualquer tipo de atalho ou facilitador de processo por este motivo é necessário identificar cuidadosamente nas imagens os botões de controle utilizados durante o processo, os botões utilizados foram circundados com um balão vermelho.

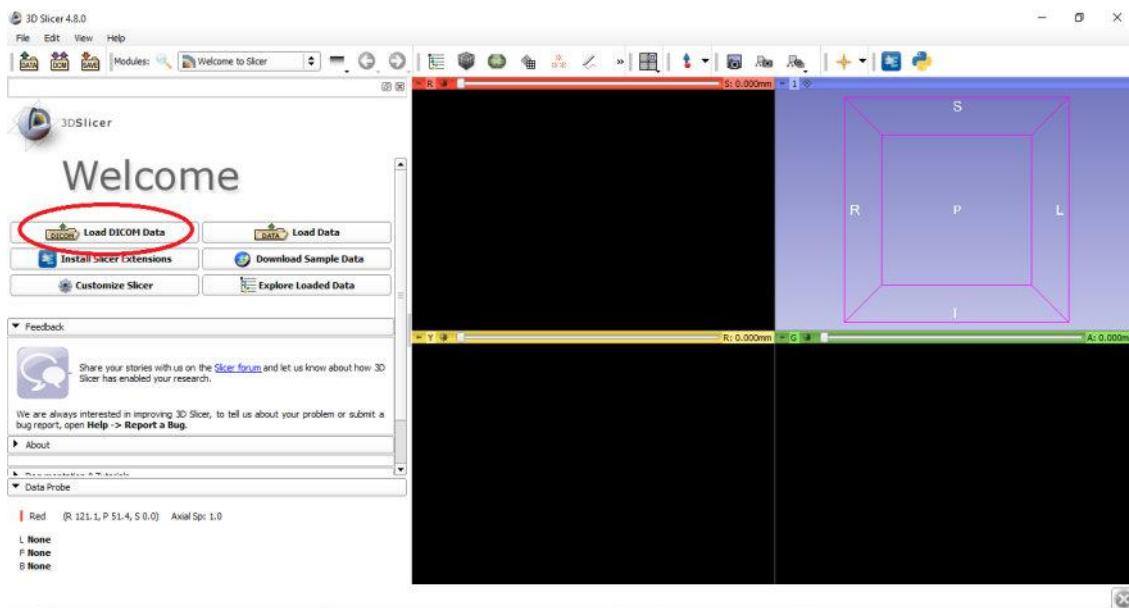


Figura 28 - Tela inicial do Slicer

Em uma segunda tela é possível visualizar quais os arquivos DICOM já inseridos na plataforma (Figura 29). Foram selecionadas as imagens DICOM do fantoma Alderson que contém somente a região da cabeça e pescoço e então carregar o arquivo em “LOAD”.

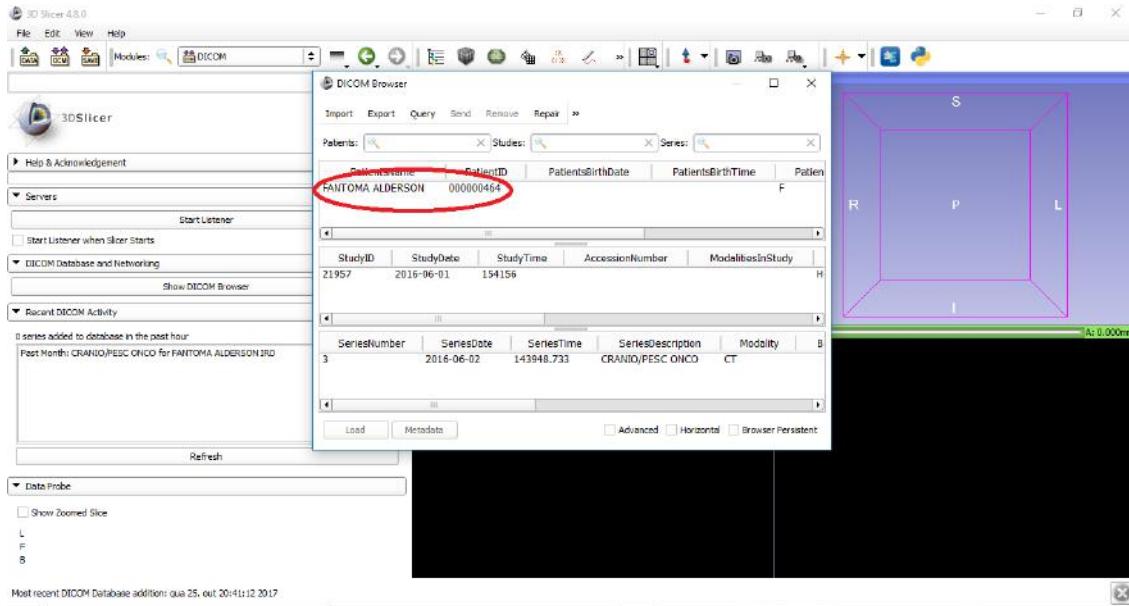


Figura 29 - Tela de seleção do arquivo DICOM

Geralmente as Imagens DICOM de uma tomografia contem muito mais informação que a necessária para produção do objeto 3D. Nesta fase é necessário fazer a seleção da região de interesse e para isso foi utilizado o menu “VOLUME RENDERING” (Figura 30) na aba de módulos.

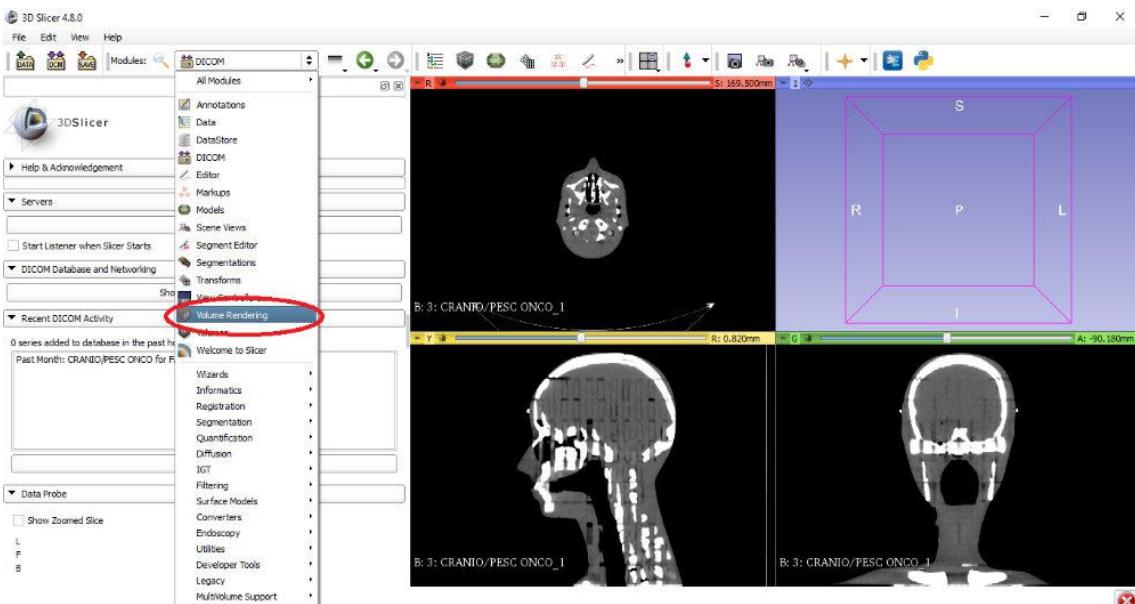


Figura 30 - Tela de seleção do módulo VOLUME RENDERING

Para visualização prévia do modelo em 3^a dimensão é necessário marcar as opções de construção automática do modelo, para isso foram ativadas as opções de visualização do modelo 3D e região de interesse (Figura 31).

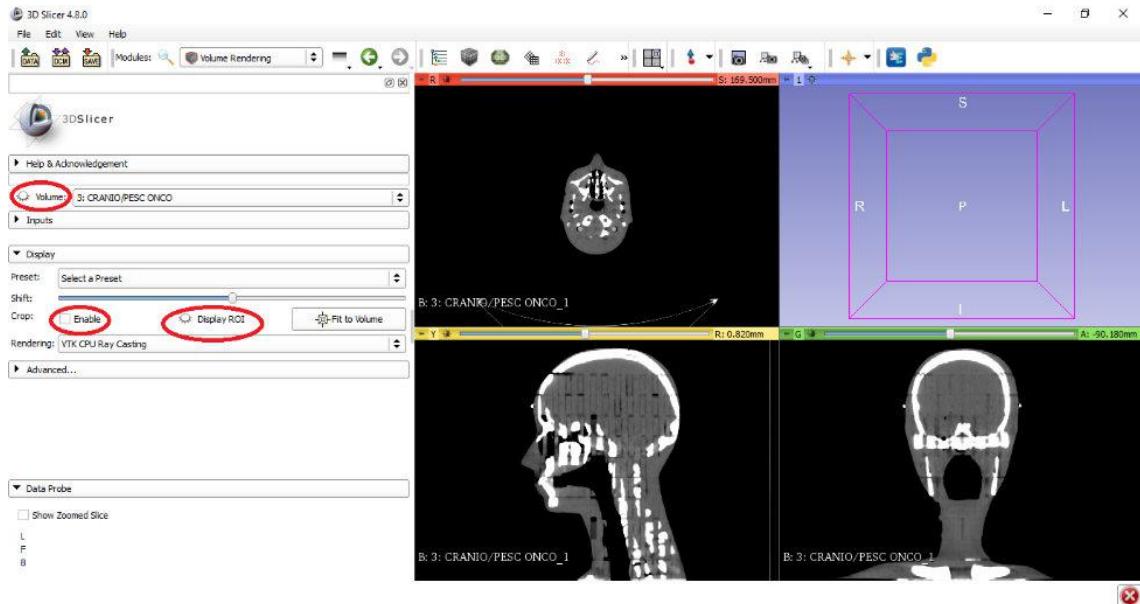


Figura 31 - Tela de visualização do modelo 3D

O modelo desenvolvido para construção do simulador de olho, sujeito deste trabalho, o crânio do fantoma foi separado em duas partes para facilitar a movimentação e inserção na plataforma Cad, no entanto neste tópico a região de interesse selecionada é mais simples contendo toda a extensão do crânio do fantoma. Esta alteração não apresenta nenhuma mudança significativa no processo somente que para o modelo utilizado no fantoma o processo foi feito em separado para parte superior do crânio e depois para parte inferior do crânio. Após delimitação da região de interesse foi escolhido o *preset* que fornece a melhor visualização da ossatura do crânio, para este caso o *preset* utilizado foi o CT-CORONARY-ARTERIES (Figura 32).

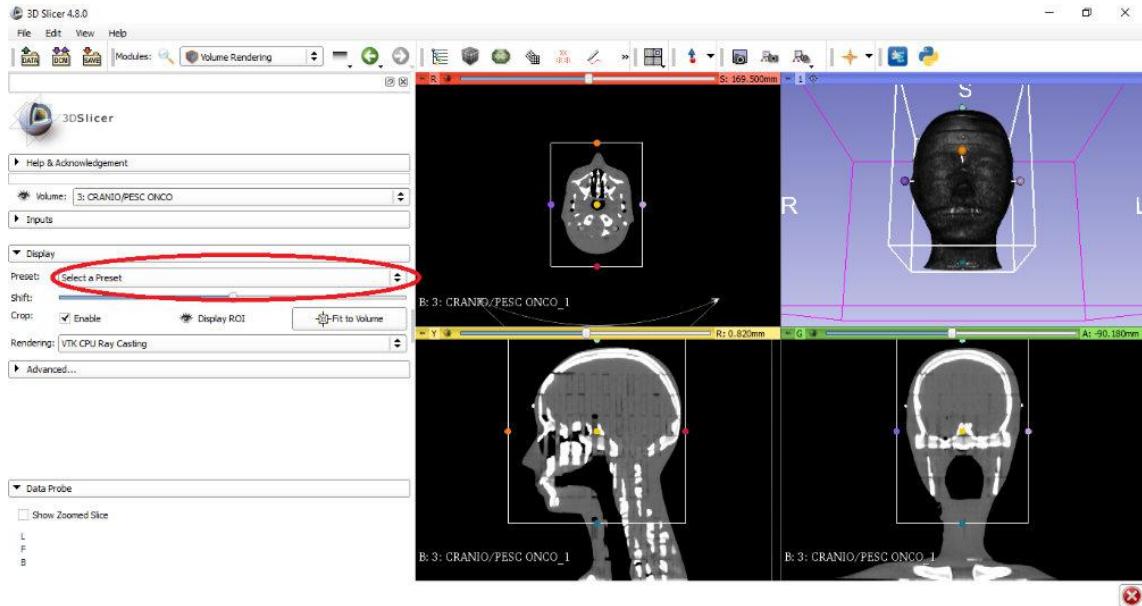


Figura 32 - Tela de seleção do Preset

Finalizada a seleção da região de interesse e o *preset* foi necessário um “recorte” no FOV para que o modelo tridimensional que surgirá no fim do processo contenha somente as regiões de interesse. Na aba de módulos, foi selecionado “CROP VOLUME” (Figura 33).

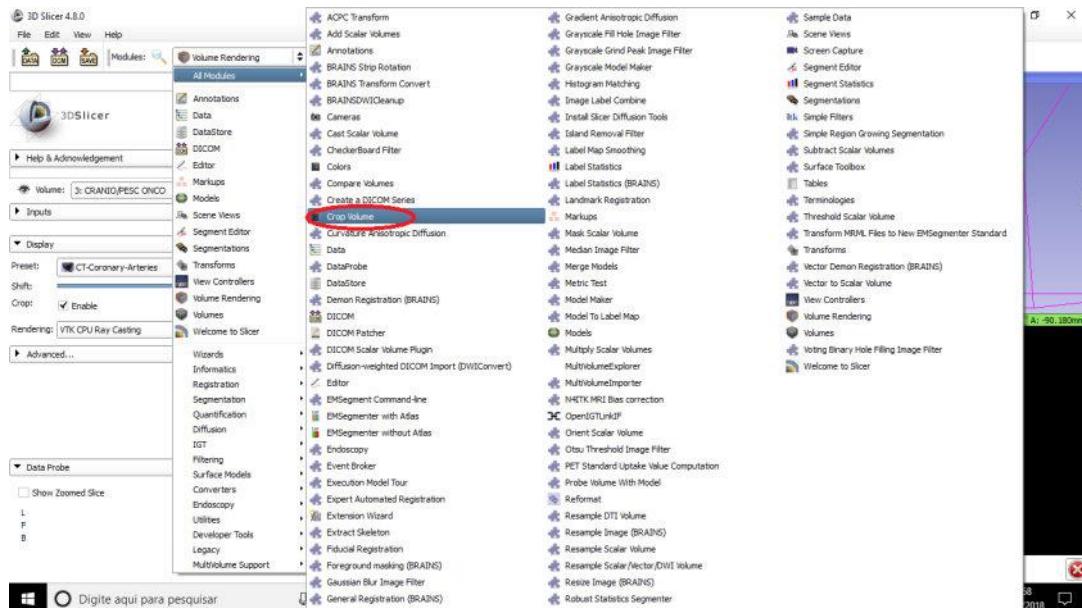


Figura 33 - Tela de seleção do módulo CROP VOLUME

Na tela CROP VOLUME ocorre somente o recorte da imagens DICOM, nesta tela podemos reativar a opção de visualizar a região de interesse para reajustar caso necessário. Para este modelo não foi necessário reajustar. O botão “Apply” (Figura 34) foi utilizado para executar a função.

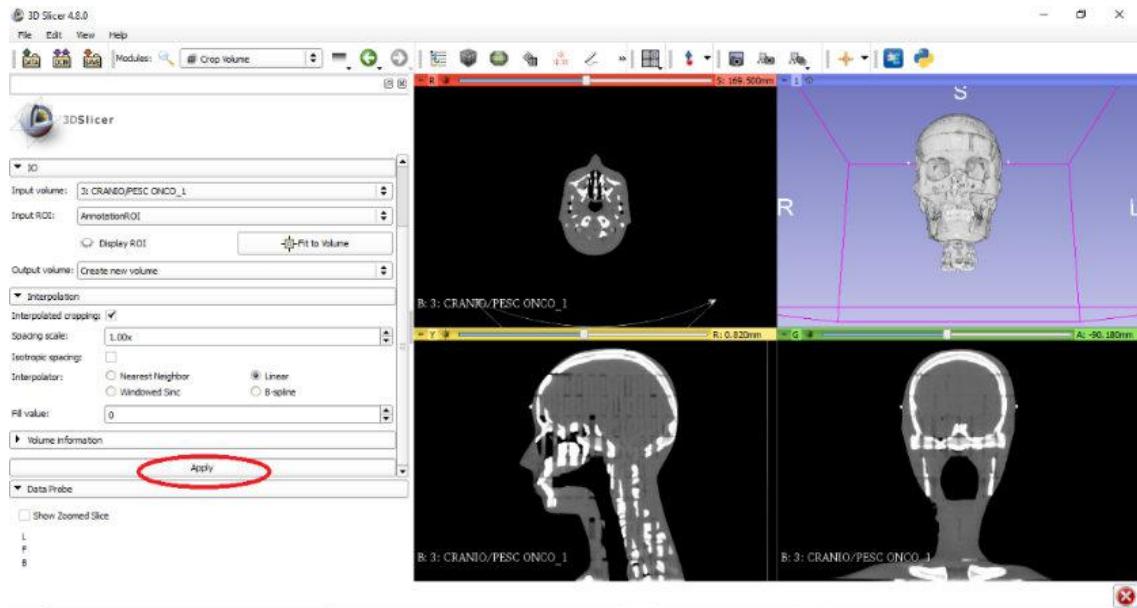


Figura 34 - Tela de recorte da região de interesse

Apesar de visualizável o modelo 3D ainda não foi construído com todas as suas características, para fazer isso deve-se informar ao software qual tecido deve ser utilizado para fazer a reconstrução do modelo, para isto utilizamos a função EDITOR na aba de módulos (Figura 35).

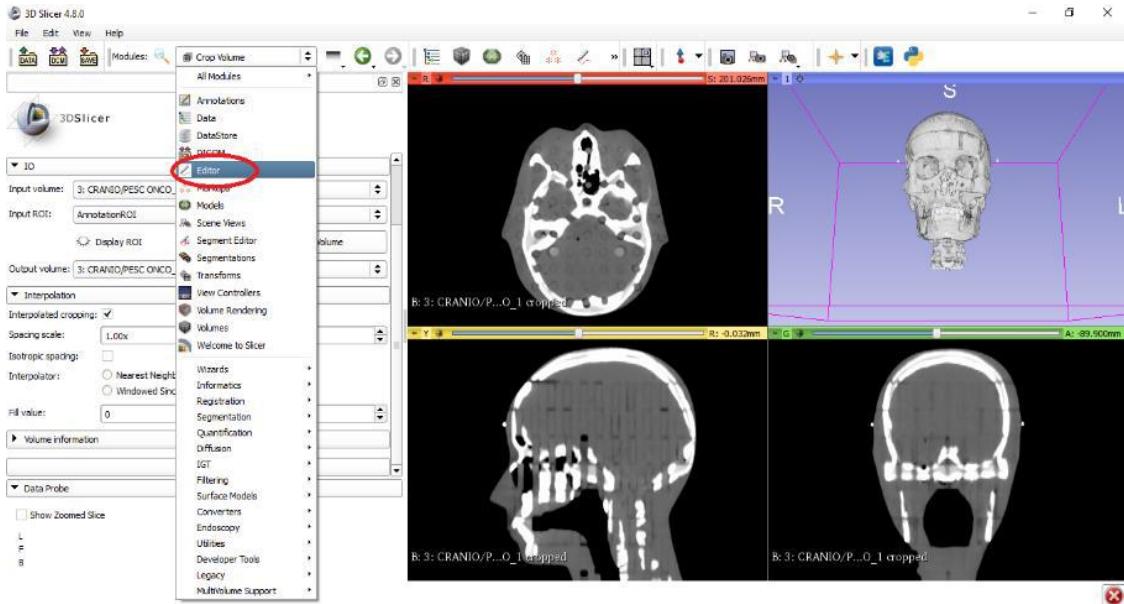


Figura 35 - Tela de Seleção do módulo EDITOR

Assim como em diversos sistemas de tratamento de imagens DICOM o SLICER também é capaz de separar os tecidos através de seu valor na escala de Hounsfield. Um número significativo de padrões já estão estabelecidos na biblioteca do software, inclusive “bone” que é o tecido que estamos interessados. Utilizando o menu “label” (Figura 36) foi selecionado o tecido que desejamos.

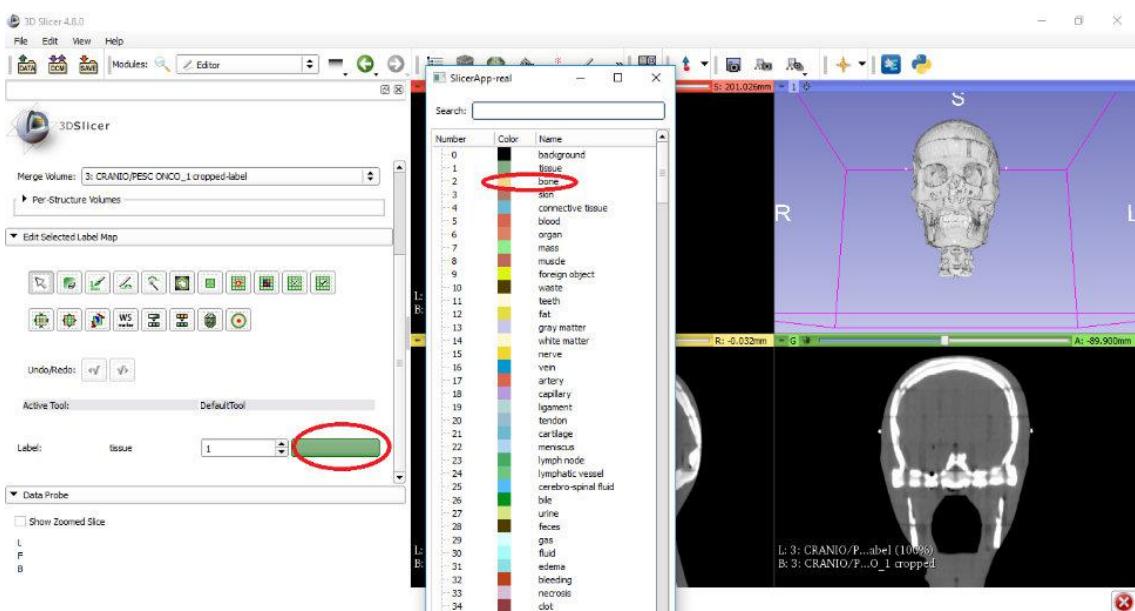


Figura 36 - Tela de seleção do tecido

Apesar de identificar automaticamente as diferenças entre tecido ósseo e tecido mole este software permite a alteração dos limites das estruturas que estamos pretendendo converter em objeto 3D. Geralmente o sistema já traz o padrão que identifica corretamente as estruturas, porém caso seja necessário é possível fazer alterações utilizando os botões de comando clicar em “ThresholdEffect” (Figura 37), utilizar a barra para selecionar somente tecido ósseo do crânio então aplicar a função selecionando o botão “Apply”, a partir deste momento as partes identificadas como tecido ósseo tem sua coloração alterada e passam de cinza claro para o amarelo que caracteriza o osso no software.

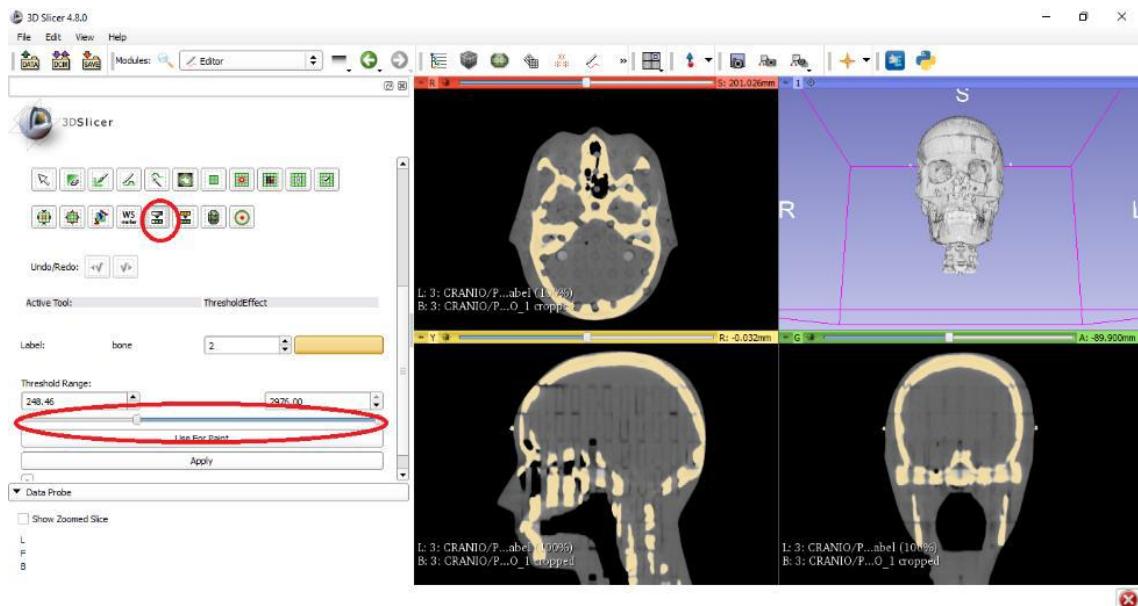


Figura 37 - Tela de seleção do tecido ósseo

A criação do modelo 3D foi feita utilizando uma ferramenta específica para esta função, o botão “MakeModelEffect” (Figura 38) utiliza um processo de interpolação entre as camadas ou fatias das imagens DICOM convertendo-as em uma só estrutura, para executar a função basta pressionar o botão “Apply”.

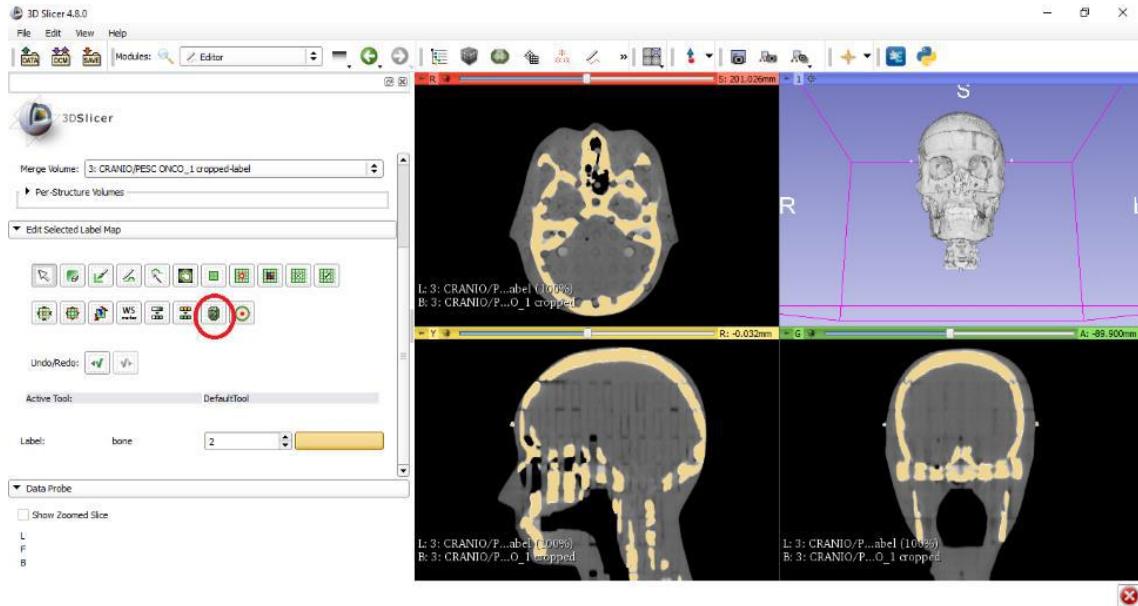


Figura 38 - Tela de criação do modelo 3D

Como o modelo já criado, foi necessário exportar em um formato compatível com a plataforma Cad, porém o software SLICER não conta com tais formatos de forma que a exportação foi feita no formato *stl* para posterior conversão. O modelo foi salvo utilizando o menu “File” e em seguida “Save” (Figura 39).

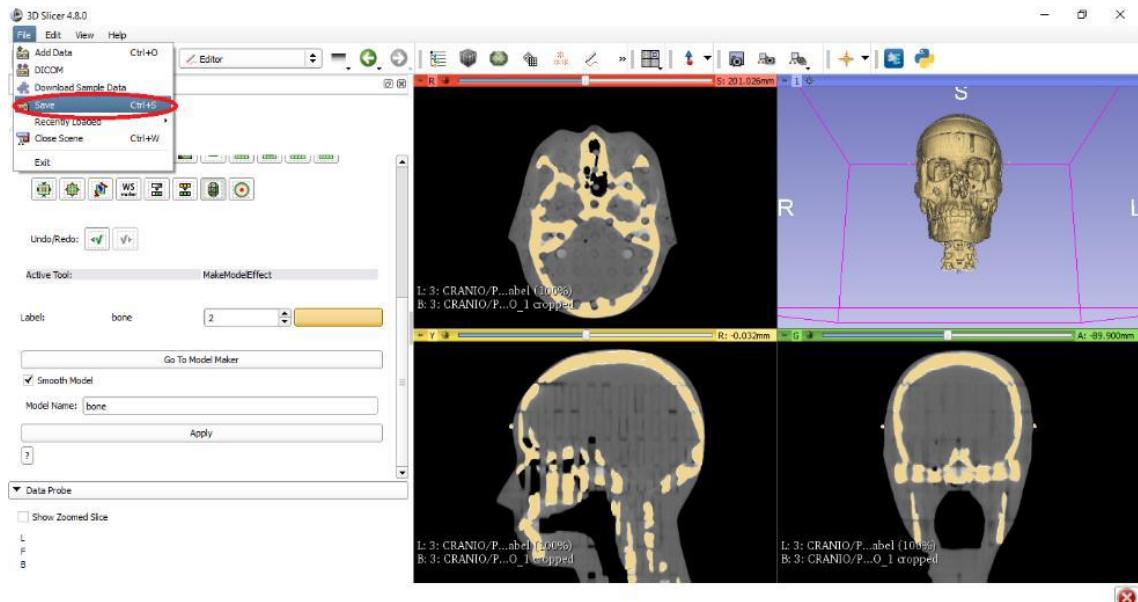


Figura 39 - Tela de salvamento do modelo

Como citado anteriormente foi necessário alterar o formato do arquivo de saída. O arquivo que estamos interessados foi nomeado automaticamente como “bone.vtk” para fazer a alteração utilizamos a aba “File Format” (Figura 40) e alteramos o formato de saída de *vtk* para *stl* em seguida o modelo foi salvo utilizando o botão “Save”.

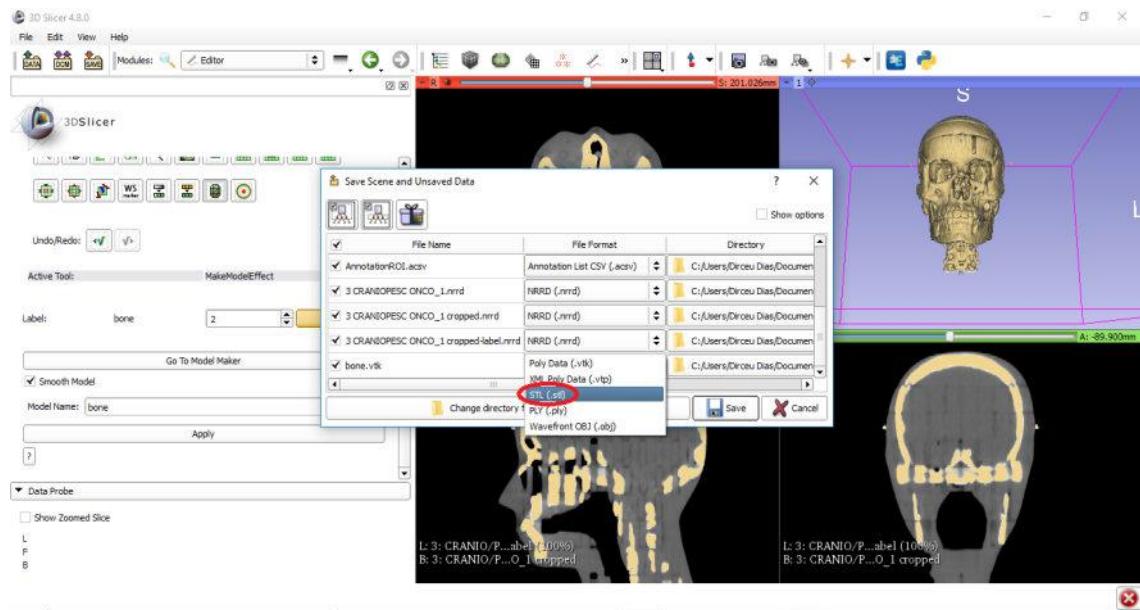


Figura 40 - Tela de seleção do formata de exportação do objeto 3D

O formato de arquivo *stl* contém todos os dados necessários para descrever o layout de um objeto tridimensional. O programa Blender® foi utilizado como intermediário entre o arquivo criado com o Slicer® e o AutoCad® sendo somente um conversor de formato de arquivo, neste caso o formato *stl* foi convertido em formato *fbx* compatível com o AutoCad®.

8 APENDICE B – APRESENTAÇÃO DOS DADOS EM GRÁFICOS

8.1 GRÁFICOS PARA OS COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO DOS TESTES DO SISTEMA E DA METODOLOGIA

8.1.1 MEDIDAS COM TUBO DE RAIOS X

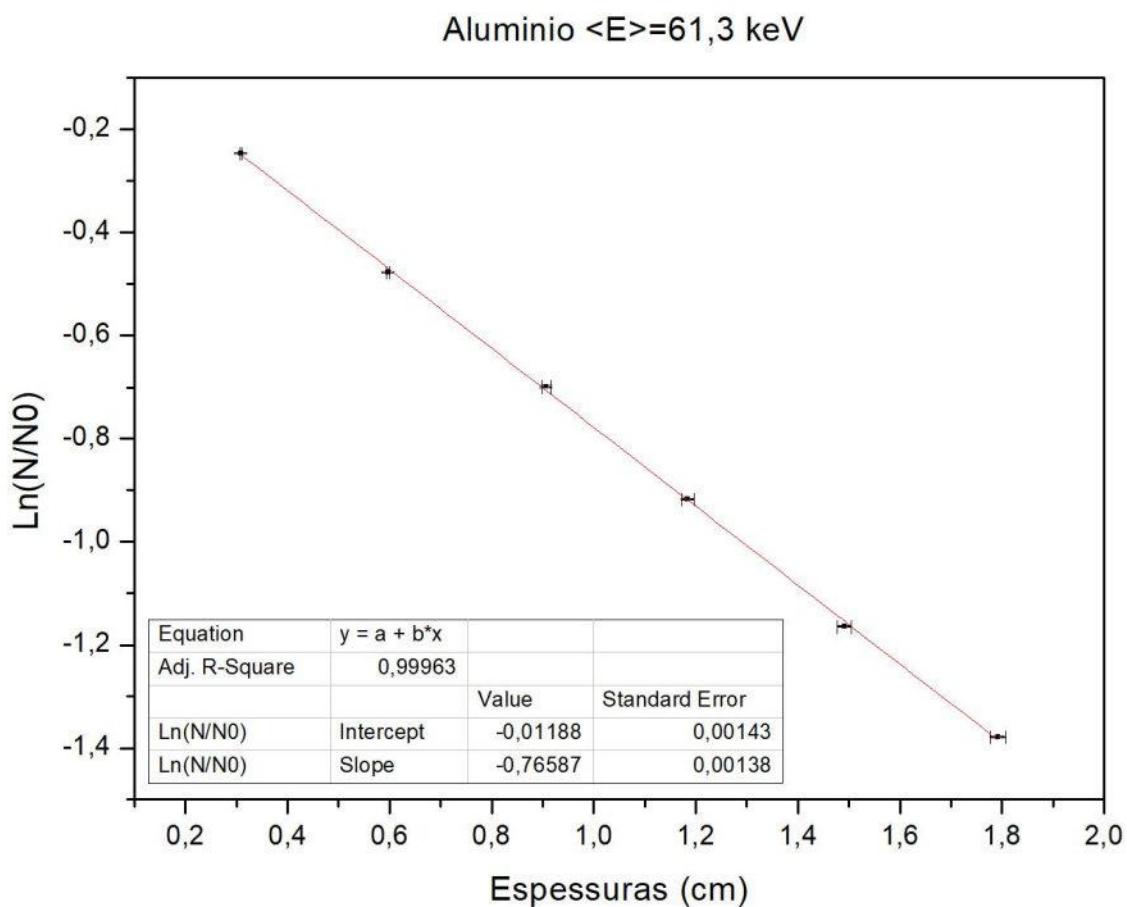


Figura 41 - gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - antes da aquisição dos espectros das placas de PLA verde

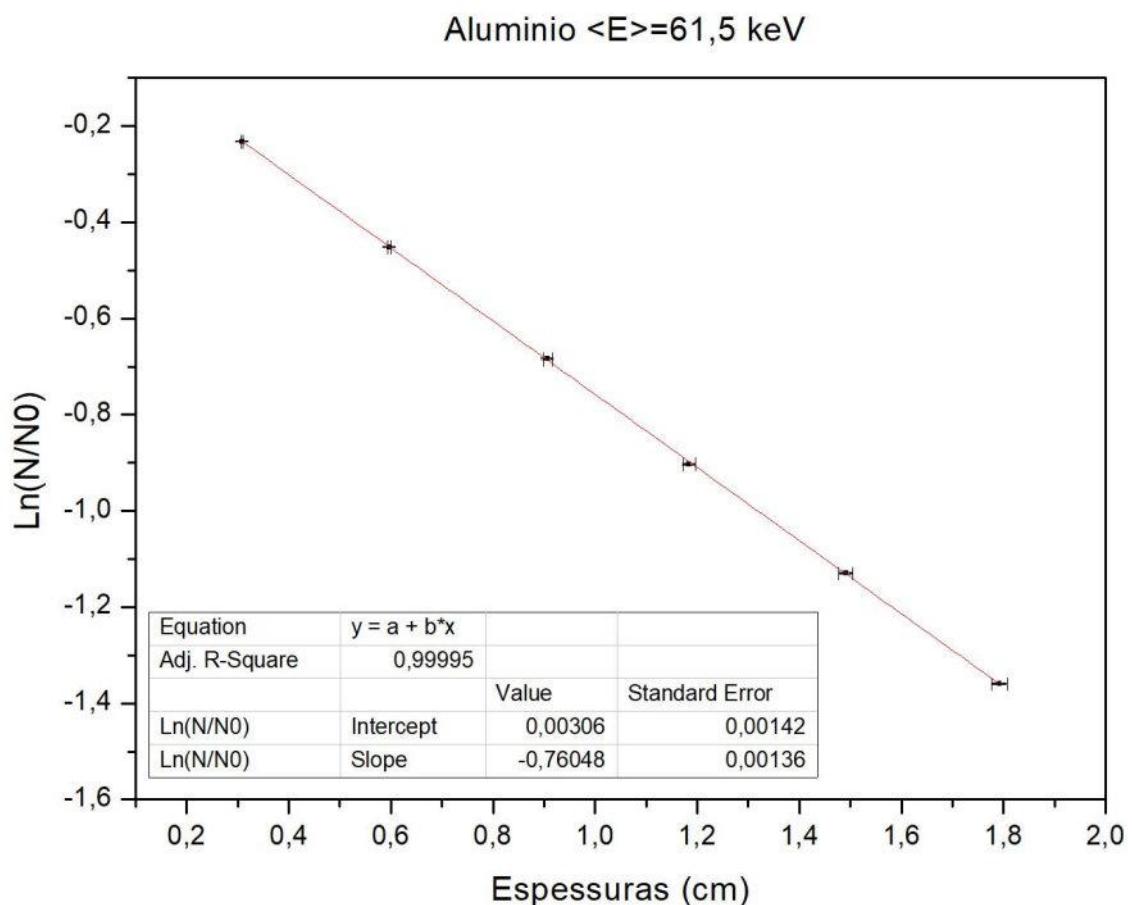


Figura 42 - gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - após a aquisição dos espectros das placas de PLA verde

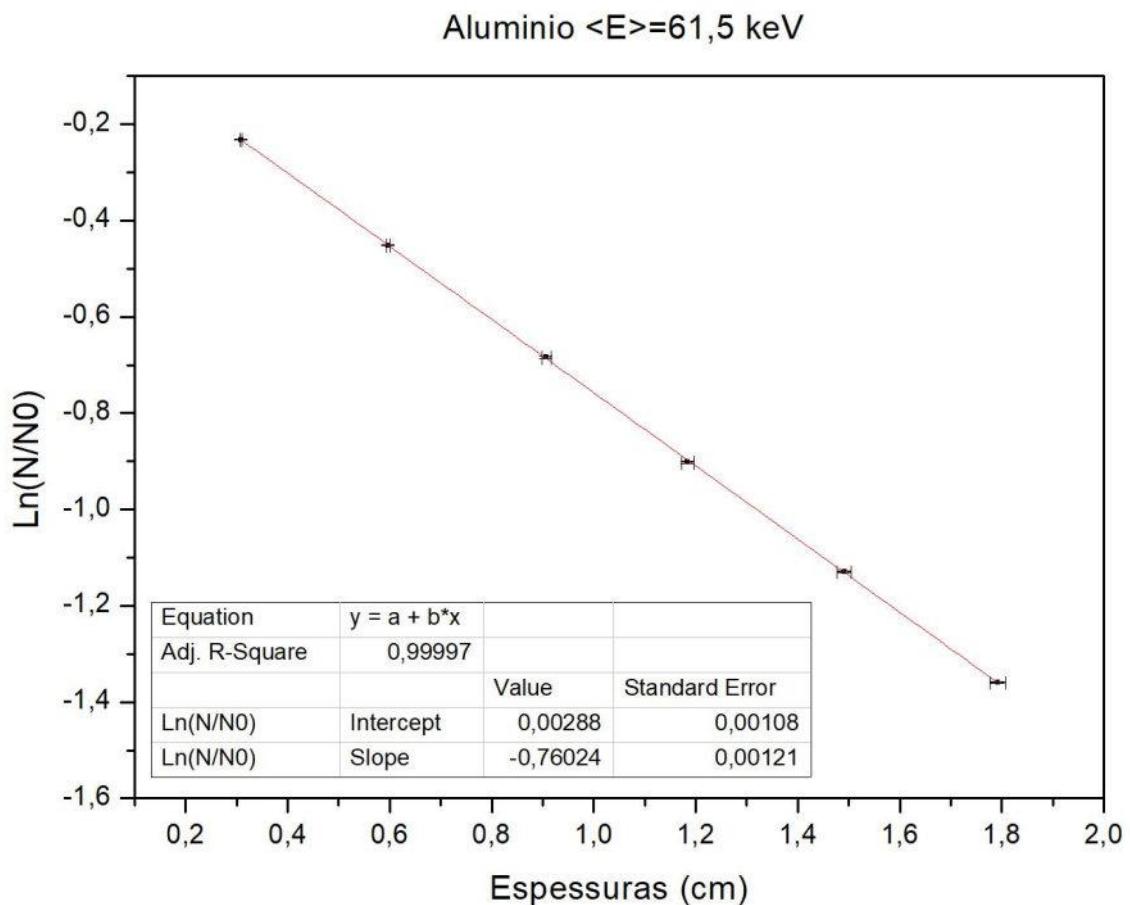


Figura 43- gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - antes da aquisição dos espectros das placas de PLA preto

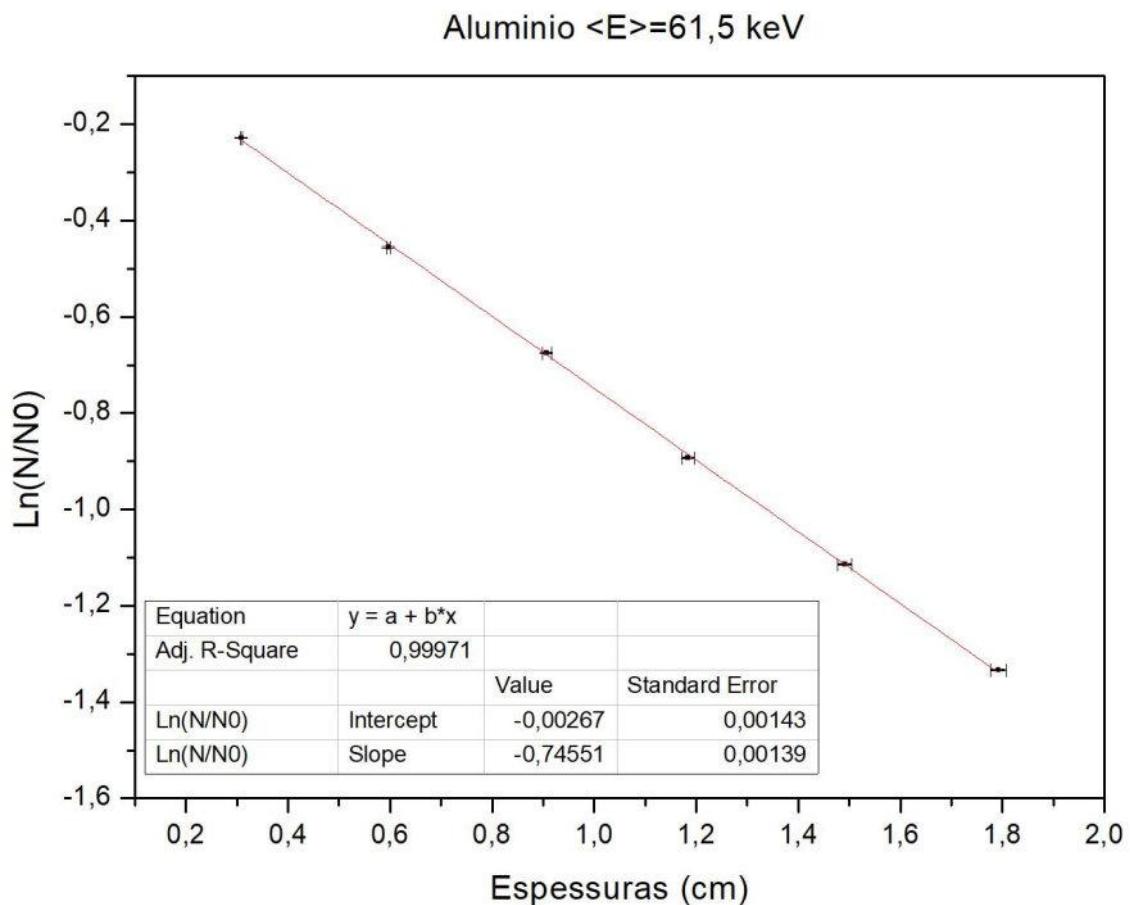


Figura 44- gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - após a aquisição dos espectros das placas de PLA preto

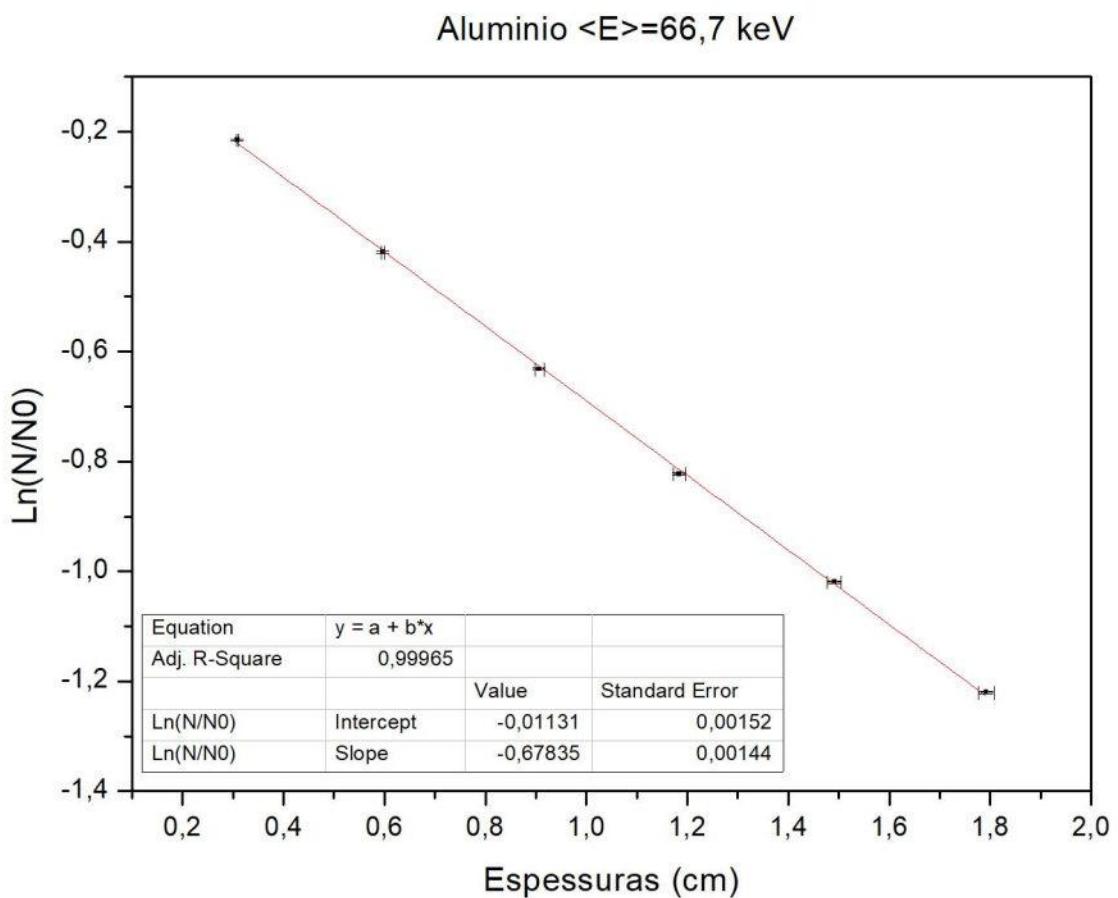


Figura 45- gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - antes da aquisição dos espectros das placas de PLA natural

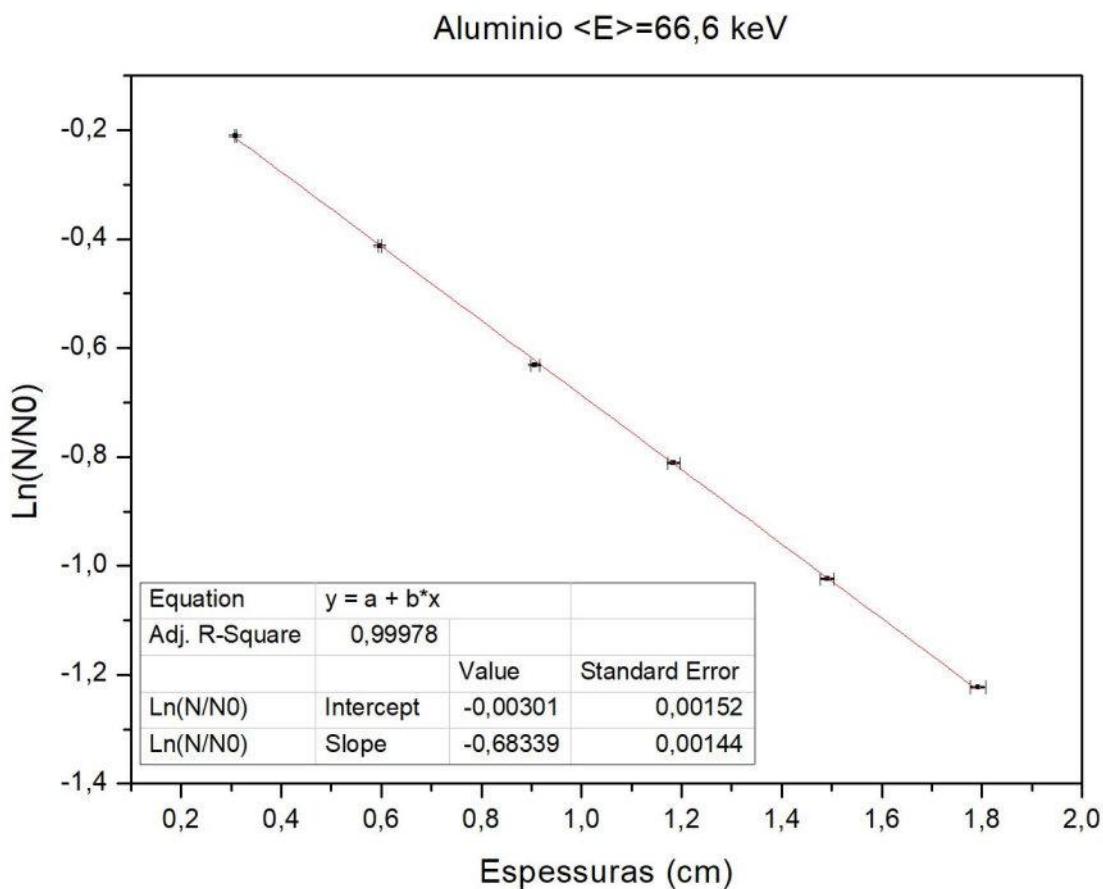


Figura 46- gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - após a aquisição dos espectros das placas de PLA natural

8.1.2 MEDIDAS COM FONTE DE AMERÍCIO-241

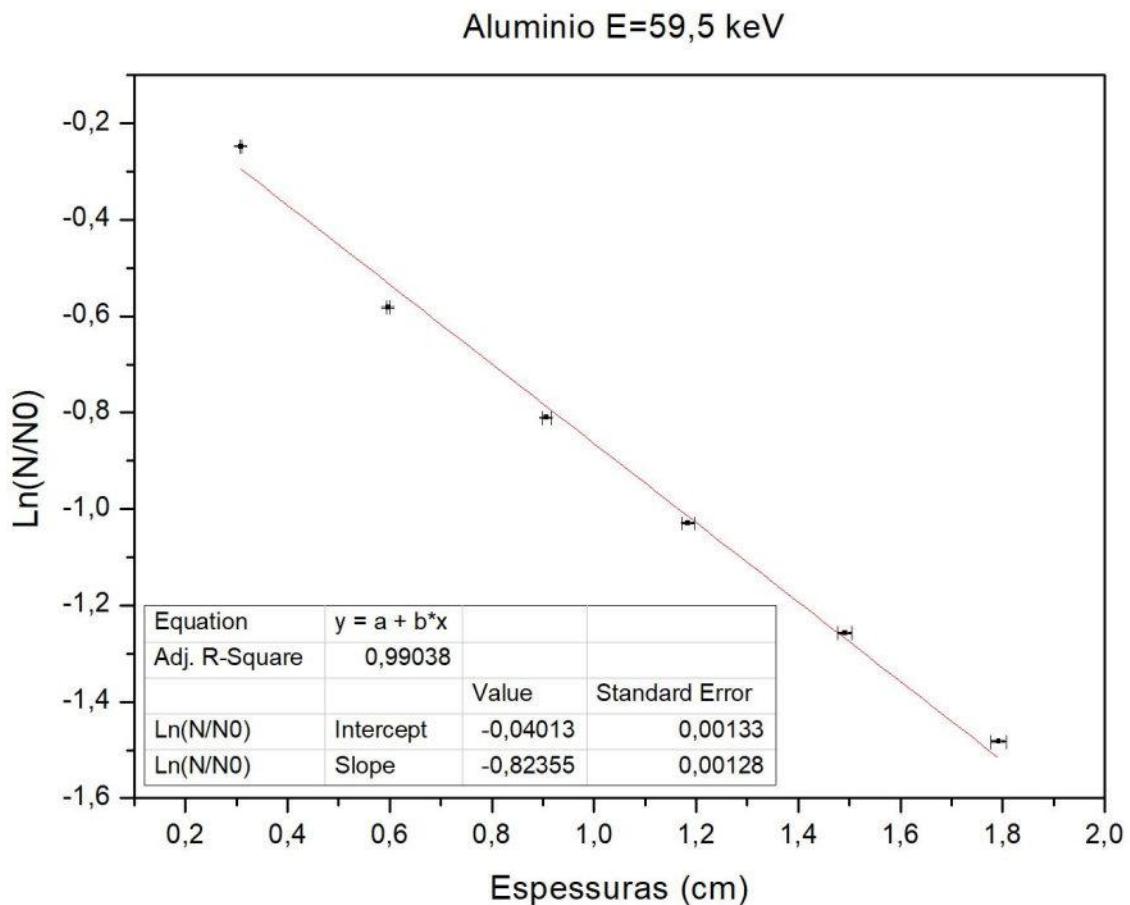


Figura 47 - gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - antes da aquisição dos espectros das placas de PLA

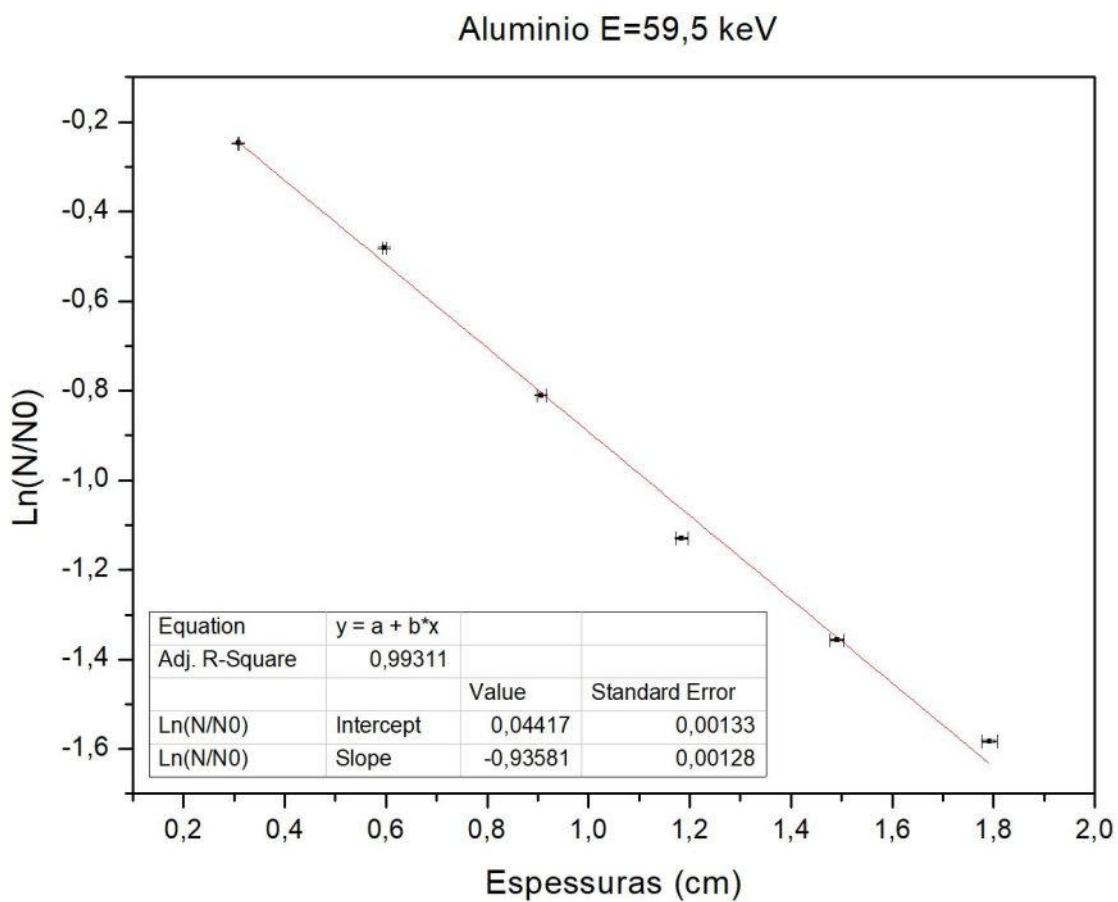


Figura 48 - gráfico com ajuste linear do teste de sistema e metodologia - após a aquisição dos espectros das placas de PLA

8.2 RESULTADOS GRÁFICOS OBTIDOS PARA DETERMINAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO PLA

8.2.1 MEDIDAS COM TUBO DE RAIOS X

8.2.1.1 PLA VERDE

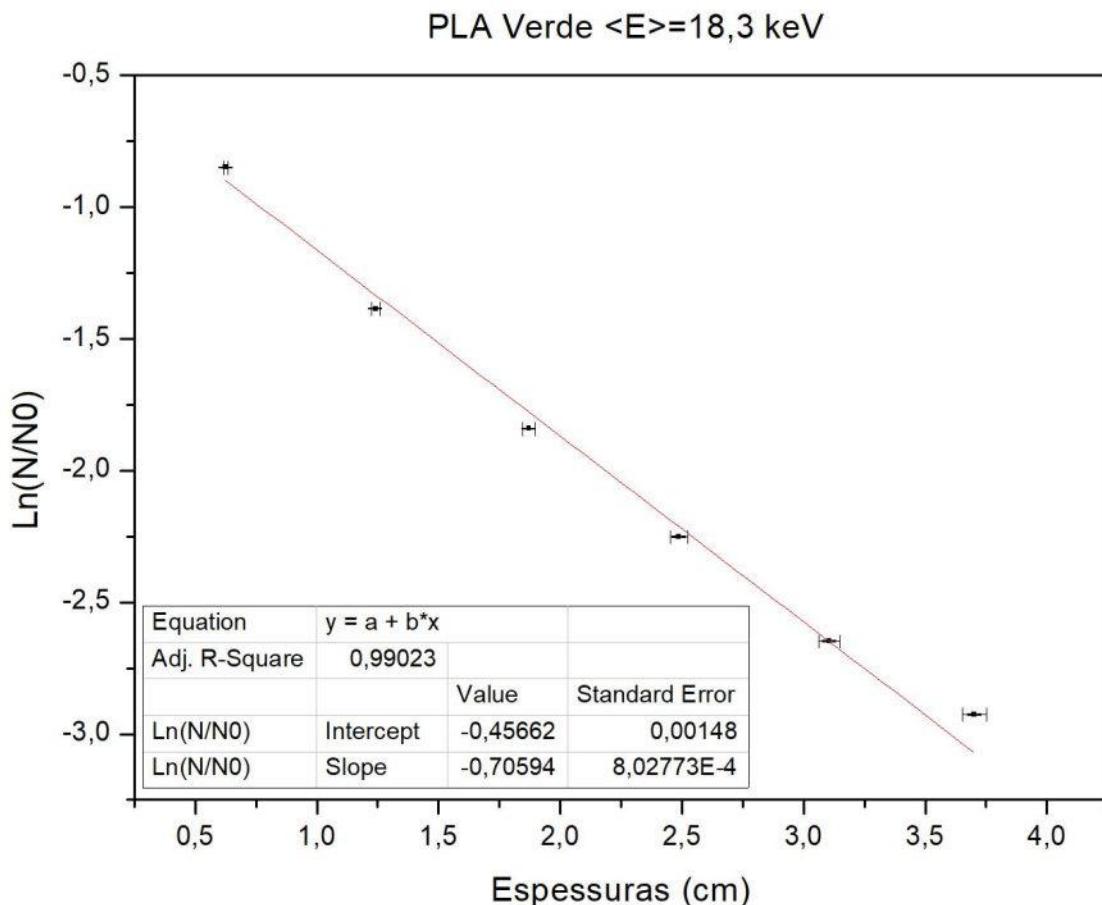


Figura 49 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 18,3 keV

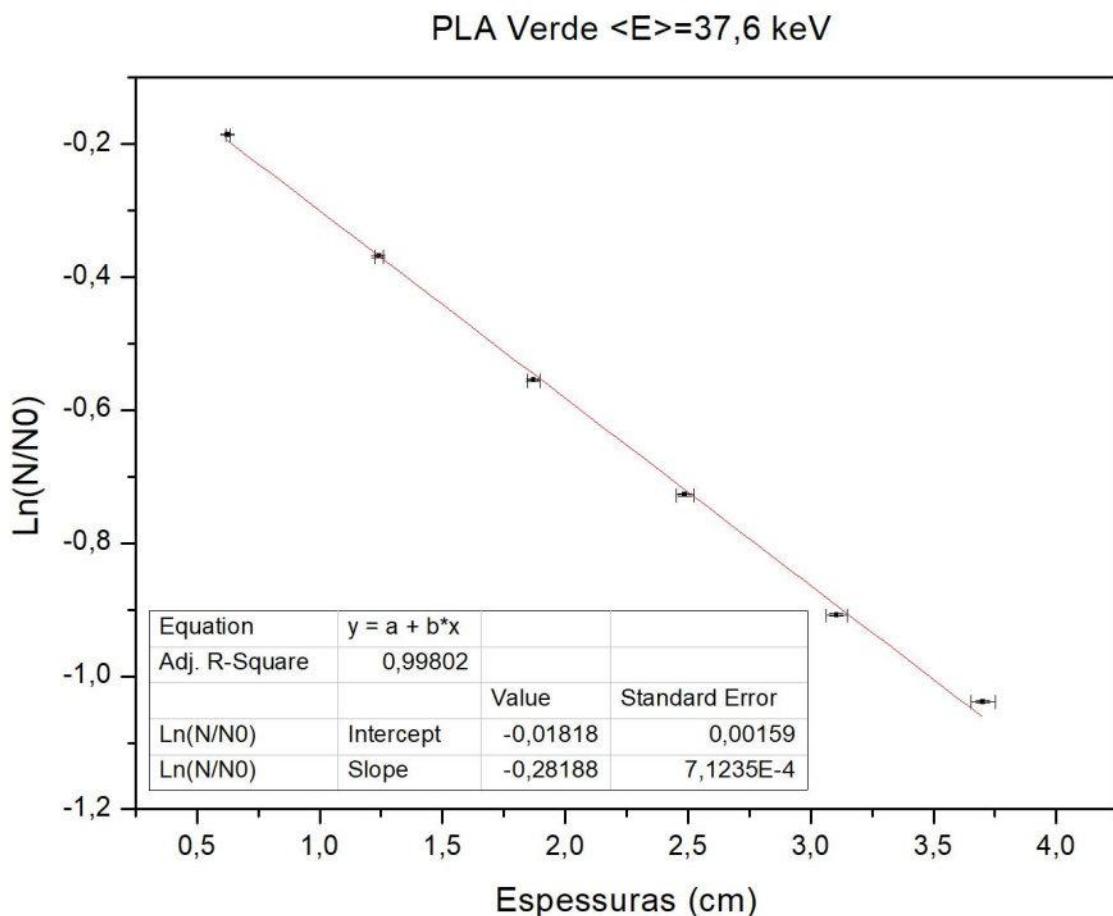


Figura 50 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 37,6 keV

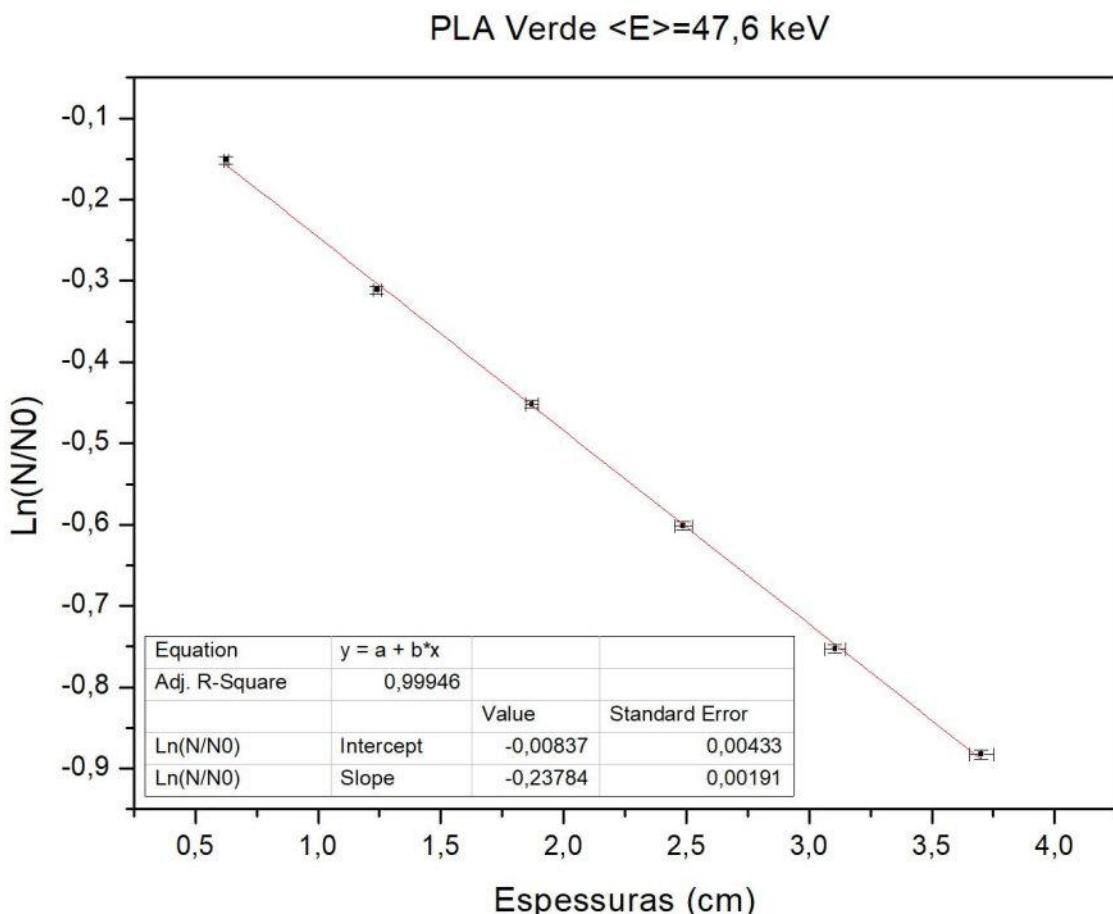


Figura 51 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 47,6 keV

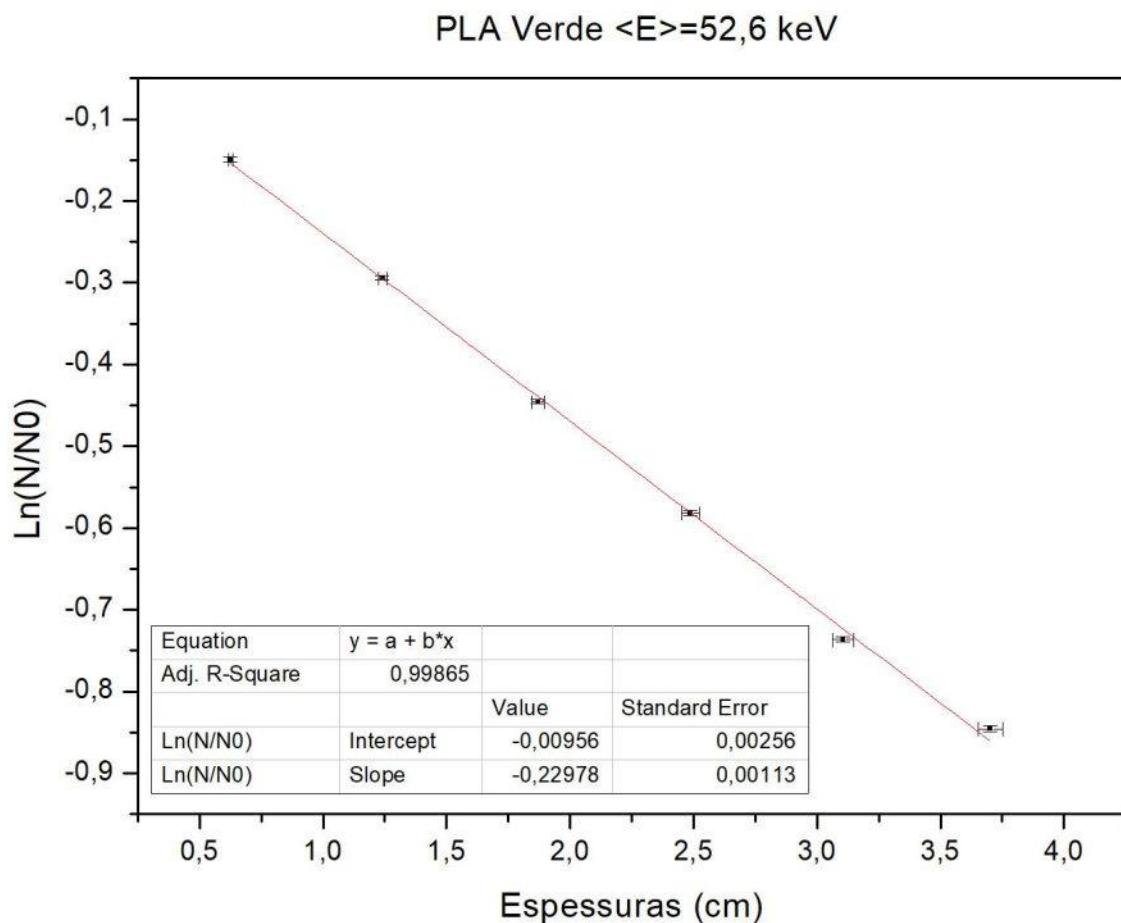


Figura 52 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 52,6 keV

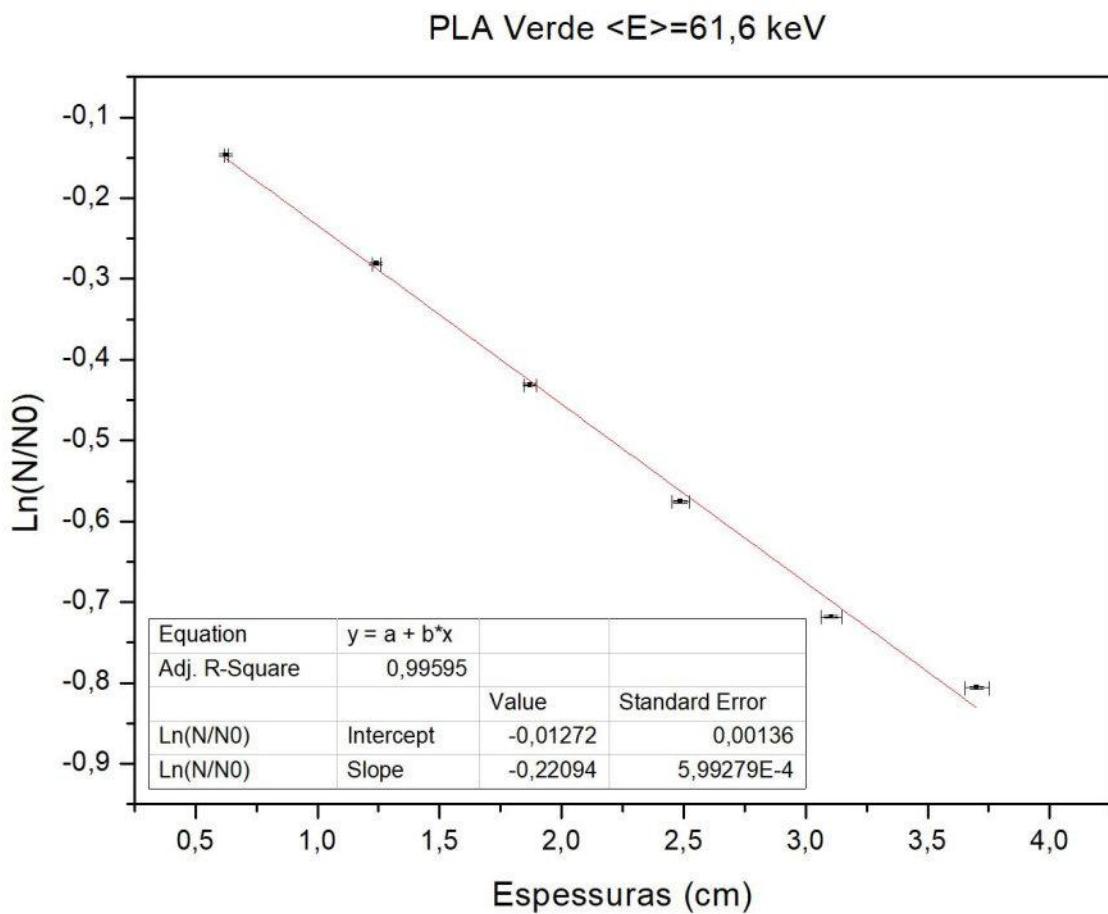


Figura 53- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 61,6 keV

8.2.1.2 PLA PRETO

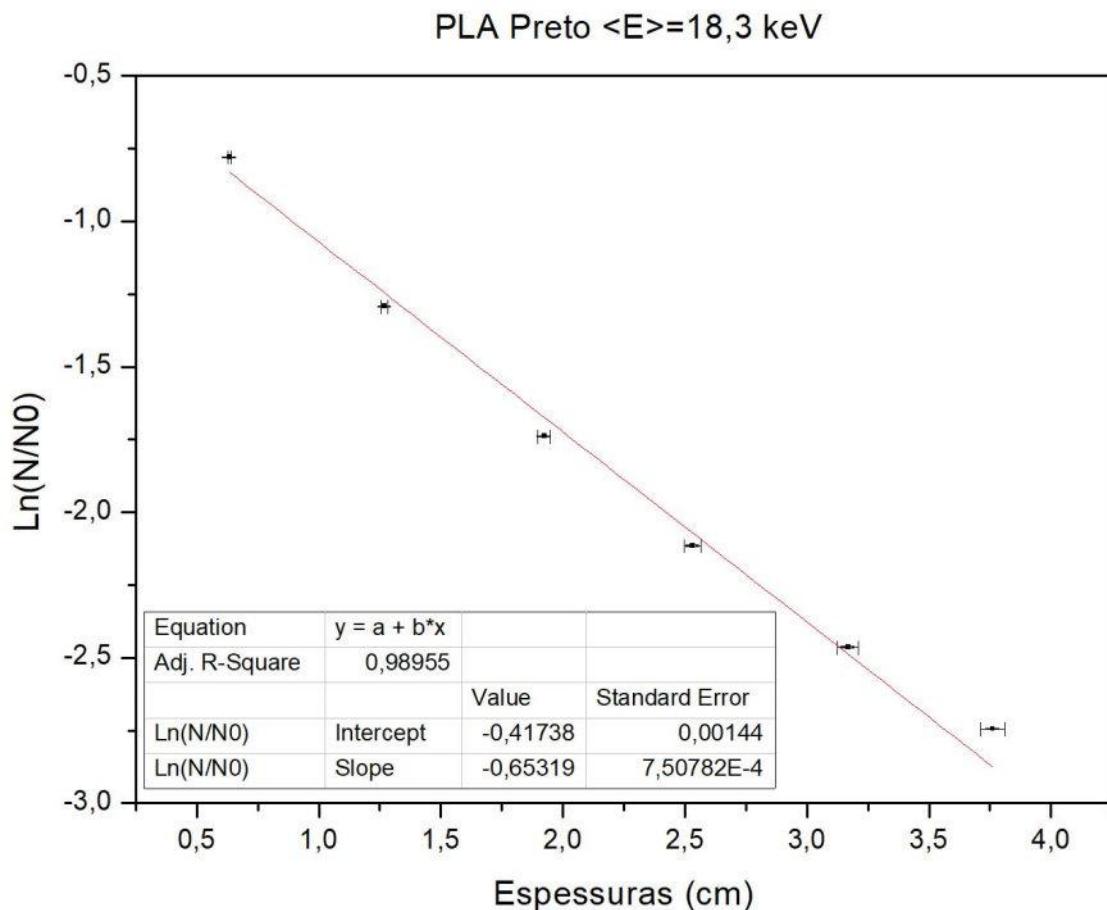


Figura 54- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 18,3 keV

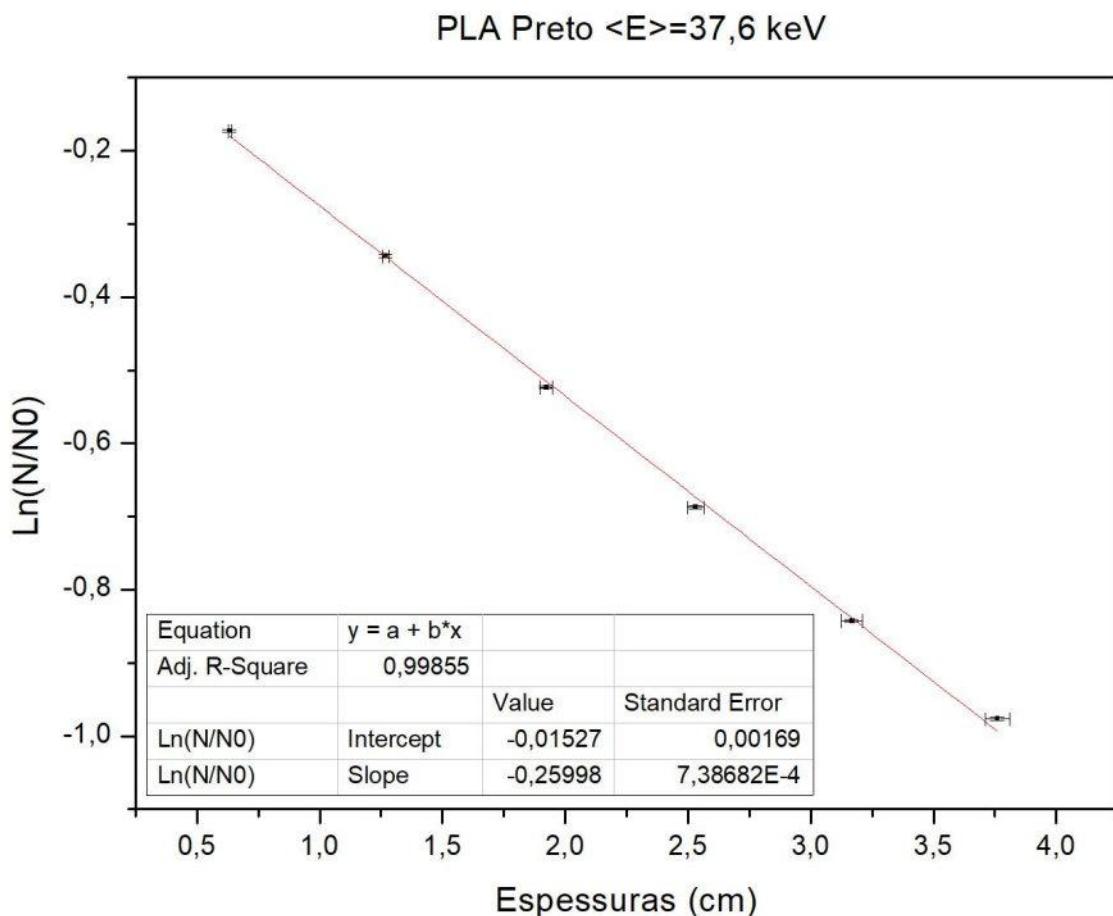


Figura 55- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 37,6 keV

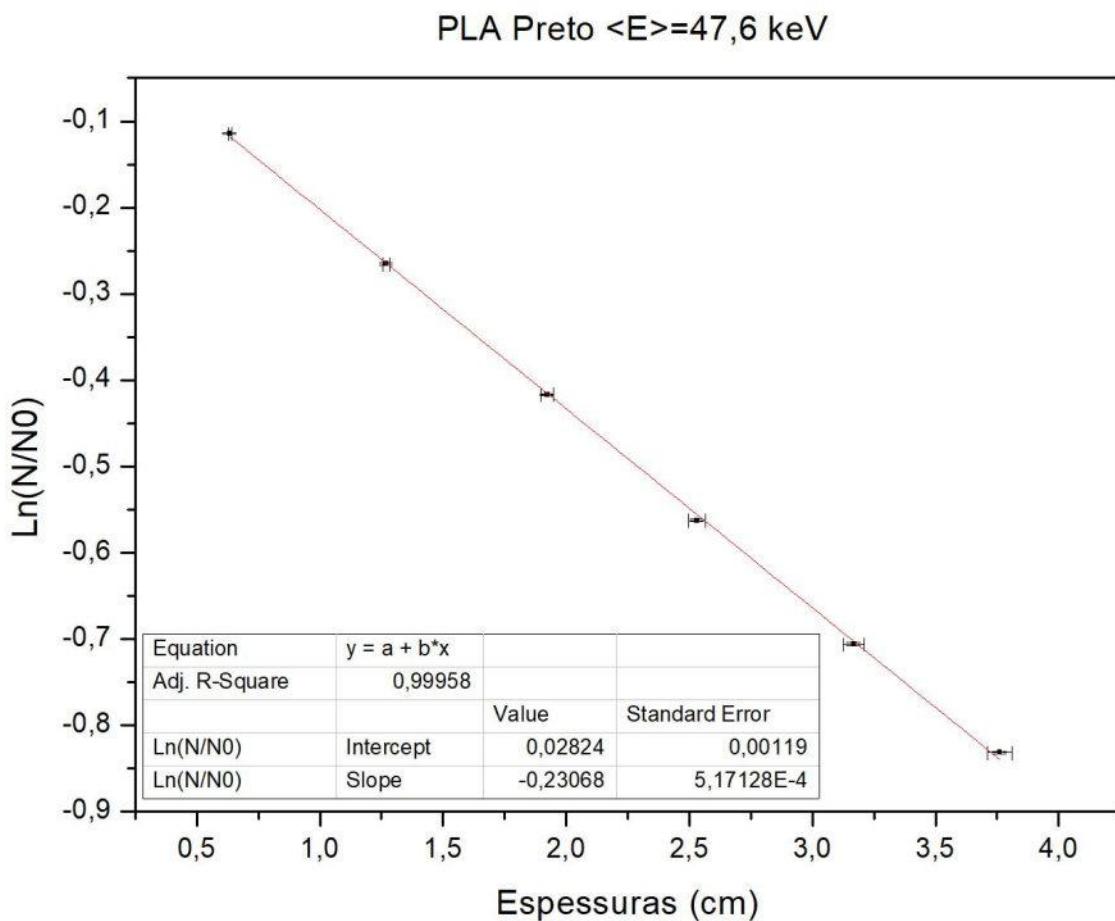


Figura 56- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 47,6 keV

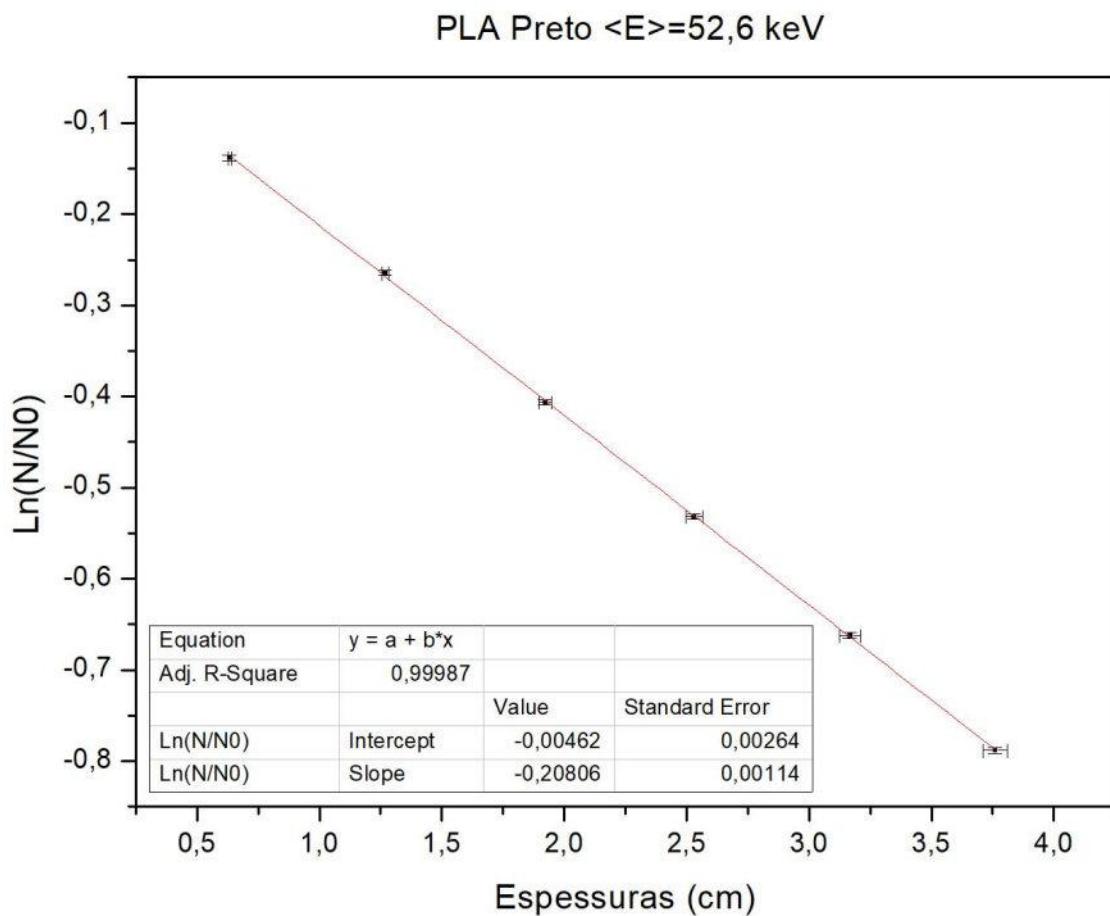


Figura 57- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 52,6 keV

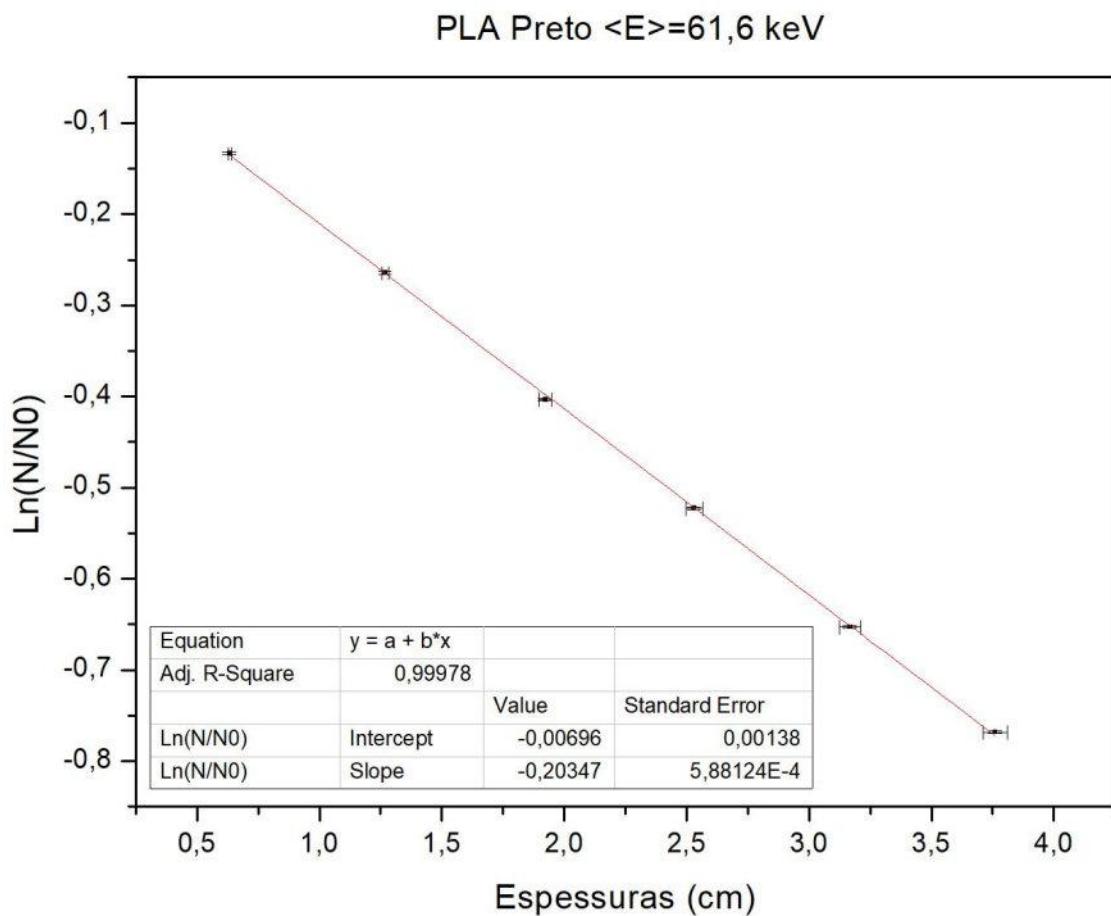


Figura 58- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 61,6 keV

8.2.1.3 PLA NATURAL

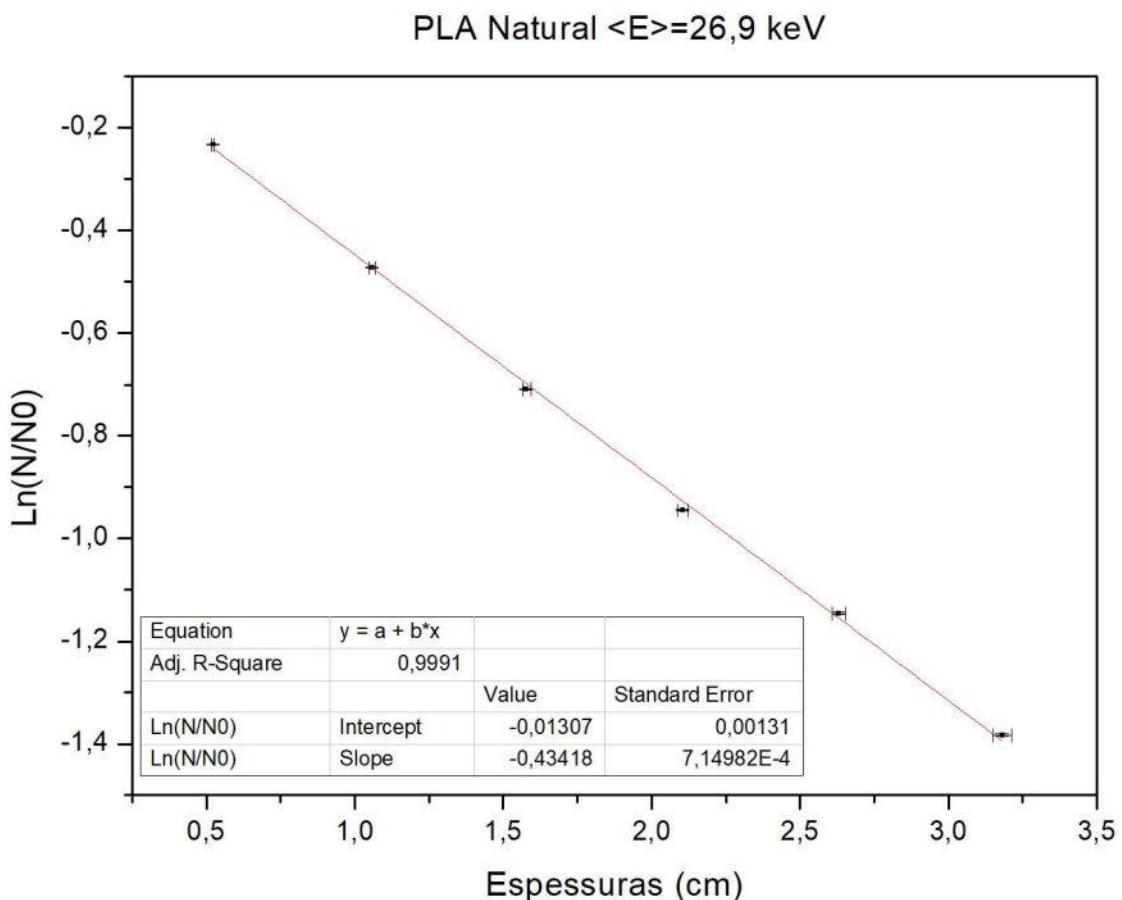


Figura 59- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 26,9 keV

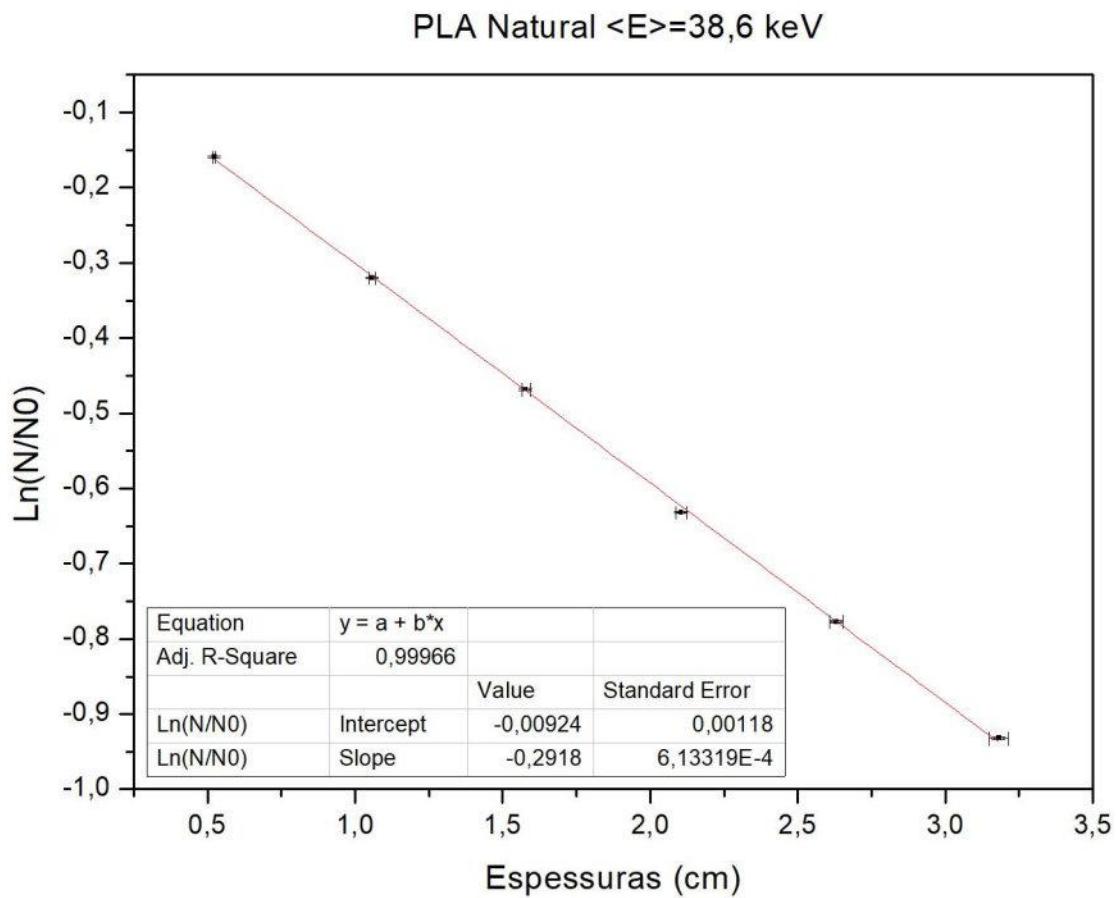


Figura 60- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 38,6 keV

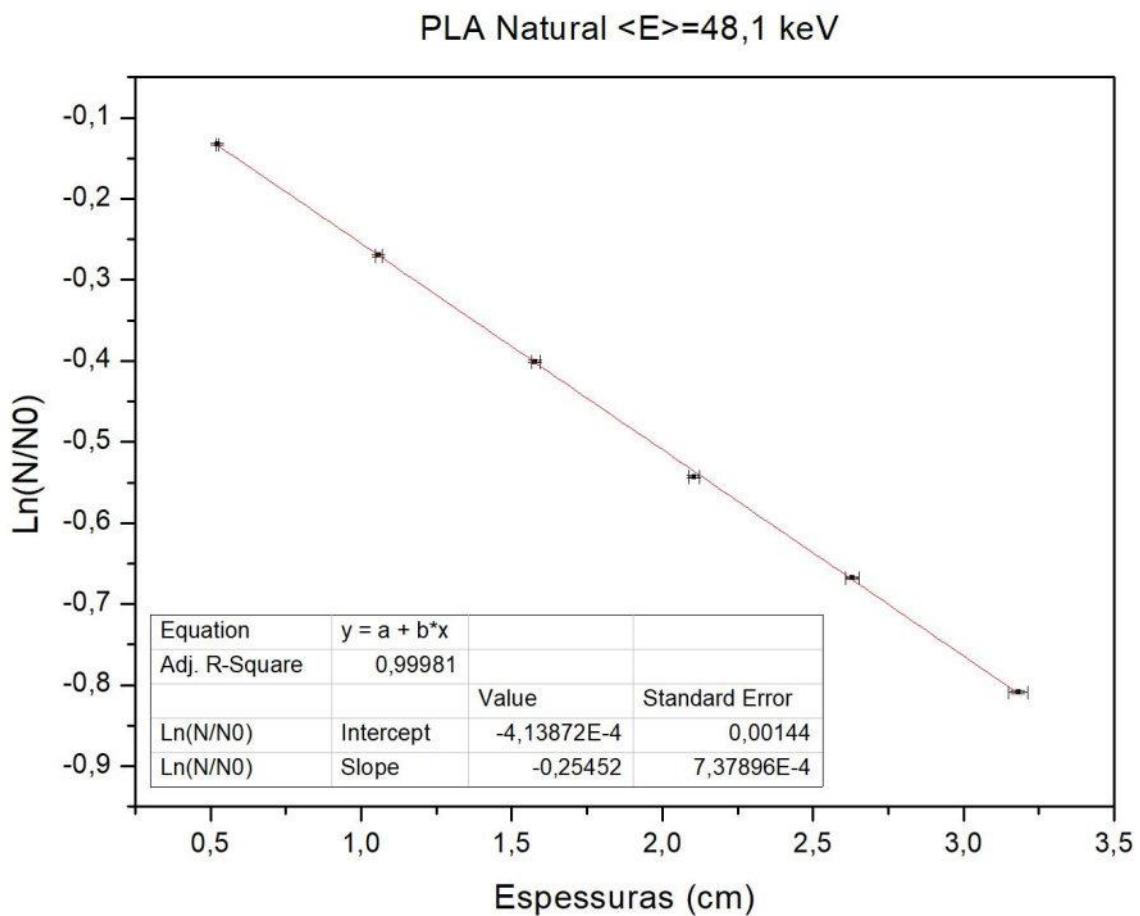


Figura 61- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 48,1 keV

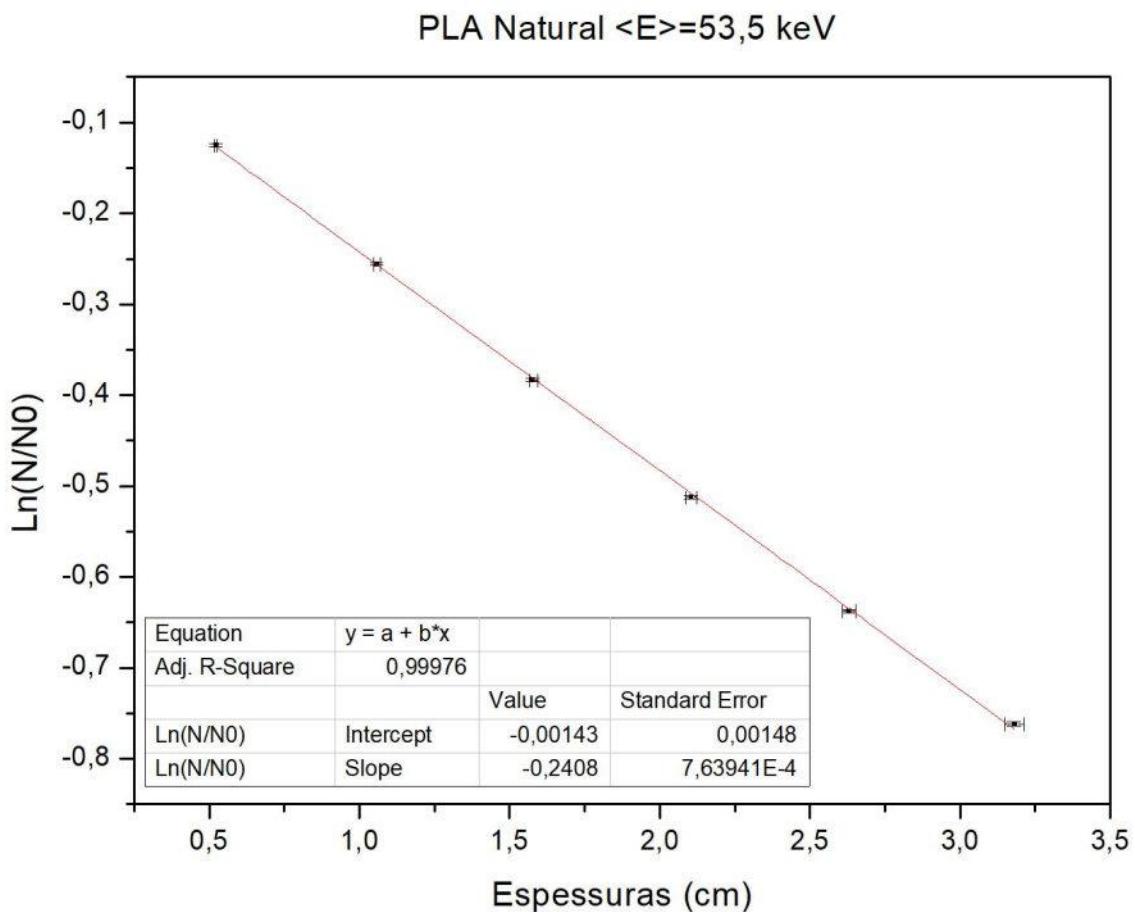


Figura 62- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 53,5 keV

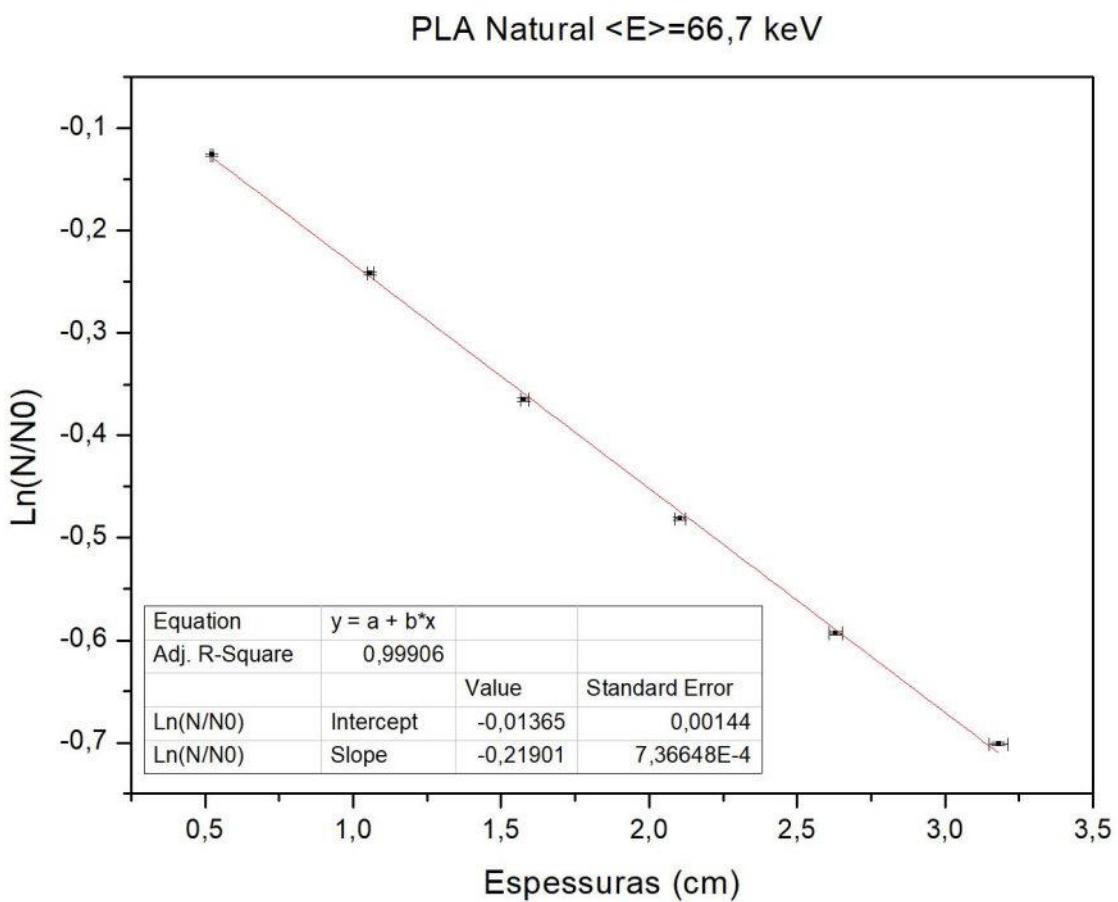


Figura 63- gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA natural para energia de 66,7 keV

8.2.2 MEDIDAS COM A FONTE DE AMERÍCIO-241

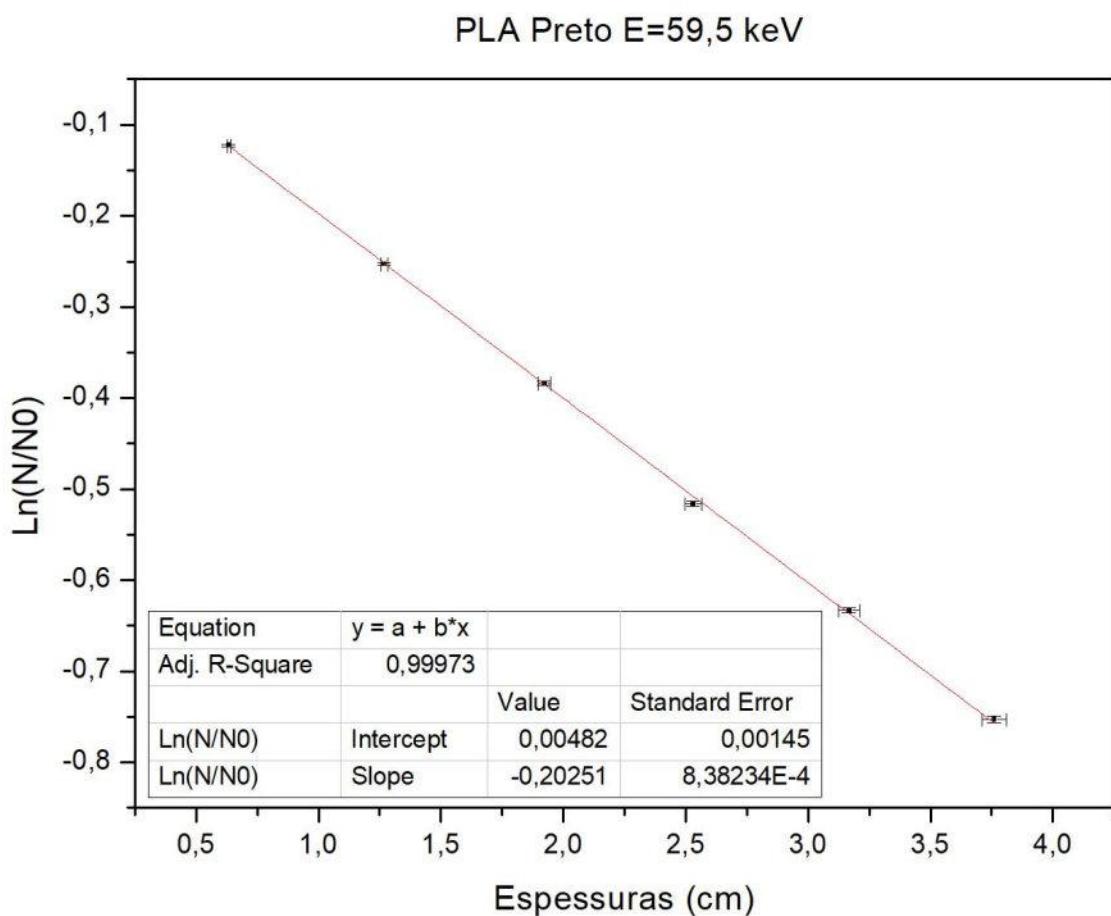


Figura 64 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA preto para energia de 59,5 keV

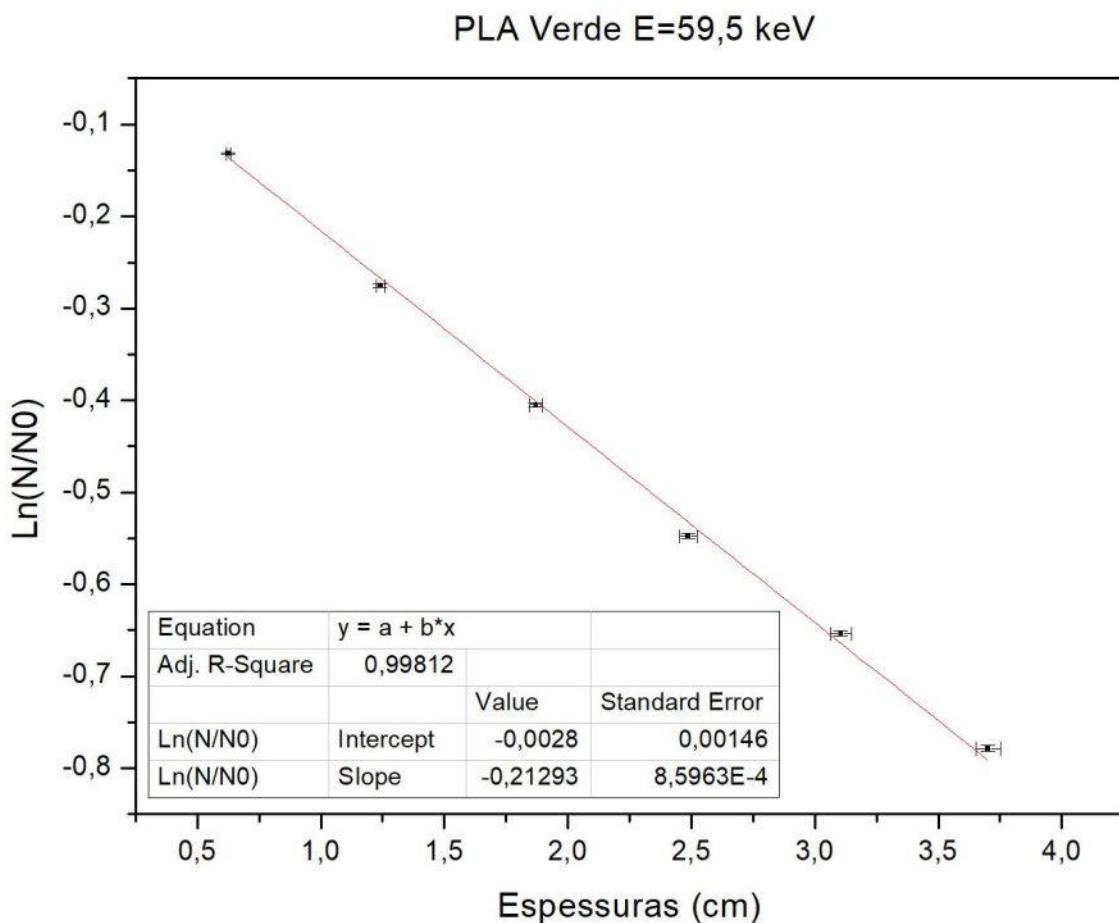


Figura 65 - gráfico com ajuste linear utilizado para a determinação do coeficiente de atenuação do PLA verde para energia de 59,5 keV