

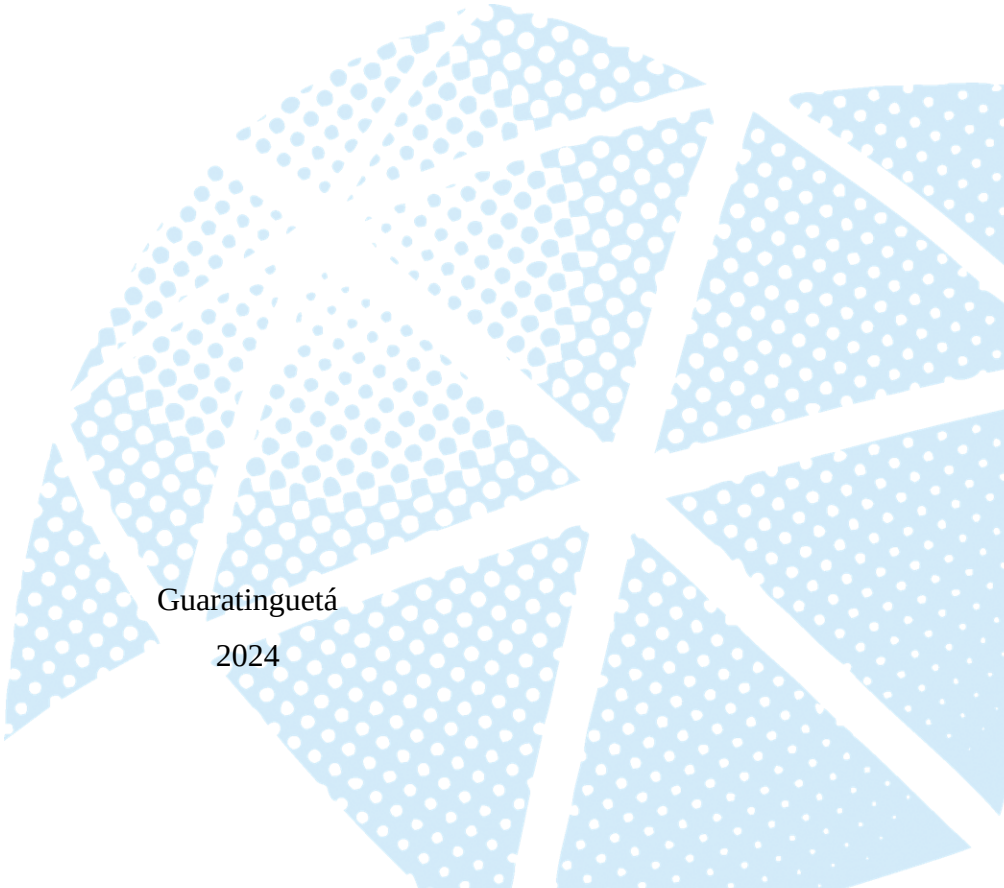
UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
Faculdade de Engenharia e Ciências - Campus Guaratinguetá

Ananias Alves Barbosa

Tratamento por Plasma em Superfícies de Implantes de Traqueia

Guaratinguetá

2024



Ananias Alves Barbosa

Tratamento por Plasma em Superfícies de Implantes de Traqueia

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia e Ciências – Campus Guaratinguetá, para obtenção do título de Grau acadêmico Doutor em Física e Astronomia.

Área de Concentração: Física

Orientador(a): Prof. Dr. Konstantin Georgiev Kostov

Coorientador(a): Dr. Fellype do Nascimento

Guaratinguetá

2024

	Barbosa, Ananias Alves
B238t	Tratamento por plasma em superfícies de implantes de traqueia / Ananias Alves Barbosa - Guaratinguetá, 2024. 143 f : il. Bibliografia: f. 129-141 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia e Ciências de Guaratinguetá, 2025. Orientador: Prof. Dr. Konstantin Georgiev Kostov Coorientador: Prof. Dr. Fellype do Nascimento 1. Próteses. 2. Plasma. 3. Jato de plasma. 4. Endoscopia. I. Título.
	CDU 616-77(043)

Luciana Máximo
Bibliotecária/CRB-8 3595

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

O presente trabalho investigou a modificação da superfície interna do tubo de *Montgomery* (tubo-T) de Polidimetilsiloxano (PDMS), utilizando o jato de plasma de He, transferido através de uma sonda altamente flexível produzido com uma fonte comercial de baixo custo. A pesquisa se concentra em avaliar a homogeneidade do tratamento, um fator importante para as aplicações biomédicas, através da análise da distribuição espacial das espécies reativas geradas pelo plasma. Os resultados obtidos mostraram o grande potencial da técnica para a modificação precisa e homogênea da superfície interna do tubo-T. Através da caracterização de XPS, observou-se alterações significativas na composição química da superfície, com o aumento da concentração de oxigênio e diminuição do carbono, enquanto o silício se manteve estável. A formação de grupos funcionais de hidroxila (OH) ao longo da superfície interna do tubo-T, reafirma a eficiência do tratamento em modificar superfícies cilíndricas de maneira uniforme. Assim, a originalidade desta pesquisa se dá na caracterização detalhada da distribuição espacial das espécies reativas do plasma dentro do tubo de *Montgomery*, apresentando-se como um estudo que contribui significativamente para o entendimento dos mecanismos de interação entre o plasma e a superfície interna do tubo-T, contribuindo para o desenvolvimento de novas tecnologias para tratamentos biomédicos, além da criação de novos produtos e serviços, a formação de recursos humanos qualificados e o fortalecimento da cooperação científica internacional.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

This work investigated the modification of the inner surface of the Montgomery tube (T-tube) made of Polydimethylsiloxane (PDMS), using a He plasma jet transferred through a highly flexible probe produced with a low-cost commercial source. The research focuses on evaluating the homogeneity of the treatment, an important factor for biomedical applications, through the analysis of the spatial distribution of reactive species generated by plasma. The results obtained showed the great potential of the technique for precise and homogeneous modification of the inner surface of the T-tube. Through XPS characterization, significant changes in the chemical composition of the surface were observed, with an increase in oxygen concentration and a decrease in carbon, while silicon remained stable. The formation of hydroxyl (OH) functional groups along the inner surface of the T-tube reaffirms the efficiency of the treatment in modifying cylindrical surfaces uniformly. Thus, the originality of this research lies in the detailed characterization of the spatial distribution of plasma reactive species within the Montgomery tube, presenting itself as a study that significantly contributes to the understanding of the interaction mechanisms between plasma and the inner surface of the T-tube, contributing to the development of new technologies for biomedical treatments, in addition to the creation of new products and services, the training of qualified human resources, and the strengthening of international scientific cooperation.

ANANIAS ALVES BARBOSA

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM FÍSICA”**

**PROGRAMA: FÍSICA E ASTRONOMIA
CURSO: DOUTORADO**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Ernesto Vieira Neto
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:



Documento assinado digitalmente

KONSTANTIN GEORGIEV KOSTOV

Data: 02/01/2025 18:43:13-0300

Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. KONSTANTIN GEORGIEV KOSTOV
Orientadora - UNESP



Documento assinado digitalmente

WILLIAM CHIAPPIM JUNIOR

Data: 02/01/2025 16:48:35-0300

Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. WILLIAM CHIAPPIM JUNIOR
UNESP



Documento assinado digitalmente

ELIDIANE CIPRIANO RANGEL

Data: 23/12/2024 08:44:46-0300

Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Professora Associada ELIDIANE CIPRIANO RANGEL
UNESP



Documento assinado digitalmente

RODRIGO SAVIO PESSOA

Data: 21/12/2024 16:21:40-0300

Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. RODRIGO SAVIO PESSOA
ITA



Documento assinado digitalmente

GILBERTO PETRAONI FILHO

Data: 21/12/2024 10:42:18-0300

Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. GILBERTO PETRAONI FILHO
ITA

DEZEMBRO de 2024

Dedico este trabalho especialmente a minha família, e a todos os amigos que fiz ao longo desta jornada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me proporcionar chegar até aqui.

Agradeço e minha família, por todo o apoio ao longo de todo curso. Agradeço de forma especial à minha mãe, *Maria de Fátima Alves Barbosa*, por seu amor incondicional e apoio incansável ao longo de toda a minha jornada acadêmica. Sua força e determinação foram minhas maiores inspirações.

Agradeço em especial à memória da minha avó *Otacília Alves Barbosa* a quem devo minha gratidão eterna.

Ao meu orientador *Prof. Dr. Konstantin Georgiev Kostov*, que me deu a oportunidade de estar desenvolvendo este trabalho, e permitiu que eu começasse meus estudos na área de plasmas atmosféricos. Agradeço pelos ensinamentos, instruções, pela orientação e pela paciência ao longo de todos estes anos.

Ao meu coorientador *Dr. Fellype do Nascimento*, por todas as dicas, e ensinamentos compartilhados, em muitas vezes precisei recorrer a ele e ele sempre se mostrou disposto a me ajudar, me auxiliando e compartilhando a sua experiência, meu muito obrigado.

Ao meu irmão *Higor Alves Dias*, pela parceria incondicional e por estar sempre presente, mesmo à distância, trazendo alegria aos meus dias.

A *Camila Larissa Gonçalves*, minha parceira, por acreditar em mim, por sua paciência, apoio e incentivo em todos os momentos.

A minha amiga de laboratório *Ana Carla de Paula Leite Almeida*, pela colaboração na elaboração da parte inicial deste trabalho. Sou grato pelo apoio, pelas conversas, pelos momentos de descontração e por sempre estar disposta a me ajudar.

Agradeço a Antje Quade, por fazer as medidas de XPS nas amostras do tubo de *Montgomery* realizadas no INP Greifswald Alemanha.

Agradeço a todos os amigos do Laboratório de Plasma da UNESP-FEG, cuja amizade e colaboração foram essenciais para a realização deste trabalho. Aos amigos da casa onde morei em Guaratinguetá, por todas as conversas e momento de descontração.

Ao *Miguel de Omena*, técnico do Laboratório pelo auxílio para a construção de aparatos para as medidas.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Número do processo 88887.510463/2020-00; e número de processo 88887.989325/2024-00.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela concessão de bolsa de pesquisa (310608/2021-0).

“Lembre-se de olhar para as estrelas e não para os seus pés. Seja curioso. E por mais difícil que a vida possa parecer, há sempre algo que você pode fazer e ter sucesso. Importa que você não desista.”

Stephen Hawking.

RESUMO

A pandemia de COVID-19, originada pelo SARS-CoV-2, resultou em um aumento significativo de casos de síndrome respiratória aguda, acarretando a necessidade que pacientes sejam submetidos a ventilação mecânica. A intubação prolongada e a traqueostomia, frequentemente empregadas nesses casos, podem levar à formação da enfermidade estenose traqueal e, conseqüentemente à necessidade de alocar uma prótese de *Montgomery* (tubo T). A formação de biofilmes bacterianos nessas próteses representa um desafio clínico significativo, aumentando o risco de infecções. Neste contexto, esta tese investigou a eficácia do jato de plasma atmosférico frio (APPJ) de hélio (He), gerado por uma fonte de tensão de baixo custo, como uma alternativa inovadora para a modificação interna do tubo-T. A aplicação e análise do plasma de He no interior de tubos traqueais, um procedimento inédito na literatura, revelou a alteração superficial significativa, incluindo o aumento da molhabilidade. A caracterização elétrica do APPJ demonstrou que o plasma de He apresenta valores de potência e corrente eficaz (I_{RMS}) substancialmente inferiores aos do argônio (Ar), com valores de I_{RMS} 31% a 67% menores e corrente PLC abaixo do limite de segurança de 100 μA , indicando sua adequação para aplicações biomédicas. A espectroscopia de emissão óptica (OES) identificou a presença de espécies reativas de oxigênio e nitrogênio (RONS) no interior do tubo, independentemente de suas dimensões. A medição da temperatura do plasma de He, uma análise pioneira para esta configuração, revelou valores inferiores a 28°C, abaixo do limite de segurança de 40°C estabelecido pela norma ISO 10993-1, reforçando seu potencial para uso em ambientes biológicos. As análises de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia de fotoelétrons de raios-X (XPS) evidenciaram alterações morfológicas e químicas homogêneas na superfície interna do tubo, além disso, novos grupos funcionais de hidroxila (OH) se formaram ao longo da extensão do tubo, implicando no aumento da molhabilidade no seu interior. Desta forma, esta pesquisa demonstra a eficácia e a segurança do plasma de He produzido através de uma fonte de baixo custo, para a modificação de superfícies de tubos de *Montgomery*, abrindo novas perspectivas para o tratamento de biofilmes, através de uma análise inédita na literatura.

Palavras-chave: Plasma Frio. COVID-19. Prótese de *Montgomery*. Jato de Plasma. Endoscópico. Superfície de Tratamento.

ABSTRACT

The COVID-19 pandemic, caused by SARS-CoV-2, resulted in a significant increase in cases of acute respiratory distress syndrome, leading to the necessity for patients to undergo mechanical ventilation. Prolonged intubation and tracheostomy, frequently employed in these cases, can lead to the formation of tracheal stenosis and, consequently, the need to allocate a Montgomery prosthesis (T-tube). The formation of bacterial biofilms on these prostheses represents a significant clinical challenge, increasing the risk of infections. In this context, this thesis investigated the efficacy of the helium (He) cold atmospheric pressure plasma jet (APPJ), generated by a low-cost voltage source, as an innovative alternative for the internal modification of the T-tube. The application and analysis of He plasma inside tracheal tubes, an unprecedented procedure in the literature, revealed significant surface alteration, including increased wettability. The electrical characterization of the APPJ demonstrated that He plasma exhibits substantially lower power and root mean square current (IRMS) values than argon (Ar), with IRMS values 31% to 67% lower and PLC current below the safety limit of 100 μ A, indicating its suitability for biomedical applications. Optical emission spectroscopy (OES) identified the presence of reactive oxygen and nitrogen species (RONS) inside the tube, regardless of its dimensions. The measurement of He plasma temperature, a pioneering analysis for this configuration, revealed values below 28°C, below the safety limit of 40°C established by ISO 10993-1, reinforcing its potential for use in biological environments. Scanning electron microscopy (SEM) and X-ray photoelectron spectroscopy (XPS) analyses showed homogeneous morphological and chemical changes on the inner surface of the tube. Furthermore, new hydroxyl (OH) functional groups were formed along the tube's length, implying an increase in wettability inside. Thus, this research demonstrates the efficacy and safety of He plasma produced through a low-cost source for the modification of Montgomery tube surfaces, opening new perspectives for the treatment of biofilms through an unprecedented analysis in the literature.

Keywords: Cold Plasma. COVID-19. Montgomery T-tube. Plasma Jet. Endoscopy. Surface Treatment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Classificação do plasma em relação a sua densidade eletrônica e temperatura eletrônica.....	25
Figura 2 - Curva característica para os regimes da descarga elétrica de corrente-tensão.	27
Figura 3 – Diagrama esquemático da evolução do <i>streamer</i> devido ao fluxo de gás. (a) Evolução do <i>streamer</i> positivo na alternância positiva. (b) Evolução do <i>streamer</i> negativo na alternância negativa.....	28
Figura 4 - descarga corona.....	30
Figura 5 - Exemplos de configurações DBD. (A) planar com dois dielétricos em contato com ambos os eletrodos; (B) Planar com o dielétrico sem contato com ambos os eletrodos; (C) Planar com o dielétrico em contato com o eletrodo de alta tensão; (D) Coaxial com um dielétrico em contato com o eletrodo interno de alta tensão; e (E) Reator a jato DBD tubular com eletrodo aterrado em anel.....	33
Figura 6 - Ilustração de um jato de plasma sem dielétrico.	35
Figura 7 - Jato de plasma DBD, (A) eletrodo massivo de ponta, (B) eletrodo oco....	36
Figura 8 - jato de plasma do tipo SE. (a) Com um eletrodo de axial de pino dentro de um tubo dielétrico, (b) com um eletrodo oco dentro do tubo dielétrico, com dois orifícios para entrada do gás, (c) utilizando um único eletrodo de tubo oco dentro de um tubo dielétrico.	37
Figura 9 - Esquema de diferentes conceitos de operação para o plasma endoscópico.	39
Figura 10 - Quantidade DE RONS no corpo humano.	42
Figura 11 - Dispositivo kINPen MED.	43
Figura 12 - Geração de um jato de plasma frio, transportado por uma longa distância.	44
Figura 13 - Jato LTP. (A) Estrutura da fonte LTP impressa em 3D. (B) Fonte LTP completa. (C) Endoscópio inserido na fonte LTP.	45
Figura 14 - Sistema de geração de plasma.....	46
Figura 15 - Diagrama esquemático de (a) FB μ PJ e (b) eletrodo de protrusão em forma de agulha.....	48

Figura 16 - Imagens de descarga de plasma de jatos de microplasma em forma de escova com eletrodo NSP com espaçamento de furos de jato de (a) 1 mm, (b) 3 mm, (c) 5 mm e (d) 7 mm, respectivamente. (Fluxo de gás Ar: 500 sccm, voltagem aplicada: 24,4 kV).	49
Figura 17 - Desenho esquemático jato de plasma transferido.	50
Figura 18 - A: Jato de plasma de pressão atmosférica (APPJ; INP Greifswald, Alemanha) para aplicações biomédicas experimentais cátions. Fig. B: Configuração esquemática da fonte de plasma APPJ (online: www.cpp-journal.org).	52
Figura 19 - Representação esquemática do Tubo de <i>Montgomery</i> no paciente.....	55
Figura 20 - Tubo em T de <i>Montgomery</i>	55
Figura 21 - Estrutura química do Polidimetilsiloxano (PDMS).	56
Figura 22 - A) Representação gráfica do método proposto para tornar os modelos <i>in vitro</i> e <i>in vivo</i> mais semelhantes ao substrato de referência para estudos médicos de plasma e do corpo humano. B) Circuito equivalente para medida de PLC.	58
Figura 23 - Fonte HF IBRAMED DE ALTA FREQUÊNCIA, com botão de ajuste manual.....	60
Figura 24 - Montagem experimental para aquisição de dados elétricos.....	61
Figura 25 - Imagem ilustrativa do ângulo de contato para uma gotícula sobre uma superfície sólida.	62
Figura 26 - Medida de ângulo de contato para uma superfície (a) hidrofóbica e (b) hidrofílica.....	63
Figura 27 - Diagrama de blocos ilustrando os principais componentes de um FTIR. 67	
Figura 28 - Uma visão esquemática da interação de um fóton de raios X de energia $h\nu$ com um elétron orbital atômico. O fóton é mostrado interagindo com um elétron $1s$, que é fotoemitido no vácuo com energia cinética, $E_{\text{Ligação}} = h\nu - E_{\text{Cinética}}$	70
Figura 29 - Imagem ilustrativa de um espectrômetro de fotoelétrons excitados por raios-X.	71
Figura 30 - Esquema ilustrativo da configuração utilizada para realizar a aquisição da temperatura interna no Tubo de <i>Montgomery</i> durante a operação do jato de plasma.73	
Figura 31 - Sensor de temperatura FOTEMP OEM.	74
Figura 32 - Ilustração da montagem experimental do APPJ aplicado ao tubo de <i>Montgomery</i>	75
Figura 33 - Sinal de onda para a tensão em função do tempo, com quatro pulsos.....	76

Figura 34 - Tensão e corrente de descarga em função do tempo para o jato de plasma produzido com o gás He.	77
Figura 35 - Tensão e corrente de descarga em função do tempo para o jato de plasma produzido com o gás Ar.....	78
Figura 36 - Valores de potência e corrente RMS obtidos através do método do resistor para o gás hélio.	79
Figura 37 - Valores de potência e I_{RMS} obtidos através do método do resistor para o gás argônio.	80
Figura 38 - Sinal de onda para a tensão em função do tempo, com um pacote de onda apresentando 3 pulsos e uma frequência de repetição de 60 Hz.....	81
Figura 39 - Sinal elétrico da fonte de tensão com um pacote onda apresentando 3 pulsos com tensão máxima de pico a pico de 20 kV, a ampliação do pulso central mostra um sinal de tensão amortecido.....	81
Figura 40 - Configuração para medida da potência e corrente RMS (I_{RMS}) do jato de plasma em ambiente aberto.	82
Figura 41 - Valores obtidos para a potência dissipada no plasma de He e corrente RMS (I_{RMS}) para o plasma gerado para a configuração da Figura 38, com a fonte configurada para apresentar 3 pulsos, com uma vazão de gás de 2 L/min.	83
Figura 42 - Valores obtidos para a potência dissipada no plasma de He e corrente RMS (I_{RMS}) para o plasma gerado para a configuração da Figura 38, com a fonte configurada para apresentar 3 pulsos, com uma vazão de gás de 2 L/min.	84
Figura 43 - Jato de plasma atmosférico aplicado no interior do tubo de <i>Montgomery</i> , com a formação de microdescargas na borda em direção ao aterramento.....	85
Figura 44 - Montagem experimental com o posicionamento da bobina sobre a sonda para monitoramento da corrente.	86
Figura 45 - Sinal da corrente elétrica obtida para medidas realizadas com o resistor e com o monitor de corrente <i>Rogowski</i>	87
Figura 46 - Valores de corrente elétrica RMS obtidas para o jato de plasma produzido utilizando o Gás de trabalho Hélio, variando o fluxo de gás.	88
Figura 47 - Configuração construída para a medida da corrente PLC, onde o sistema <i>Human Box</i> está ligado no tubo de <i>Montgomery</i>	89
Figura 48 - Valores de Corrente PLC para o jato de plasma, obtidas utilizando um sistema <i>Human Box</i> , variando o fluxo de gás de 1,0 L/min à 2,0 L/min a uma taxa de	

0,5 L/min, a distância entre a saída do jato de plasma e a base interna do tubo T (altura foi alterada. (a) Gás utilizado Ar, (b) He.	90
Figura 49 - Montagem experimental para aquisição dos espectros.	91
Figura 50 - Pluma do jato de plasma para o gás de trabalho Ar (a) externo ao tubo T de <i>Montgomery</i> , (b) aplicado a região interna do tubo T de <i>Montgomery</i> pela saída transversal.	92
Figura 51 - Espectros obtidos com o APPJ aplicado na região interna do tubo T de <i>Montgomery</i> de tamanho 12 utilizando o Ar como gás de trabalho. Vazão de gás de 2,0 L/min.....	93
Figura 52 - Intensidade de emissão da molécula de OH para o plasma de Ar variando à medida que se altera o fluxo de gás, para tubos T com tamanhos 8 T, 10 T, 12 T e 14 T.	94
Figura 53 - Espectros obtidos com o APPJ aplicado na região interna do tubo T de <i>Montgomery</i> de tamanho 12 utilizando o He como gás de trabalho. Vazão de gás de 2,0 L/min.....	95
Figura 54 - Intensidade de emissão da molécula de OH para o plasma de He em função do fluxo de gás, para tubos T com tamanhos 8 T, 10 T, 12 T e 14 T.	96
Figura 55 - Intensidade de emissão da molécula de N_2^+ para o plasma de He quando se altera o fluxo de gás, para tubos T com tamanhos 8 T, 10 T, 12 T e 14 T.	97
Figura 56 - Temperatura média do jato de plasma aplicado no interior do Tubo T de tamanho 12, medido horizontalmente, operando com o plasma de gás He.....	98
Figura 57 - Temperatura média do jato de plasma aplicado no interior do Tubo T de tamanho 12, medido pelo ramo transversal, operando com o plasma de gás He.	99
Figura 58 - Tubo traqueal tipo <i>Montgomery</i> com os pontos da região interna onde foram medidos os espectros de FTIR.	100
Figura 59 - Espectros Obtidos na região interna do Tubo-T 12 para os pontos que vão de 1 a 10 (conforme Figura 56), com os picos identificando ligações correspondentes.	101
Figura 60 - Espectros Obtidos na região interna do Tubo-T 12 para os pontos que vão de 11 a 20 (conforme Figura 56), com os picos identificando ligações correspondentes.	102
Figura 61 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 3.....	103

Figura 62 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 6.....	104
Figura 63 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 7.....	104
Figura 64 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 5.....	105
Figura 65 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 1.....	106
Figura 66 - Localização das peças analisadas no MEV no tubo T.	107
Figura 67 - Imagens de MEV para as amostras da superfície interna do tubo T, onde (a) é o controle e (b-d) são as demais posições.	108
Figura 68 - Tubo T de <i>Montgomery</i> , ramo superior com um corte na sua seção transversal, com altura $h = 44,5$ mm.....	109
Figura 69 - Medida de ângulo de contato realizado em gotículas de água de $0,50\ \mu\text{l}$ de volume. A) Ângulo de contato $53,0^\circ$ para o lado direito e $64,0^\circ$ para o lado esquerdo. B) Ângulo de contato $101,0^\circ$ para o lado direito e $78,0$ para o lado esquerdo.	109
Figura 70 - Medidas de ângulo de contato medido na superfície interna do tubo traqueal de <i>Montgomery</i> após o tratamento à plasma. A) superfície totalmente hidrofílica após o tratamento à plasma. B) Medidas de ângulo de contato na superfície interna, lado direito $21,9^\circ$ e lado esquerdo $30,1^\circ$. C) Medida de ângulo lado direito $46,7^\circ$ e lado esquerdo $35,6^\circ$. D) medida de ângulo de contato na superfície interna, lado direito $51,8^\circ$ e lado esquerdo $35,5^\circ$	110
Figura 71 - Tubo Traqueal de <i>Montgomery</i> recortado, após a aplicação do APPJ em sua superfície interna. Em azul, gotículas de água destilada cujo um corante azul foi adicionado com a intenção de melhorar a visibilidade.	112
Figura 72 - Análise do envelhecimento da superfície interna do tubo T após o jato de plasma ser aplicado. (a) Medidas de ângulo de contato para as primeiras 24h após tratamento a plasma, (b) Medidas de ângulo de contato após as primeiras 24h, com cada ponto referente a um incremento de 24h. Em ambas as medidas a linha tracejada em vermelho representa a medida do ângulo na amostra de controle.	113
Figura 73 - Imagem demonstrativa da disposição das peças analisadas nas medidas de XPS, no Tubo em T.	114

Figura 74 - Fração dos elementos químicos presentes na peça do Tubo em T de PDMS não tratado.	115
Figura 75 – Composição elementar para a amostra de controle (a) e para amostra 3 (exposta ao plasma) (b).....	116
Figura 76 – Amostra de controle e todas as amostras (2 - 8) expostas ao tratamento de plasma.	117
Figura 77 - Espectros de XPS para a amostra de controle (a) e para a mostra 3 tratada (b).....	118
Figura 78 - Fração da concentração dos elementos presentes na superfície interna do Tubo-T de <i>Montgomery</i> para as diferentes partes analisadas, onde A) mostra uma amostra não exposta ao jato de plasma, e as demais (B, C, D, E, F, G, H) são partes do tubo que ficaram expostas ao plasma.	119
Figura 79 - Fração de O para a parte não tratada e as 8 partes analisadas no XPS. .	122
Figura 80 - Fração de O da parte interna em relação ao ângulo que a peça se encontra.	123
Figura 81 - Jato de plasma de He aplicado dentro do Tubo de Montgomery, que se encontra no interior de uma superfície de traqueia construída através de impressora 3D.	127

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 - Reações que acontecem no plasma entre partículas pesadas e elétrons.	22
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação do plasma com as suas respectivas temperaturas, temperatura do elétron (T_e), temperatura do íon (T_i), temperatura do gás (T_g) e número de elétrons (n_e).....	26
Tabela 2 - Dimensões do tubo em T de <i>Montgomery</i>	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

sccm	<i>Standard Cubic Centimeters per minute</i>
DBD	Descarga de Barreira Dielétrica
LTE	Equilíbrio local termodinâmico
NTP	Plasma não térmico
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
DNA	Ácido desoxirribonucleico
RNA	Ácido ribonucleico
PEEP	Pressão Expiratória final positiva
APPJ	Jatos de Plasma à Pressão Atmosférica
PDMS	Polydimethylsiloxane
PTFE	Politetrafluoretileno
LDPE	Polietileno de Baixa Densidade
ROS	Espécies Reativas de Oxigênio
RNS	Espécies Reativas de Nitrogênio
RONs	Espécies Reativas de Nitrogênio e Oxigênio
XPS	Espectroscopia de Fotoelétrons Excitados por Raios X
T	Temperatura eletrônica do plasma
AC	Corrente Alternada
DC	Corrente Contínua
SD	Jatos sem dielétrico
SE	Jato com simples eletrodo
Cu	Cobre
He	Hélio
Ar	Argônio
RF	Radiofrequência
GaAs	Arsenieto de gálio
CO ₂	Dióxido de Carbono
non-LTE	Equilíbrio termodinâmico não local
FB μ PJ	Eletrodo capaz de produzir jato de microplasma flexível tipo escova atmosférica
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
XPS	Espectroscopia por Fotoelétrons Excitados por Raios-X

FTIR	Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier
OES	Espectroscopia de Emissão Óptica
FOT	Sensor de fibra Óptica Revestida de Teflon
EMI	Interferências Eletromagnéticas
RFI	Interferência de Radiofrequência
RMN	Ressonância Magnética Nuclear

LISTA DE SÍMBOLOS

λ_D	Comprimento de Debye
ε_0	Constante de Permissividade Elétrica no vácuo
k_B	Constante de Boltzmann
n	Densidade de elétrons no plasma
e	Carga elétrica do elétron.
N_D	Número de portadores
τ	Período de oscilação
ω_P	Frequência de plasma
A^+	Íon positivo
A^*	Metaestável
T_e	Temperaturas do elétron
T_i	Temperatura do íon
T_g	temperatura do gás
n_e	Número de elétrons
V_b	Tensão de ruptura
γ_{LV}	Energia de superfície líquido-vapor
γ_{SL}	Energia de superfície sólido-líquido
γ_{SV}	Energia de superfície sólido-vapor
$E_{Cinética}$	Energia cinética
$E_{Ligação}$	Energia de ligação
U_{gap}	Energia de gap

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1	PLASMA	19
2.2	GERAÇÃO DO PLASMA	21
2.3	CLASSIFICAÇÃO DO PLASMA	25
2.4	DESCARGA ELÉTRICA EM GASES	26
2.5	PLASMA EM PRESSÃO ATMOSFÉRICA	28
2.5.1	Descarga Corona	30
2.5.2	Descarga com Barreira Dielétrica	31
2.5.3	Jatos de Plasma	33
2.6	JATO SEM DIELÉTRICO	34
2.6.1	Jatos de Plasma Gerados de DBDs	35
2.7	JATO DE PLASMA TIPO CORONA OU DE ELETRODO ÚNICO (SE)	36
2.8	UTILIZAÇÃO DE JATOS DE PLASMA EM TERAPIAS MÉDICAS	37
2.9	ESPÉCIES REATIVAS GERADAS NO PLASMA	39
2.10	ESTUDO SOBRE JATOS DE PLASMA PARA APLICAÇÕES ENDOSCÓPICAS	42
2.11	TRATAMENTO DE TUBOS POLIMÉRICOS POR JATO DE PLASMA	53
2.12	TUBO TRAQUEAL EM T DE MONTGOMERY	54
2.13	CORRENTE DE FUGA DO PACIENTE (PLC)	56
3	METODOLOGIA	59
3.1	MEDIDAS DE ÂNGULO DE CONTATO	62
3.2	ESPECTROSCOPIA DE EMISSÃO ÓPTICA (OES)	63
3.3	ESPECTROSCOPIA DE INFRAVERMELHO POR TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR)	65
3.4	MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	67
3.5	ESPECTROSCOPIA POR FOTOELÉTRONS EXCITADOS POR RAIOS-X (XPS)	68
3.6	MEDIDAS DE TEMPERATURA	71
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	75

4.1	CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA PARA O APPJ	75
4.2	MONITORAMENTO DA CORRENTE ELÉTRICA EM PONTOS DIFERENTES DO CIRCUITO.....	85
4.3	RESULTADOS PARA CORRENTE PLC	88
4.4	ESPECTROSCOPIA DE EMISSÃO ÓPTICA.....	91
4.5	ESPECTROSCOPIA ÓPTICA PARA O JATO DE PLASMA DE GÁS ARGÔNIO	92
4.6	TEMPERATURA INTERNA DO JATO DE PLASMA DENTRO DO TUBO DE MONTGOMERY DE TAMANHO 12	97
4.7	ANÁLISE DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE UTILIZANDO APPJ.....	100
4.8	ANÁLISE DE MODIFICAÇÃO DA SUPERFÍCIE ATRAVÉS DO MEV ...	106
4.9	ANÁLISES DE HIDROFOBICIDADE DA SUPERFÍCIE INTERNA DO TUBO T	108
4.10	ANÁLISES DE ESPECTROSCOPIA POR FOTOELÉTRONS EXCITADOS POR RAIOS-X (XPS)	114
5	CONCLUSÃO	124
6	PERSPECTIVAS FUTURAS.....	127
7	BIBLIOGRAFIA	129

1 INTRODUÇÃO

Surtos de pneumonia com uma origem desconhecida surgiram em Wuhan, província de Hubei, China em dezembro de 2019 (CIOTTI et al., 2020). Em um primeiro momento, os casos reportados estavam associados ao mercado de Frutos do Mar de Huanan, por via da inoculação de células epiteliais das vias respiratórias humanas (Vero E6 e Huh7), o novo vírus foi isolado e, a partir da análise genômica, foi possível identifica-lo como um novo coronavírus, da família SARS-CoV, nominado como coronavírus 2 da síndrome respiratória aguda grave (SARS-CoV-2), que é um betacoronavírus pertencente ao subgênero *Sarbecovirus* (BISAG et al., 2022; CIOTTI et al., 2020; NOTÍCIAS ONU, 2020). Este vírus é o responsável pela doença do coronavírus (COVID-19). No dia 11 de março de 2020, a Organização Mundial da Saúde declarou a COVID-19 como uma pandemia global, reconhecendo que havia surtos da doença espalhados em vários países e regiões do mundo, alertando os países para criarem medidas de contenção da doença (NOTÍCIAS ONU, 2020).

O COVID-19 é responsável por muitos problemas de saúde, que vão desde problemas no sistema cardiovascular, como complicações que incluem lesão miocárdica, infarto agudo do miocárdico, insuficiência cardíaca, arritmias e eventos de tromboembólicos venosos etc. (BACKER; KLINKENBERG; WALLINGA, 2020). Entre os problemas ocasionados pelo COVID-19, se destacam os problemas respiratórios, como por exemplo a tosse, febre e a falta de ar, em casos graves, este vírus pode provocar a síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA), uma condição que pode levar a insuficiência respiratória e a morte (CHEN et al., 2020; WANG et al., 2020).

Pacientes que desenvolvem quadros mais graves de COVID-19 necessitam de assistência médica mais especializada e normalmente são encaminhados a Unidades de Terapia Intensiva (UTI), para fazerem uso de suporte ventilatório mecânico, através de um tubo endotraqueal, algumas vezes por mais tempo que o normal, e necessitando de alta Pressão Expiratória final positiva (PEEP) (MAGNANTE et al., 2022; TAY; KHOO; LOH, 2020). O procedimento de traqueostomia quando é realizado no período de 7 a 14 dias após a intubação endotraqueal, aumenta as chances de um bem-sucedido desmame ventilatório, reduzindo o risco de complicações e mortalidade quando equiparado a um período maior da manutenção deste traqueal. Quando este procedimento não é realizado, o período de internação aumenta por 3 a 4 semanas, acarretando lesões na mucosa e necrose da parede traqueal, induzindo a casos graves de estenose laringotraqueal (ANDRADE et al., 2021; CORDEIRO et al., 2017).

Embora ainda não se tenha muitos dados sobre a incidência da estenose em pacientes recuperados da COVID-19, acredita-se que eles possuem risco elevado de desenvolver este problema futuramente. Estudos apontam que a taxa de incidência da estenose traqueal em pacientes pós intubação, é de cerca de 10-22%, na população em geral, a estimativas de ocorrência de cerca de 4,9 casos por milhão de pessoas por ano (GERVASIO et al., 2020; MAGNANTE et al., 2022; MIWA et al., 2021).

Hoje em dia, com o avanço alcançado, no que se refere ao diagnóstico por meio de imagem via ressonância magnética e tomografia, é possível escolher o tratamento que melhor se adequa a cada paciente, e para os casos em que existe a necessidade de intervenção para o tratamento das lesões na laringe e mucosa, é necessário realizar procedimento cirúrgico para alocar próteses de *Montgomery* (AMATO et al., 1995; MIWA et al., 2021). Muitos pacientes acabam tendo que ser submetido a colocação de órtese traqueal, que é o tubo em T de silicone tipo *Montgomery*, o qual é posicionado na traqueia do paciente para a manutenção das vias aéreas, possibilitando o fluxo de ar translaríngeo, proporcionando a umidificação das vias aéreas e preservação da voz (AMATO et al., 1995; VAN CHARANTE et al., 2022). A vantagem deste tipo de prótese é principalmente a facilidade de manuseio e resistência, viabilizando a construção de diferentes endopróteses, corrigindo problemas anatômicos complexos (AMATO et al., 1995; JOSÉ RAMON SALVATIERRA MURILLO; JENNY MAGALI CORONEL CEVALLOS, 2019).

Após a inserção da prótese, células bacterianas podem aderir na superfície do tubo tipo *Montgomery* e acabar formando biofilmes. Biofilmes são formas em que os micro-organismos se organizam a fim de se proteger contra fatores externos como temperatura, mudança de pH e agentes antimicrobianos, como por exemplo, antibióticos. Sua formação se deve principalmente devido ao fato de que os biofilmes crescidos neste material ficam protegido do sistema imunológico do hospedeiro bem como das suas células através da sua própria matriz extra polimérica (AMANDA CRISTINA ZANGIROLAMI, 2022; VAN CHARANTE et al., 2022).

Com base nisso, a ação antimicrobiana do plasma frio em pressão atmosférica é uma área emergente quando se trata de controle de infecções especialmente em ambientes clínicos. Estudos clínicos dedicado a investigar os efeitos do plasma em relação à cicatrização de feridas, apontam três modos de ação que a ação do plasma pode desencadear e controlar, são elas, a redução de patógenos, estimulação tecidual e a resposta imune (MAHO et al., 2021). No trabalho de Brun et al. (2018) (BRUN et al., 2018), foram observados os efeitos antibacteriano do plasma pós-brilho de hélio de rádio frequência (RF), em amostras de bactéria *in vitro* de

Pseudomonas aeruginosa multirresistentes, além da *Staphylococcus aureus* que é resistente a meticilina.

Os efeitos biológicos do tratamento a plasma são primeiramente mediados pelas interações plasma-líquido (VON WOEDTKE; LAROUSSI; GHERARDI, 2022). Assumindo as condições fisiológicas, quando um alvo biológico é exposto a este tratamento, os líquidos ali presentes se tornam mediadores dos efeitos do plasma, uma vez que as células se encontram envoltas neste ambiente, esta camada aquosa possui normalmente algumas centenas de micrômetros de espessura, tendo a sua composição dependendo dos tipos de células e tecidos analisados (VON WOEDTKE; LAROUSSI; GHERARDI, 2022). Para exemplificar, a composição da camada líquida de feridas em estágio inicial se baseia em 93% de água e 7% de proteínas (VON WOEDTKE; LAROUSSI; GHERARDI, 2022).

A ação antimicrobiana do plasma é resultado de mecanismos complexos da sua interação com as células microbianas (MAHO et al., 2021). O primeiro deles é a produção das espécies reativas de Oxigênio e Nitrogênio (RONS), que são responsáveis por provocar danos a componentes celulares, como lipídios, proteínas e ácidos nucleicos (BRUN et al., 2018; VON WOEDTKE; LAROUSSI; GHERARDI, 2022). A permeabilidade da membrana celular é afetada, assim essas RONS podem provocar uma oxidação de lipídios na membrana celular, acarretando uma perda de integridade e funcionalidade celular. Tal processo, ocasiona a formação de poros na membrana, o que leva a perda de substâncias essenciais e a entrada de substâncias tóxicas, culminando na morte celular (BRUN et al., 2018; VON WOEDTKE; LAROUSSI; GHERARDI, 2022). Um outro fator bastante relevante são os danos aos componentes intracelulares que ele acarreta, dado que, a oxidação de proteínas pode comprometer suas funções, enquanto a degradação do DNA e RNA pode impedir a replicação e a síntese de proteínas levando a morte celular. Para a inativação de biofilmes (microrganismos aderidos a superfícies), o plasma desestabiliza a matriz extracelular que envolve os biofilmes, facilitando a remoção dos microrganismos e melhorando a eficácia dos métodos de desinfecção, tendo em vista que esses biofilmes normalmente são mais resistentes a tratamentos convencionais, a ação do plasma contribui de forma significativa para o seu combate (BRUN et al., 2018).

Contudo, a literatura científica registra um número limitado de pesquisas direcionadas à aplicação de plasma frio em dispositivos tubulares. Desta forma, até o presente momento, inexistem estudos que abordem a utilização combinada de plasma frio em tubos de Montgomery, tanto em modelos *in vivo* quanto *in vitro*.

Com base nos fatos descritos, este trabalho tem como objetivo investigar o uso do jato de plasma frio atmosférico como ferramenta para modificar as propriedades da superfície interna do tubo de *Montgomery*. Além disso, avalia-se seu potencial para o combate a biofilmes formados nessa região, promovendo sua inativação por meio das propriedades inerentes do plasma. Desta forma, busca-se possibilitar que em trabalhos futuros este jato de plasma possa ser utilizado em estudos in vitro. Para tanto, foram realizadas caracterizações elétricas relacionadas à fonte de plasma, bem como investigações sobre os efeitos promovidos pelo plasma na superfície interna do tubo.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 PLASMA

Enquanto na área biológica e na medicina o termo “plasma” é atribuído ao componente celular do sangue, nas ciências físicas ele é conferido a um estado em que um gás se encontra (FRIDMAN et al., 2008). Este termo foi empregado primeiramente por Irving Langmuir em 1922, a fim de confrontar a semelhança das características de líquidos iônicos na medicina e biologia ao plasma físico (FRIDMAN et al., 2008; PAULA M. BELLAN, 2008). O Plasma é entendido como um meio macroscopicamente neutro e quimicamente reativo, composto de interações de elétrons livres, átomos ou moléculas ionizadas, radicais livres em seu estado fundamental ou excitado e íons positivos e negativos e que apresentam comportamento coletivo devido a força Coulombiana de longo alcance, para que ele seja considerado neutro, a sua carga total deve estar próxima de zero (J. A. BITTENCOURT, 2004). A condição de quase neutralidade requer que a carga total do meio seja aproximadamente nula. Apesar das partículas constituintes do plasma não apresentarem ligações entre partículas, o termo “livre” não implica na ausência de forças atuantes no meio. O movimento da carga elétrica induz a formação de correntes elétricas e, conseqüentemente, a formação de campos magnéticos. Em virtude disso, as partículas passam a sofrer a influência do campo que é gerado por outras partículas, provocando um comportamento coletivo, ainda que com graus de liberdade específicos (J. A. BITTENCOURT, 2004).

Na natureza, o plasma pode ser encontrado de forma natural em coroas solares, ionosfera da Terra, na forma de raios e podem ser produzidos em laboratórios para aplicações em diversas áreas, motivando os esforços científicos na pesquisa de plasmas (CHRISTOPHER JOHN OLDHAM, 2009). Os plasmas que são fabricados podem ser utilizados na fusão nuclear, combustão, iluminação, eletrocirurgia e em áreas biomédicas (CHRISTOPHER JOHN OLDHAM, 2009).

Em vista disso, alguns critérios essenciais devem ser atendidos para que um conjunto de partículas eletricamente carregadas seja denominado plasma (GAUNT; BEGGS; GEORGHIOU, 2006; SOUZA, 2012), são eles:

- 1 . Comportamento coletivo: O plasma deve possuir a capacidade de blindar os potenciais elétricos que a ele é aplicado. Para que ocorra interação com o maior número possível de partículas, é imprescindível que elas estejam próximas o suficiente. Essa distância adequada entre elas, é definida pelo

comprimento de *Debye* (λ_D), que define a região de interação entre essas cargas, em outras palavras, os portadores de carga no plasma se organizam ao redor de regiões de potencial, limitando o efeito do potencial elétrico em cargas afastadas. Cada tipo de plasma possui um valor de λ_D característico e, conseqüentemente, a sua esfera de *Debye*, fora da qual as cargas não sofrem influência. O comprimento de *Debye* é definido pela seguinte expressão:

$$\lambda_D = \left(\frac{\epsilon_0 k_B T}{n e^2} \right)^{1/2} \quad (1)$$

Onde, ϵ_0 é a constante de permissividade elétrica do vácuo, k_B é a constante de Boltzmann, T é a temperatura eletrônica do plasma, n é a densidade de elétrons no plasma e e representa a carga elétrica do elétron.

- 2 . Quase Neutralidade: Para que isso ocorra, o comprimento de *Debye* deve ser consideravelmente menor que as dimensões do plasma. Desta forma, se o plasma tiver uma dimensão X , o comprimento de *Debye* deve ser:

$$\lambda_D \ll X \quad (2)$$

Portanto, os efeitos de borda se tornam-se desprezíveis diante das interações volumétricas no plasma. As interações eletrostáticas dentro do plasma devem ser elevadas, o número de portadores (N_D) é dado por:

$$N_D = n \frac{4}{3} \pi \lambda_D^3 \quad (3)$$

Com $N_D \gg 1$.

- 3 . Interações Eletrostáticas: Quando o plasma é perturbado, campos elétricos internos surgem, acarretando o movimento das partículas na busca de

restaurar a sua neutralidade. A frequência que esses processos acontecem é denominado frequência de plasma (ω_p) e é definido pela seguinte expressão:

$$\omega_p = \left(\frac{ne^2}{m\epsilon_0} \right)^{1/2} \quad (4)$$

Como as colisões com partículas neutras leva ao amortecimento das oscilações coletivas diminuindo a sua amplitude, é necessário que a frequência de colisões seja menor que a frequência de plasma para que o comportamento coletivo deste não sofra um impacto significativo (SOUZA, 2012), ou seja:

$$\frac{\omega_p}{2\pi} = f_{plasma} > f_{colisões} \quad (5)$$

2.2 GERAÇÃO DO PLASMA

Com o passar dos anos, as bactérias vêm desenvolvendo resistência aos antibióticos, o que pode vir a tornar certos tipos de medicamentos ineficazes, gerando transtorno para muitas pessoas que dependem dele (BANIN; HUGHES; KUIPERS, 2017). Logo, o desenvolvimento de métodos alternativos capazes de combatê-los de forma segura e efetiva sem o emprego de medicamentos se torna fundamental para o bem-estar da humanidade (IVANKOV et al., 2022). Neste contexto, tratamentos alternativos à plasma se apresentam como uma opção no combate a estas bactérias.

Existem diversas formas de se gerar plasma, com uma ampla gama de temperaturas e pressões distintas a ele associado. As fontes de energia empregadas para a sua criação inclui a elétrica, a térmica ou radiação eletromagnética(SOUZA, 2012).

No laboratório, o plasma é produzido através da aplicação da energia a um gás, acarretando a reorganização da estrutura eletrônica das espécies e a formação de espécies ionizadas excitadas (TENDERO et al., 2006). Com a aplicação de energia a um gás molecular, como o calor, tem-se um aumento da energia cinética das moléculas, levando a um aumento das colisões. Com uma energia suficientemente grande, o processo de transferência de energia

das colisões passa a ser suficiente no processo de dissociação de moléculas em átomos. Aumentando-se ainda mais a temperatura, o número crescente de átomos no gás pode adquirir energia cinética suficiente para arrancar um elétron de outro átomo através da colisão, que é uma das maneiras de produzir o plasma (SOUZA, 2012). Quando é fornecida energia elétrica ao gás, os elétrons, que possuem massa menor que o próton e o nêutron, responde rapidamente ao campo elétrico e são acelerados, com isso, a energia cinética é transferida para as partículas neutras através de colisões (CHRISTOPHER JOHN OLDHAM, 2009; SOUZA, 2012; TENDERO et al., 2006). Essas colisões são classificadas em elásticas e inelásticas (NISHIME, 2015; TENDERO et al., 2006):

- a. Colisão Elástica: Conservação da energia cinética do elétron e da partícula neutra;
- b. Colisão Inelástica: Não se tem conservação da energia cinética e parte desta energia de uma ou mais partículas é convertida em energia interna, como deformação ou energia térmica.

Colisão inelástica: Não se tem conservação da energia cinética e parte desta energia de uma ou mais partículas é convertida em energia interna, como deformação ou energia térmica.

Colisões elásticas entre elétrons e partículas pesadas do gás são predominantes nas descargas elétricas. Durante o processo, após a colisão, a velocidade dos elétrons se mantém aproximadamente constante enquanto a sua direção é alterada, isso acontece devido a grande diferença entre as massas das partículas, uma vez que as partículas mais pesadas conservam a sua energia, pois quase não são afetadas pela colisão (FRIDMAN et al., 2008; NISHIME, 2015). Com isso, é importante descrever as diferentes colisões inelásticas para um melhor entendimento da formação do plasma, o Quadro 1 mostra as várias formas de colisões inelásticas bem como a as reações causadas:

Quadro 1 - Reações que acontecem no plasma entre partículas pesadas e elétrons.

Nº	Nome	Reação	Descrição
1	Excitação	$e + A_2 \rightarrow A_2^* + e$ $e + A \rightarrow A^* + e$	Elétrons energéticos excitam átomos e moléculas.

2	Desexcitação	$e + A_2^* \rightarrow A_2 + e + h\nu$	Átomos e moléculas excitadas emitem radiação ao retornarem ao estado fundamental.
3	Ionização	$e + A_2 \rightarrow A_2^+ + 2e$	Elétrons energéticos ionizam espécies neutras por meio da liberação de um elétron.
4	Dissociação	$e + A_2 \rightarrow 2A + e$	colisão do elétron com a molécula leva a sua dissociação sem a formação de íons
5	Dissociação por ligação de elétron	$e + A_2 \rightarrow A^- + A + e$	Íons negativos são formados quando elétrons livres se ligam a espécies neutras.
6	Ionização dissociativa	$e + A_2 \rightarrow A^+ + A^- + e$	Produção de íons negativos por meio de ionização dissociativa.
7	Dissociação Penning	$M^* + A_2 \rightarrow 2A + M$	Uma espécie metaestável dissocia uma espécie neutra.
8	Ionização Penning	$M^* + A \rightarrow A^+ + M + e$	Uma espécie metaestável ioniza uma espécie neutra.
9	Ionização elétron-metaestável	$e + A^* \rightarrow 2e + A^+$	Um átomo metaestável é ionizado por meio da colisão com um elétron.

10	Troca de carga	$A^+ + B \rightarrow B^+ + A$	A carga de um íon é transferida a uma espécie neutra por meio de colisão.
11	Recombinação de íons	$A^- + A^+ \rightarrow AB$	Dois íons se recombinam formando uma molécula.
12	Recombinação elétron-íon	$e + A_2^+ + M \rightarrow A_2 + M$	O plasma perde partículas carregadas pela recombinação de cargas opostas.
13	Recombinação íon-íon	$A^+ + B^- + M \rightarrow AB + M$	A recombinação de dois íons ocorre em uma colisão de três corpos.

Fonte: (NISHIME, 2015)

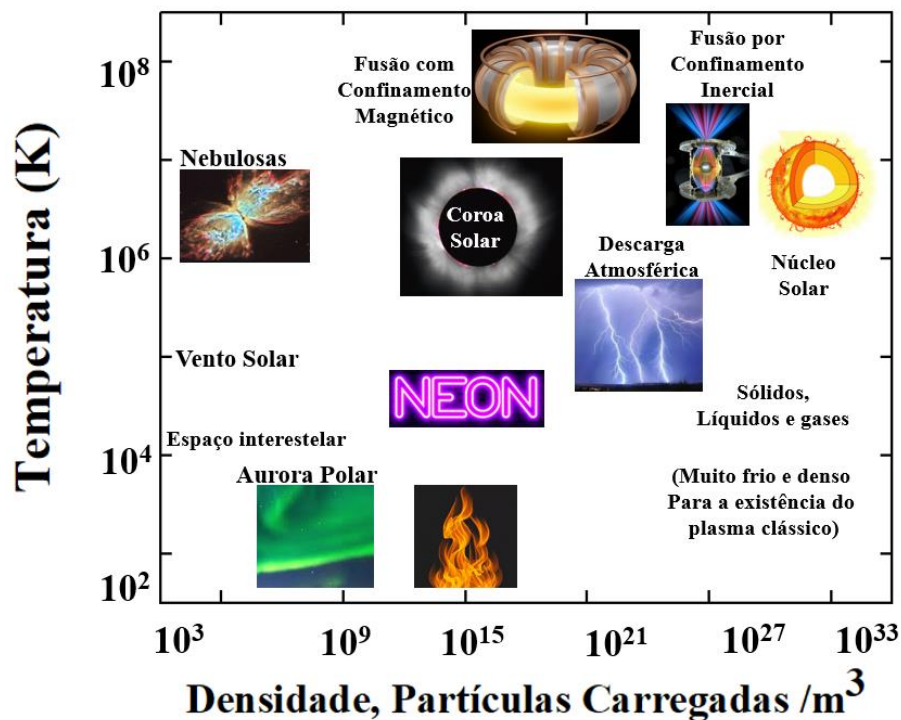
A ionização por impacto de elétrons, a terceira linha no Quadro 1, é o processo que mais acontece no plasma. Neste caso, o elétron primário (e) remove um elétron de um átomo neutro (A), gerando assim um íon positivo (A^+) e a liberação de dois elétrons ($2e$). Os dois novos elétrons dão início a novos processos de ionização, gerando uma avalanche de elétrons e íons, que acaba alimentando a descarga (FRIDMAN et al., 2008; NISHIME, 2015).

Outro processo que pode acontecer no plasma é o de excitação, (número 1 no Quadro 1), onde o átomo no qual o elétron foi excitado é chamado de metaestável (A^*). Esse processo se origina através dos impactos de elétrons, sendo importante pois, possibilita a ionização *Penning* e a ionização elétron -metaestável. A característica principal da ionização *Penning* é que quando o átomo metaestável colide com uma espécie neutra do gás, a espécie neutra se ioniza (reação número 8 do Quadro 1). A ionização elétron-metaestável acontece através da colisão de um elétron com um átomo metaestável, causando a sua ionização (reação número 9 do Quadro 1), dessa forma, devido ao fato de o átomo já estar excitado a níveis de energia mais elevados, é necessário menos energia para que ele seja totalmente ionizado (FRIDMAN et al., 2008; NISHIME, 2015).

2.3 CLASSIFICAÇÃO DO PLASMA

A classificação do plasma leva em consideração o tipo e a quantidade de energia a ele fornecido, já que esses fatores influenciam significativamente propriedades como a sua densidade eletrônica e a temperatura. Desta forma, com base nesses parâmetros, os plasmas são comumente categorizados em duas classes principais: plasmas de alta e baixa temperatura. A Figura 1 mostra a classificação dos tipos de plasma com relação a sua densidade eletrônica e a sua temperatura eletrônica.

Figura 1 - Classificação do plasma em relação a sua densidade eletrônica e temperatura eletrônica.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Plasmas de alta temperatura requerem uma grande quantidade de energia aplicada a um gás para serem produzidos. Consequentemente, as espécies presentes no meio, incluindo elétrons, íons e partículas neutras, atingem em equilíbrio térmico ($T_e \approx T_i \approx T_g$), caracterizando um alto grau de ionização (VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008).

Por outro lado, os plasmas de baixa temperatura possuem temperaturas baixas e são parcialmente ionizados. Estes plasmas são divididos em duas categorias: plasmas térmicos, aqueles que se encontram em um estado de equilíbrio local (LTE), e plasma não térmico (NTP),

também conhecido como plasma frio ou plasma fora de equilíbrio (VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008). Nos plasmas térmicos, a temperatura dos elétrons é igual ou próxima à temperatura dos íons das espécies neutras. Além disso, é necessário que os gradientes locais de propriedades, como temperatura e densidade, sejam baixos para que as partículas presentes no plasma atinjam o equilíbrio térmico (SOUZA, 2012). Já nos plasmas não-térmicos, estes apresentam densidade eletrônica baixa, e a taxa de desexcitação dos átomos provocada pela colisão com elétrons normalmente é menor que a taxa de desexcitação causada pela radiação. Neste caso, a grande diferença de massa das partículas é levada em conta quando menos energia é fornecida ao plasma, uma vez que os elétrons se movimentam muito mais rápido que as partículas pesadas. Assim, as colisões e processos de transição passam a ser governadas pelos elétrons (NISHIME, 2015). A Tabela 1 traz a classificação do plasma, juntamente com as temperaturas do elétron (T_e), temperatura do íon (T_i), temperatura do gás (T_g) e número de elétrons (n_e).

Tabela 1 - Classificação do plasma com as suas respectivas temperaturas, temperatura do elétron (T_e), temperatura do íon (T_i), temperatura do gás (T_g) e número de elétrons (n_e).

	Plasmas de alta temperatura	Plasmas de baixa temperatura	
		Térmico	Não-térmico
Propriedades	$T_e \approx T_i \approx T_g$ $T_g = 10^6 - 10^8 \text{ K}$ $n_e \geq 10^{20} \text{ m}^{-3}$	$T_e \geq T_i \approx T_g$ $T_g \leq 10^4 \text{ K}$ $n_e \geq 10^{20} \text{ m}^{-3}$	$T_e \gg T_i \approx T_g$ $T_g = 300 - 10^3 \text{ K}$ $N_e \approx 10^{13} \text{ m}^{-3}$
Exemplos	Plasmas de fusão a laser.	Plasmas de arco, tochas de plasma.	Descarga corona, DBD, APPJ.

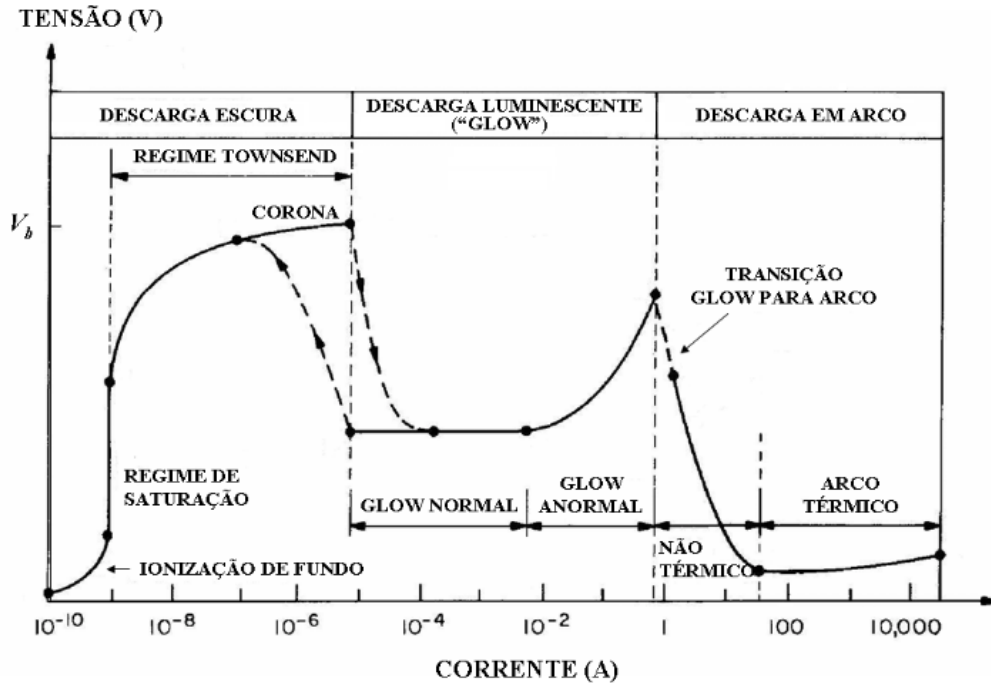
Fonte: (NISHIME, 2015; VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008)

2.4 DESCARGA ELÉTRICA EM GASES

A Figura 2 mostra que estas regiões da descarga elétrica podem ser divididas em três regiões: descarga escura ou descarga *Townsend*, descarga luminescente e descarga em arco. A descarga *Townsend* é uma descarga autossustentável, e é onde ocorre o fenômeno conhecido como avalanche de elétrons, também chamada de avalanche *Townsend*. Aqui, o campo elétrico externo aplicado provoca uma aceleração dos elétrons, aumentando assim o número de colisões entre átomos e moléculas do gás, desta forma, mais elétrons surgem destas colisões, produzindo

mais íons (NISHIME, 2015; RODRIGO PERITO CARDOSO; HENRIQUE CEZAR PAVANATI, 2009).

Figura 2 - Curva característica para os regimes da descarga elétrica de corrente-tensão.



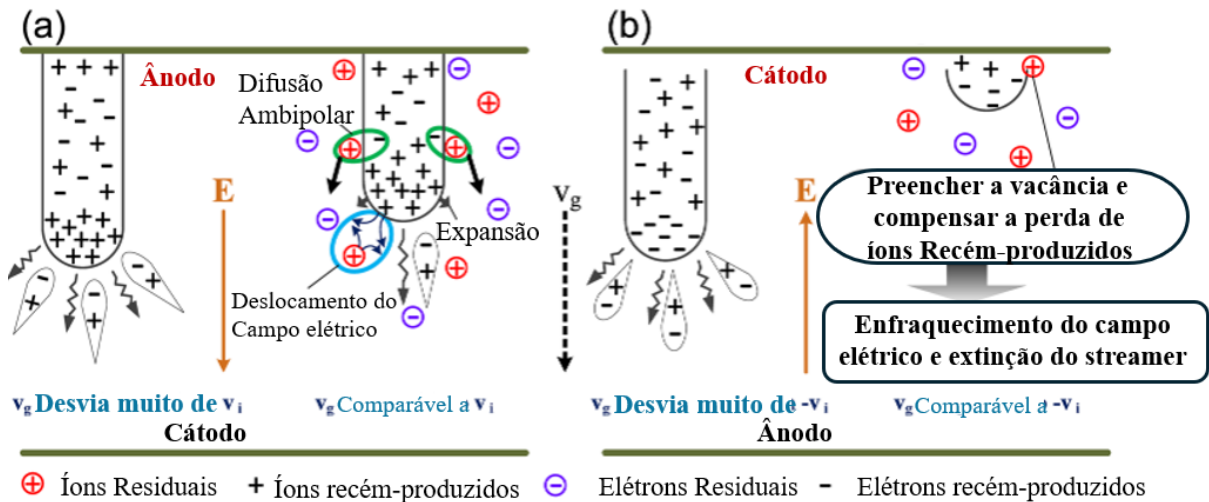
Fonte: (SOUZA, 2012).

A Figura 3 traz o diagrama esquemático de formação e interação entre os *streamers* positivos e negativos durante a operação do jato de plasma atmosférico. Assim, a fase inicial do desenvolvimento dos *streamers* positivos, a incidência de avalanches secundárias é reduzida significativamente. Essa diminuição no efeito das avalanches é muito importante para manter a estabilidade do *streamer*, possibilitando um controle mais eficaz da dinâmica do plasma.

A interação entre o *streamer* positivo e negativo é complexo; a presença dos íons residuais não apenas afeta o desenvolvimento dos *streamers*, mas também modula a separação das cargas, o que é vital para a formação de um jato de plasma difuso. A Figura 3 mostra claramente os diferentes estágios de desenvolvimento dos *streamers*, destacando como o *streamer* positivo evolui em relação ao campo elétrico gerado por íons residuais. Isso evidencia a dinâmica do plasma em ação e o impacto que a presença de íons residuais pode ter na redução da ocorrência de avalanches secundárias, fundamentais para a estabilidade do jato de plasma. Pode-se ver também a separação de cargas positivas e negativas que ocorre nas regiões vizinhas aos cabeçotes dos *streamers*. Isso é especialmente relevante, pois limita a formação de novos

streamers negativos e contribui para a manutenção de um campo elétrico equilibrado na região do fluxo de plasma.

Figura 3 – Diagrama esquemático da evolução do *streamer*. **(a)** Evolução do *streamer* positivo. **(b)** Evolução do *streamer* negativo.



Fonte: Adaptado de Jing Li (LI et al., 2021).

No regime de descarga luminescente, tem-se uma diminuição da tensão e um aumento da corrente elétrica, nesta região, o plasma apresenta uma resistividade muito baixa, o que gera o aumento da corrente elétrica com pouca variação de tensão elétrica (NISHIME, 2015; RODRIGO PERITO CARDOSO; HENRIQUE CEZAR PAVANATI, 2009). À medida que a corrente elétrica aumenta, a descarga elétrica atinge o regime de descarga luminescente anormal. E no regime de descarga em arco, os valores de corrente elétrica aumentam a tal ponto que se tem uma grande quantidade de calor sendo produzido gerando instabilidade (NISHIME, 2015; RODRIGO PERITO CARDOSO; HENRIQUE CEZAR PAVANATI, 2009).

2.5 PLASMA EM PRESSÃO ATMOSFÉRICA

Investigações vem sendo conduzidas a fim de averiguar a eficácia da utilização de plasmas não térmicos em aplicações biomédicas. Os plasmas não térmicos podem eliminar ou danificar o DNA de micro-organismos patogênicos devido as espécies excitadas que é capaz de produzir (IVANKOV et al., 2022).

Para aplicações biomédicas, o plasma a pressão atmosférica deve possuir temperaturas baixas para que não ocorra danos a tecidos, logo, alguns métodos são aplicados

com esta finalidade, como, utilização de gás adequado, aumento do fluxo de gás, ajustes na operação da descarga etc. (BRUGGEMAN; IZA; BRANDENBURG, 2017). O gás argônio e o hélio são muito utilizados em barreiras dielétricas, devido a sua baixa energia de ionização, e como gases nobres, eles são quimicamente inertes, tornando-os seguros para aplicações biomédicas e minimizando reações indesejadas, além disso, permitem que os elétrons no plasma se movimentem de forma mais eficiente, resultando em uma maior produção de espécies reativas (BRUGGEMAN; IZA; BRANDENBURG, 2017).

Algumas opções podem ser adotadas para que se consiga produzir um plasma à pressão atmosférica não térmico (SOUZA, 2012), são elas:

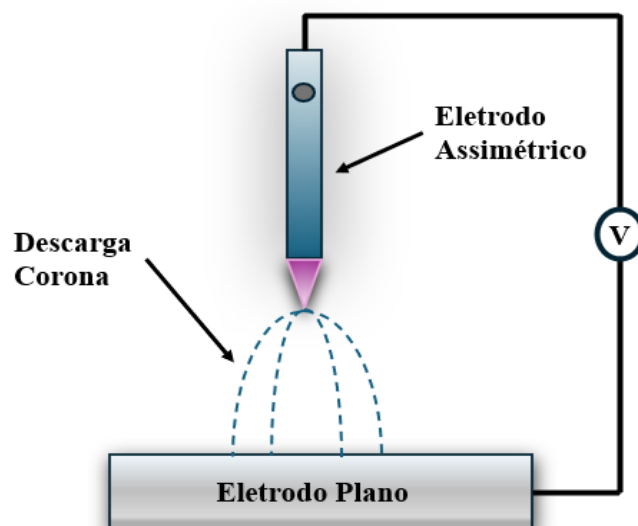
- a. Fontes de corrente alternada (AC) ou corrente contínua (DC) pulsada, com pulsos de curta duração, podem favorecer os plasmas não térmicos. Contudo, a aplicação de tensão alternada (AC), as partículas pesadas mantêm uma energia mais baixa, enquanto os elétrons adquirem mais energia em um curto intervalo de tempo, devido a sua maior mobilidade (TENDERO et al., 2006).
- b. Utilização de barreiras dielétricas recobrimdo os eletrodos para limitar a corrente da descarga, viabilizando a formação de um plasma frio; desta forma, o desempenho do plasma depende apenas do gás de trabalho utilizado.
- c. Fluxo de gás intenso. O fluxo de gás é responsável por controlar o tempo das partículas no plasma e os valores de potência. O fluxo de gás também promove o arrefecimento (WANG et al., 2007), influenciando o comprimento do plasma e prevenindo a formação de arcos térmicos.
- d. O campo elétrico é intensificado quando se utiliza eletrodos com geometrias pontiagudas, desta forma, a tensão de ruptura é reduzida e a descarga é estabelecida sobre a superfície do eletrodo. A potência aplicada deve ser controlada, pois o surgimento de arcos é intensificado com tais eletrodos.

Estas opções permitem que um plasma uniforme do tipo luminescente seja produzido a pressão atmosférica. Algumas configurações podem ser produzidas a fim de se produzir um plasma estável não térmico à pressão atmosférica, nesse quesito, destacam-se três: descarga corona, descarga com barreira dielétrica e jato de plasma.

2.5.1 Descarga Corona

A descarga corona é uma descarga de baixa potência, que precisa de campos elétricos altamente não uniformes e intensos para se manifestar (J. A. BITTENCOURT, 2004; SOUZA, 2012). Esta descarga acontece, apenas em torno de um dos eletrodos, e as suas características dependem de sua polaridade; se a descarga ocorre no catodo, é dita corona negativa, e se ocorre no anodo é positiva (J. A. BITTENCOURT, 2004; SOUZA, 2012). A sua principal característica é a geometria assimétrica que seus eletrodos possuem, como por exemplo, a combinação de um eletrodo pontiagudo e um eletrodo plano, ou um eletrodo plano e um eletrodo cilíndrico com um fio metálico no seu eixo principal (NISHIME, 2015). A descarga se forma na região do eletrodo pontiagudo quando ele é submetido a uma tensão contínua ou alternada. Nesta região, o campo elétrico devido ao eletrodo assimétrico é altamente não uniforme, assim, a tensão de ruptura do gás é excedida rapidamente, gerando um plasma fracamente ionizado (VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008), isso faz com que os elétrons produzidos interajam com as moléculas, dando origem a espécies ativas como radicais, íons e moléculas excitadas (SOUZA, 2012; VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008).

Figura 4 - descarga corona.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O que mantém a descarga corona é a energia adquirida do campo elétrico próximo ao eletrodo, ao longo do livre caminho médio no gás ($\sim 10^{-7}$ m à pressão atmosférica) (MICHAEL A. LIEBERMAN; ALLAN J. LICHTENBERG, 1994).

Contudo, embora a descarga corona seja útil para muitas aplicações, no contexto das aplicações biomédicas, ela apresenta algumas desvantagens; a primeira desvantagem diz respeito a geração de ozônio e de outros compostos reativos, que em altas concentrações podem ser letais a tecidos vivos; o segundo ponto da desvantagem, diz respeito a dificuldade de controlar com precisão a intensidade e a uniformidade da descarga, não sendo indicada pra realizar tratamentos biológicos que exigem precisão. O terceiro ponto, se refere aos danos a materiais biomédicos sensíveis, devido a degradação, como em polímeros e superfícies delicadas. Outro ponto muito importante, é o aquecimento localizado que esta descarga pode gerar, inviabilizando a sua aplicação em tecidos vivos (SOUZA, 2012; VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008).

2.5.2 Descarga com Barreira Dielétrica

A Descarga de Barreira Dielétrica (DBD), também conhecida como descarga silenciosa, é uma descarga de corrente alternada (AC) que produz um plasma fora do equilíbrio térmico, à pressão atmosférica a temperaturas moderadas de gás (VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008). Este tipo de plasma é gerado em um arranjo de dois eletrodos metálicos, em que pelo menos um deste se encontra revestido por uma camada de material dielétrico, inserida no percurso da descarga entre os eletrodos (VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008).

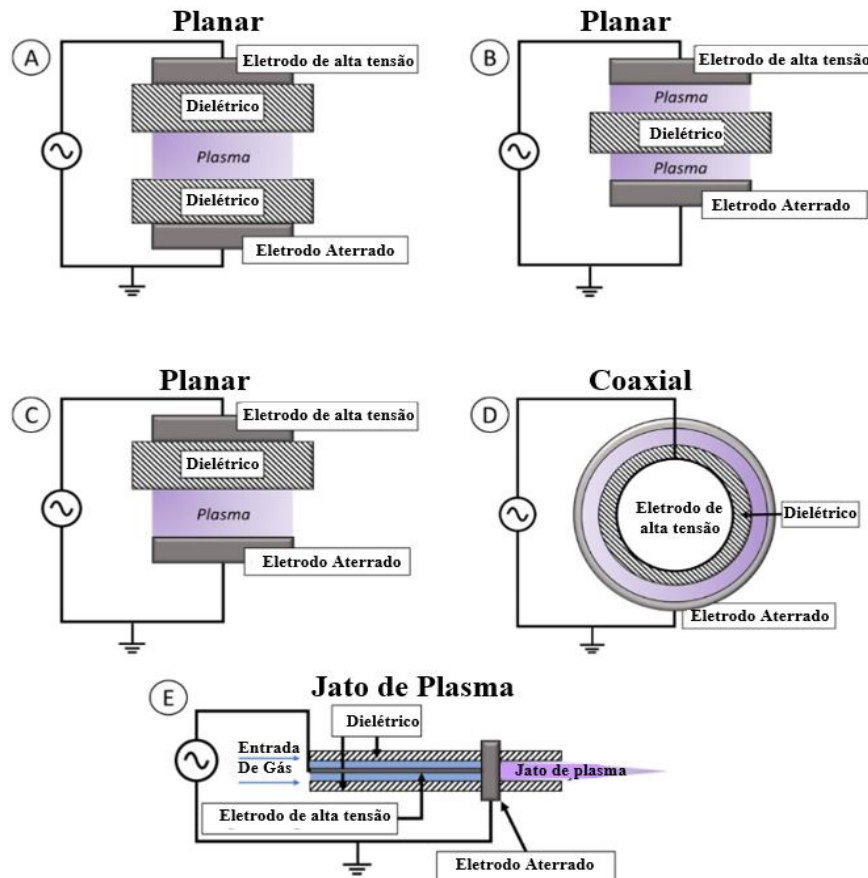
A descarga DBD foi desenvolvida inicialmente com o objetivo de produzir ozônio na indústria, contudo, pesquisas desenvolvidas sobre as propriedades provenientes da sua descarga junto as possibilidades de configurações geométricas, parâmetros de funcionamento e meio de operação, resultaram em outras aplicações, como por exemplo, lasers *excimer*, tratamento de superfícies, radiação infravermelha altamente coerente em lasers de CO₂, além de equipamentos para controle de poluentes (MOISAN et al., 2001; NISHIME, 2015; VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008).

Devido as suas formas geométricas, um acoplamento capacitivo surge, então, se torna necessário que uma tensão variável no tempo seja aplicada para acionar o DBD. Os DBDs podem sem ser produzidos em tensões AC com frequência que vão de linhas de transmissão a micro-ondas, no entanto, para muitas aplicações são utilizadas frequências entre 500 Hz e 500

kHz (NISHIME, 2015; VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008). Figura 5 ilustra exemplos de geometrias para reatores DBD, com cada um apresentando uma configuração específica com características distintas que influenciam a geração do plasma. A Figura 5 (A) apresenta um reator DBD com dois dielétricos em contato com ambos os eletrodos, sendo uma configuração útil para o tratamento de superfícies de grandes áreas planas. A Figura 5 (B) apresenta um DBD com um dielétrico sem contato com ambos os eletrodos, fornecendo flexibilidade em aplicações onde o contato direto não é desejado. A Figura 5 (C) apresenta um reator DBD com um dielétrico em contato com o eletrodo de alta tensão, que visa aumentar a eficiência da geração de plasma. A Figura 5 (D) mostra um reator coaxial, cujo dielétrico está em contato com o eletrodo interno de alta tensão, permitindo um campo de plasma mais concentrado, ideal para aplicações que necessitam de um tratamento mais intenso e direcionado. Por fim, a Figura 5 (E) apresenta um reator DBD de jato de plasma, com eletrodo de anel aterrado, similar ao estudado neste trabalho, adequado para aplicações de jato de plasma, que geram fluxo de plasma controlado para tratamentos específicos (KOGA-ITO et al., 2024).

As descargas DBD exigem um controle preciso dos parâmetros de plasma, como tensão e frequência, para que desempenhe o papel inicial desejado, tendo estes um papel muito importante, pois impactam a eficiência do processo. O material dielétrico utilizado também requer uma atenção maior, pois este pode sofrer degradação ao longo do tempo, devido à exposição contínua as descargas (VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI, 2008).

Figura 5 - Exemplos de configurações DBD. (A) planar com dois dielétricos em contato com ambos os eletrodos; (B) Planar com o dielétrico sem contato com ambos os eletrodos; (C) Planar com o dielétrico em contato com o eletrodo de alta tensão; (D) Coaxial com um dielétrico em contato com o eletrodo interno de alta tensão; e (E) Reator a jato DBD tubular com eletrodo aterrado em anel.



Fonte: Adaptada de (KOGA-ITO et al., 2024).

2.5.3 Jatos de Plasma

Jatos de plasma são dispositivos que conseguem produzir uma pluma de plasma em espaço aberto, permitindo que superfícies com geometrias irregulares também possam ser tratadas sem limite quanto ao seu tamanho (NISHIME, 2015). O plasma é então produzido na região entre os eletrodos, cujo reator pode assumir diferentes geometrias, e então é conduzido até a região externa pelo fluxo do gás que atravessa o dispositivo (NISHIME, 2015).

Estudos sobre jatos de plasma à pressão atmosférica fora do equilíbrio térmico (APNP-J) em diferentes configurações, vêm sendo desenvolvidos a fim de entender melhor suas propriedades físicas, eles podem ser classificados em quatro categorias, que são: jatos sem

dielétrico (SD), jato em descarga por barreira dielétrica, jatos do tipo DBD e jato com simples eletrodo (SE), em que esses jatos utilizam principalmente gases nobres, embora uma pequena porcentagem de gás reativo também pode ser adicionado (ALMEIDA, 2023; DO NASCIMENTO et al., 2021).

Para que o jato de plasma possa ser utilizado na área biomédica, é necessário que alguns parâmetros sejam atendidos (IVANKOV et al., 2022).

- Temperatura do gás: é o principal indicador da sua aplicabilidade, para aplicação biomédica a temperatura deve estar próxima a temperatura corporal, a fim de evitar morte de tecidos expostos e danos a proteínas, assim, o indicado é que a temperatura do jato não ultrapasse os 42° C;
- Comprimento da pluma do plasma: A expansão da pluma de plasma, é a distância entre o final do reator e a superfície tratada, e está relacionada a condições de isolamento elétrico, para que o paciente e o cuidador não sejam submetidos a tensões elétricas elevadas.
- Diâmetro do jato de plasma: Um diâmetro maior do jato de plasma em contato com a superfície, reduz o tempo de tratamento e garante uma menor densidade de corrente no jato e uma distribuição mais uniforme da temperatura do gás;
- A composição do plasma e a sua concentração das espécies reativas são parâmetros importantes e devem ser considerados para tratamentos. Uma vez que a sua composição combata os agentes patogênicos, os tecidos saudáveis próximos a ferida não podem ser afetados de maneira crítica (FLOREZ et al., 2018; STEPANOVA et al., 2017).

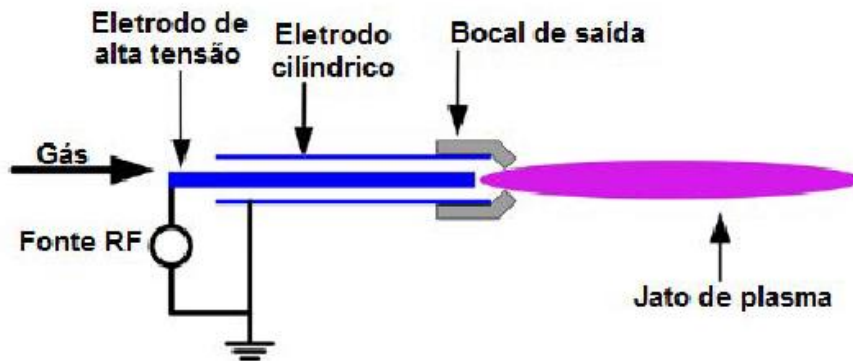
Neste trabalho, foi utilizada a configuração de jato de plasma de descarga por barreira dielétrica (DBD), utilizando como gás de trabalho os gases nobres He e Ar.

2.6 JATO SEM DIELÉTRICO

Configurações de sistemas de jato de plasma sem dielétrico foram uma das primeiras APNP-Js desenvolvidas, é composto por um eletrodo interno acoplado a fonte de energia e um eletrodo aterrado. Para ser acionado é necessário o emprego de uma fonte de radiofrequência (RF). Utiliza-se uma mistura de hélio com gases reativos para a produção do jato de plasma. Contudo, devido ao superaquecimento do jato, que pode atingir temperaturas entre 50° C e 300° C dependendo da potência da fonte de radiofrequência, é necessário um

sistema adequado de resfriamento (LAROUSSE; LU, 2005). A Figura 6 traz uma imagem ilustrativa de um jato de plasma sem dielétrico.

Figura 6 - Ilustração de um jato de plasma sem dielétrico.



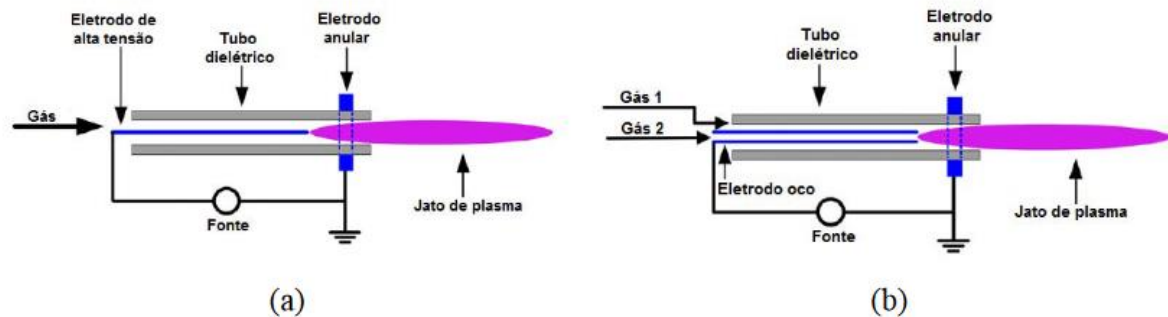
Fonte: Adaptado de (LU; LAROUSSE; PUECH, 2012).

Este dispositivo possui algumas características interessantes, que são, primeiro, a formação de arco que acontecerá quando as condições de operação de forma estável não forem atendidas. Em segundo lugar, a potência fornecida ao plasma é mais elevada quando comparada aos jatos DBD. Em terceiro lugar, este dispositivo fornece uma potência elevada, o que ocasiona em uma temperatura elevada para o gás do plasma, fora da faixa de recomendação para utilização na área biomédica. Em quarto lugar, este dispositivo acionado por uma fonte de RF, possui uma tensão de pico de algumas centenas de volts, e um campo elétrico baixo ao longo da sua direção radial.

2.6.1 Jatos de Plasma Gerados de DBDs

A Figura 6 mostra a configuração de um jato de plasma do tipo DBD, observa-se que este tipo de jato possui muitas configurações possíveis. O jato DBD mostrado na Figura 7, consiste em um tubo dielétrico com dois eletrodos metálicos de anel envolvendo a parte externa do tubo. O gás de trabalho seja ele hélio (He) ou argônio (Ar), ao percorrer o tubo dielétrico, e a fonte de alta tensão ao ser acionada, produz o jato de plasma frio em pressão atmosférica, um ponto importante, é que o plasma gerado consome apenas alguns *watts* de potência, e a temperatura do gás do plasma se mantém próxima à temperatura ambiente (LAROUSSE; LU, 2005).

Figura 7 - Jato de plasma DBD, (A) eletrodo massivo de ponta, (B) eletrodo oco.



Fonte: Adaptado de (LU; LAROUSSI; PUECH, 2012).

Os eletrodos da Figura 7 são semelhantes e tem a mesma finalidade de intensificar a descarga no interior do tubo, na Figura 7 (a) tem-se um eletrodo de alta tensão fino e totalmente preenchido, e na Figura 7(b) o eletrodo de alta tensão possui um formato cilíndrico e oco, e uma das suas vantagens é a possibilidade de utilizar dois gases diferentes para produzir o jato de plasma, assim, a mistura dos gases é feita na saída do jato, estudos apontam que a pluma de plasma é mais longa do que quando a mistura dos gases ocorre antes deles serem injetados (LAROUSSI; LU, 2005; NISHIME, 2015)

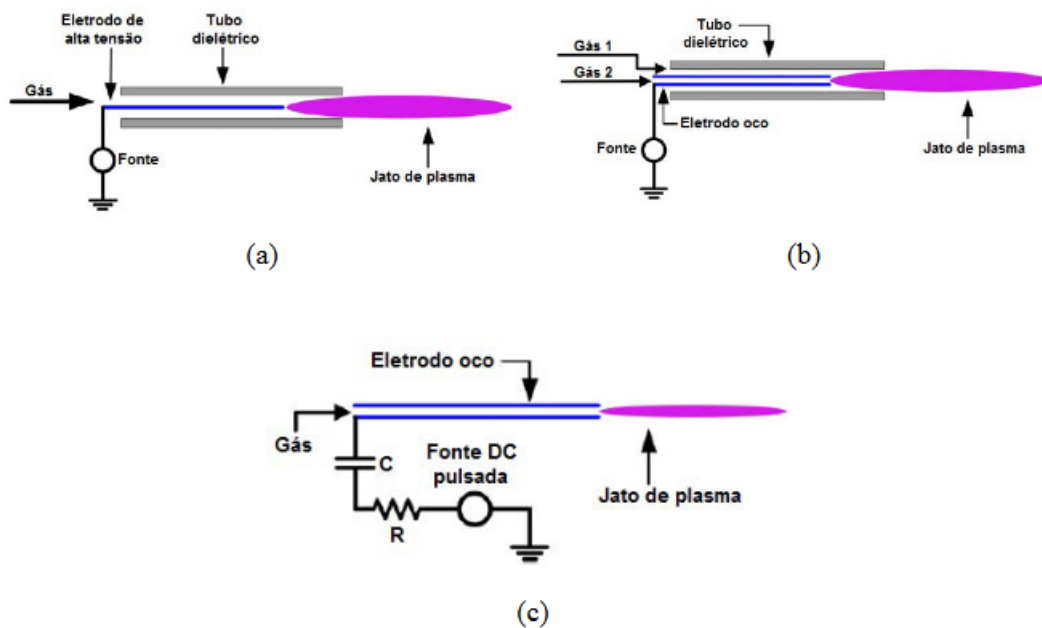
Por atenderem a certos critérios necessários para utilização na área biomédica, este jato de plasma pode ser empregado para tratamento de células e tecidos, contudo, é necessário que alguns cuidados sejam adotados, uma vez que pode ocorrer a formação de arco. Este jato também pode ser utilizado para tratamento de materiais condutores, nesta situação, ocorre o aumento da potência do plasma implicando no aumento do número de espécies reativas produzidas (NISHIME, 2015).

2.7 JATO DE PLASMA TIPO CORONA OU DE ELETRODO ÚNICO (SE)

A Figura 8 traz ilustração dos jatos de plasma de eletrodo único (*Single Electrode - SE*), onde, na Figura 8-a e Figura 8-b tem-se um jato de plasma do tipo DBD, sua única diferença está no fato da ausência do eletrodo em forma de anel no lado externo. Estes dois jatos podem ser operados por uma fonte de tensão pulsada DC, AC e RF (LAROUSSI; LU, 2005). Devido ao risco da formação de arco, os reatores mais indicados para aplicação biomédica são os da Figura 8-a e Figura 8-b (LAROUSSI; LU, 2005). A fim de evitar este problema, Lu et al. (XINPEI LU et al., 2009), desenvolveu o jato de plasma de eletrodo único

(Figura 8-c), cujo o valor da sua capacitância (C) é de 50,0 pF e a resistência (R) é de 60,0 k Ω , o resistor e o capacitor são então utilizados para controlar a tensão elétrica e a corrente de descarga no eletrodo oco (LAROUSSE; LU, 2005).

Figura 8 - jato de plasma do tipo SE. (a) Com um eletrodo de axial de pino dentro de um tubo dielétrico, (b) com um eletrodo oco dentro do tubo dielétrico, com dois orifícios para entrada do gás, (c) utilizando um único eletrodo de tubo oco dentro de um tubo dielétrico.



Fonte: Adaptado de (LU; LAROUSSE; PUECH, 2012).

2.8 UTILIZAÇÃO DE JATOS DE PLASMA EM TERAPIAS MÉDICAS

Após os jatos de plasma não térmicos se mostrarem eficientes na cicatrização e descontaminação de feridas, a ideia de utilizá-los como uma forma de terapia médica para o emprego no corpo humano vêm atraindo a atenção de cientistas que buscam alternativas para atingir este objetivo, ocasionando no desenvolvimento de muitos dispositivos que conseguem gerar plasma na extremidade de pequenos tubos flexíveis, ou dentro destes tubos (HONG et al., 2007; STOFFELS, 2007). Contudo, as aplicações médicas com jato de plasma intracorpóreo via endoscópios, ainda são um desafio para que possam ser implementados de forma segura nas clínicas (WINTER et al., 2018b).

Existem dois obstáculos que impedem que a terapia com plasma endoscópico seja implementado nas clínicas e possa ser utilizado de forma imediata nas clínicas. O primeiro, é

conseguir gerar plasma intracorpóreo de maneira segura, confiável e reprodutível, levando em consideração as exigências que devem ser atendidas para projetar um endoscópio de plasma. Estes requisitos são, ter dimensões mínimas, ser flexível e possuir eficácia biológica (HONG et al., 2007; WINTER et al., 2018a). Estas fontes de plasma devem então, ser construídas por materiais já conhecidos na endoscopia clássica, sem que ocorra degradação do material quando este estiver operando com o plasma.

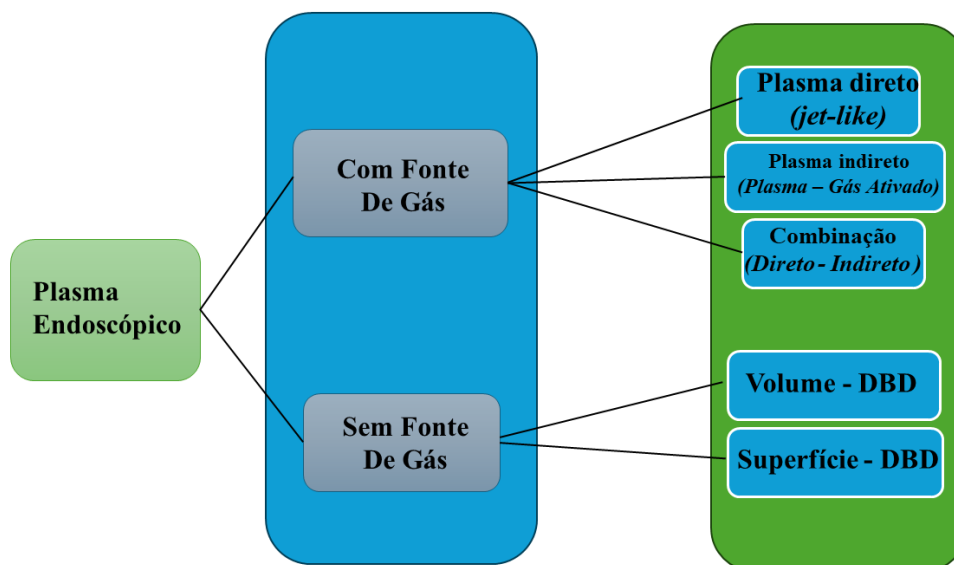
O segundo obstáculo está no fato de que as avaliações de risco do plasma não térmico para o tratamento externo ao corpo humano, não podem ser totalmente adaptados para aplicações internas, pois, alguns desafios ainda se mostram muito relevantes, como por exemplo, compatibilidade eletromagnética, relacionada ao ambiente em que acontece o procedimento endoscópico. Tem-se também o problema da inalação indesejada das espécies reativas, bem como os danos sofridos pelas células epiteliais (WINTER et al., 2018b).

Além dos requisitos geométricos do trato gastrointestinal, o equipamento endoscópico deve ser capaz de levar o plasma no interior do corpo de forma biologicamente eficaz, estável, controlável e seguro, mantendo o gerador de potência e o eletrodo de alta tensão fora do corpo (BASTIN et al., 2020). vale ressaltar que esses quesitos apresentam desafios que demandam soluções, uma vez que os efeitos do plasma são significativamente influenciados pelo alvo (paciente) e pela configuração elétrica do sistema (BASTIN et al., 2020). Portanto, a caracterização da fonte de plasma é essencial para cada configuração específica de dispositivo.

Muitos conceitos de geração de plasma não térmico podem ser utilizados para aplicações endoscópicas. A Figura 9, apresenta um esquema com a classificação em relação ao plasma endoscópico. Neste panorama mostrado na Figura 9, tem-se as abordagens para criar e aplicar plasma no contexto endoscópico, com os conceitos operacionais para um plasma endoscópico, propondo a classificação fundamental com base no tipo de fornecimento de gás utilizado para produzir o plasma (WINTER et al., 2018b).

A classificação consiste em duas categorias: a primeira diz respeito a operações movidas a gás de alimentação, e a segunda se refere a operações sem gás de alimentação. movida a gás de alimentação, utiliza um gás introduzido no local de tratamento para gerar o plasma, podendo ser aplicado diretamente como um jato de plasma ou tratado previamente antes da aplicação. A segunda categoria, sem gás de alimentação, gera plasma por meio de descarga de barreira dielétrica, ionizando o ar ou gás presente na cavidade, via descarga de barreira dielétrica (DBD) de volume ou superfície (WINTER et al., 2018b).

Figura 9 - Esquema de diferentes conceitos de operação para o plasma endoscópico.



Fonte: Adaptado de (WINTER et al., 2018b).

Neste trabalho, o plasma foi produzido utilizando o primeiro modo, com fonte de gás, especificamente um jato de plasma frio.

2.9 ESPÉCIES REATIVAS GERADAS NO PLASMA

A resistência a antibióticos adquirida pelas pessoas devido a disseminação de tais medicamentos, requer que opções de tratamento não químicas para infecções bacterianas sejam desenvolvidas, dessa forma, o plasma aplicado a área biomédica vem se tornando uma alternativa para estes problemas principalmente devido ao seu potencial uso a enfermidades, como cicatrização de feridas e supressão de tumores (NICOL et al., 2020). Os antibióticos começaram a ser utilizados em tratamentos contra infecções bacterianas graves na década de 1940, e as primeiras observações à cerca da resistência adquirida por pacientes a este tipo de medicamento é datado da década de 1950 (NICOL et al., 2020)

O estudo biológico sobre oxidação-redução “*redox*” é algo que vem atraindo a atenção de pesquisadores devido as espécies reativas que são produzidas. As espécies reativas de oxigênio (ROS) e as espécies reativas de nitrogênio (RNS) constantemente são produzidas em plasmas de pressão atmosférica designado para aplicações biomédicas, onde vem apresentando aplicações promissoras em terapias médicas (GRAVES, 2012; JACOB; JAMIER; BA, 2011). Estes ROS e RNS são mais conhecidos como agentes associados a doenças, como

em diabetes, câncer, doenças cardíacas e pulmonares, doenças autoimunes e outras doenças infecciosas, contudo, essas espécies reativas também desempenham um papel ativo nos sistemas imunológicos de animais e plantas, encarregando-se de muitos outros papéis importantes (GRAVES, 2012; NATHAN; DING, 2010). Assim, as espécies reativas de oxigênio e nitrogênio (RONS), acabam desempenhando um papel duplo, contendo espécies deletérias e benéficas (GRAVES, 2012). Todavia, os efeitos benéficos dos RONS acontecem quando utilizados em concentrações moderadas, como por exemplo, no combate a agentes infecciosos, indução de respostas mitogênicas e função de várias vias celulares (KONG et al., 2009). Uma grande produção de RONS, incluindo geração interna e externa, provoca estresse oxidativo, importante para mediar danos às estruturas celulares, incluindo lipídios e membranas, proteínas e DNA (GRAVES, 2012). É importante ressaltar que as espécies ativas que existem dentro e ao redor do plasma podem gerar vários efeitos nas células (JACOB; JAMIER; BA, 2011; KONG et al., 2009).

Durante a operação do jato de plasma, as espécies radicais emitidas na operação gás-plasma são em boa parte espécies reativas de nitrogênio, como óxido nítrico (NO) e dióxido de nitrogênio (NO₂), também se tem espécies reativas de oxigênio, como ozônio (O₃), radicais hidroxila (OH⁻), superóxido (O₂⁻) e oxigênio singlete (O₂) (GRAVES, 2012; KONG et al., 2009).

A produção de espécies reativas de oxigênio e nitrogênio (RONS) em jatos de plasma frio, é um processo complexo, cujo muitos fatores podem influenciar na sua geração. Dentre os fatores preponderantes, destaca-se a composição do gás de alimentação. A seleção dos gases de trabalho para gerar o plasma, como o hélio e o argônio, e a introdução de gases reativos, como oxigênio e nitrogênio, interferem significativamente a geração de RONS (KONG et al., 2009; NATHAN; DING, 2010).

A produção de espécies reativas de oxigênio e nitrogênio (RONS) em jatos de plasma frio é um processo complexo, influenciado por muitos fatores ambientais e operacionais. A exposição a poluentes atmosféricos e substâncias químicas industriais pode induzir a produção de RONS, assim como a umidade e a temperatura do ambiente operacional do plasma, que afetam a reatividade das espécies geradas (GRAVES, 2012).

A potência aplicada ao plasma é um parâmetro crucial, pois modula a densidade e a temperatura do plasma, impactando diretamente a produção de RONS. No entanto, o aumento da potência pode alterar a distribuição espacial do jato de plasma. O tempo de exposição do alvo ao plasma é outro fator relevante, pois exposições prolongadas resultam em maior

produção de RONS, embora possa induzir efeitos adversos em células ou tecidos sensíveis (GRAVES, 2012).

A distância entre a fonte de plasma e o alvo biológico influencia a quantidade de RONS que atinge a superfície. Distâncias maiores podem levar à perda de eficiência na entrega de RONS, enquanto distâncias menores podem aumentar a concentração na área de interesse. A otimização desses parâmetros é essencial para controlar a produção e a distribuição de RONS, adaptando o plasma para aplicações específicas (GRAVES, 2012; KONG et al., 2009).

Otimizar a relação de entre as Espécies Reativas de Oxigênio (ROS) e Espécies Reativas de Nitrogênio (RNS) é uma questão importante para que se possa atingir a eficácia terapêutica dos jatos de plasma. A predominância dos RONS ocasiona diferentes respostas biológicas, assim, o controle da sua produção é fundamental. Deste modo, as condições experimentais específicas podem levar ao favorecimento de um tipo de espécie em detrimento do outro, influenciando os resultados do tratamento. Por exemplo, altas concentrações de RNS pode ser benéfica em terapias que visam a modulação da resposta imune, ao passo que a predominância de ROS pode ser mais eficaz em aplicações de desinfecção e esterilização (HE et al., 2024; KC et al., 2025).

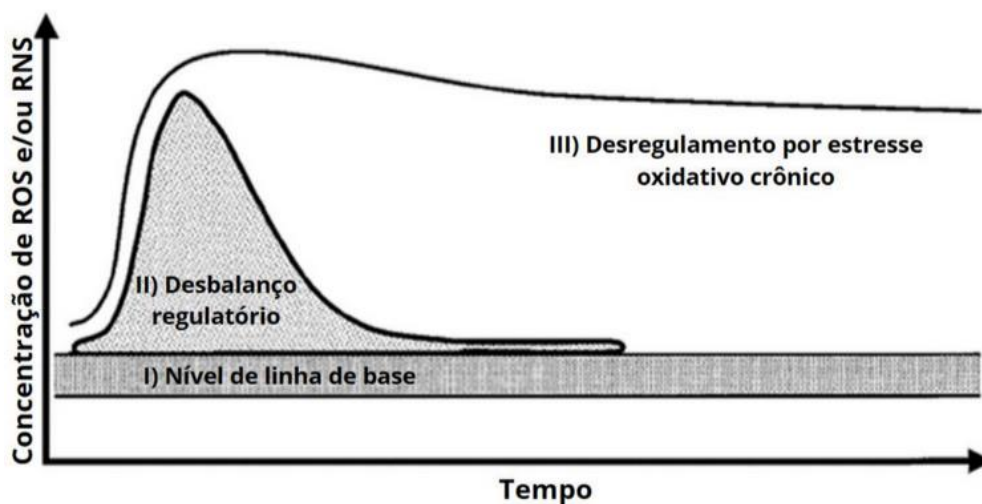
Minimizar a produção de RONS indesejadas, como peróxido de hidrogênio (H_2O_2), que em altas concentrações, pode induzir estresse oxidativo, provocando danos celulares e genotóxicos, o superóxido (O_2^-), cujo a rápida reação com outras biomoléculas, leva a danos oxidativos que afetam a funcionalidade celular e inflamação, e óxido nítrico (NO), que é uma RNS que possui efeitos benéficos em baixa quantidade, porém, concentrações elevadas pode resultar em formação de espécies reativas adicionais, aumentando o estresse oxidativo e o risco de dano celular (KC et al., 2025). Todas estas espécies citadas, bem como outras não mencionadas, podem gerar danos em tecidos saudáveis adjacentes, é uma preocupação fundamental, assim, compreender os mecanismos que controlam a produção e as reações subsequentes das RONS em ambiente biológico é crucial para o desenvolvimento de protocolos terapêuticos seguros (HE et al., 2024; KC et al., 2025).

Investigações sobre a capacidade do APPJ na inibição do crescimento de bactérias, tanto gram-positivas quanto gram-negativas já foram desenvolvidas, motivada principalmente pela crescente resistência bacteriana aos antibióticos e busca por tratamentos não químicos para essas infecções, desta forma Nicol et al., (NICOL et al., 2020), utilizando amostras de *Escherichia coli* para serem expostas ao jato de plasma, após o período de incubação, conduziu ensaios de viabilidade bacteriana *LIVE/DEAD bacLight*, que consegue diferenciar as bactérias vivas e mortas com base na permeabilidade diferencial. Com isso, chegou-se a resultados que

indicaram que o jato de plasma inibiu significativamente o crescimento de bactérias, e o efeito bactericida se manifestou de forma mais pronunciada após um período de incubação, além disso, a pesquisa destaca que as espécies reativas são as mediadoras chave dos efeitos bactericidas do dispositivo de plasma (NICOL et al., 2020).

O nível basal, se refere a quantidade normal e estável de RONS que está presente nas células e tecidos em condições saudáveis, sem estresse ou estímulos externos. Em níveis **basais**, os RONS desempenham papéis importantes na sinalização celular, na defesa contra patógenos e na regulação de processos metabólicos, por exemplo, pequenas quantidades de RONS podem atuar como mensageiros que ajudam a regular a resposta imunológica e a inflamação (GRAVES, 2012; KIM; CHUNG, 2016). Na Figura 10, valores elevados de RONS no corpo humano podem levar a danos ao corpo humano (indicado por I), por outro lado, quando a exposição é breve para RONS acima de seus valores típicos no corpo humano (indicado por II), elas se tornam benéficas, contudo, a quantidade de RONS não pode ser muito alta e permanecer por um longo período acima do nível normal (indicado por III), pois pode levar a um desequilíbrio do sistema biológico, resultando em inflamações crônicas (KIM; CHUNG, 2016)

Figura 10 - Quantidade DE RONS no corpo humano.



Fonte: Figura adaptada de Graves (2012)

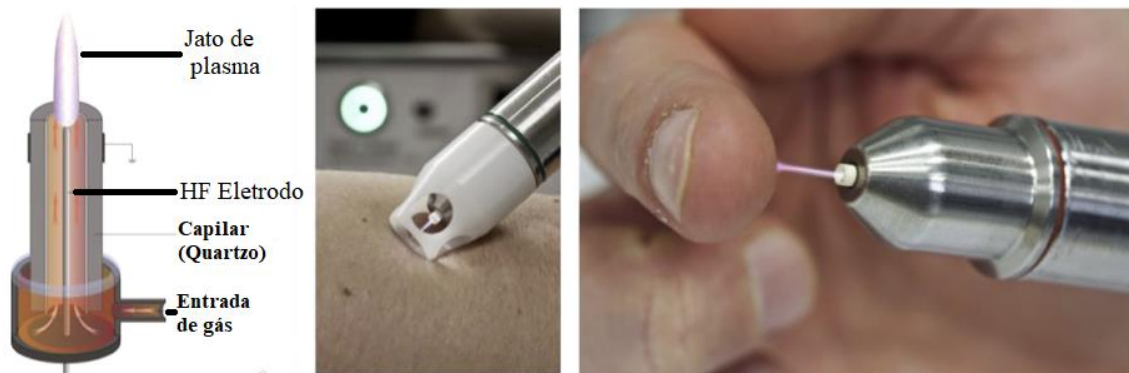
2.10 ESTUDO SOBRE JATOS DE PLASMA PARA APLICAÇÕES ENDOSCÓPICAS

Algumas das pesquisas realizadas, possibilitaram o desenvolvimento de algumas tecnologias médicas de plasma, possibilitando que sejam vendidas comercialmente, como a

kIN-PenMed® (*Neoplas Tools GmbH*) (WELTMANN et al., 2009) e a PlasmaDerm® (*CINOGY System GmbH*) (HELMKE; GERLING; WELTMANN, 2018).

O jato de plasma kINPen (Figura 11) é tido como uma ferramenta promissora para o tratamento de feridas crônicas, utilizando principalmente as propriedades dos RONS que são produzidas durante todo o processo (BEKESCHUS et al., 2016). No trabalho de Bekeschus et al. (2016), é abordado as potenciais aplicações clínicas do kINPen, bem como o mecanismo biológico envolvido na modulação do redox (processo de controle e ajuste dos estados de oxidação e redução dentro das células e tecidos, que são reações químicas fundamentais, envolvendo transferência de elétrons entre moléculas). Dentre as aplicações clínicas que é relatado no trabalho de Bekeschus et al. (2016), estão o tratamento de feridas crônicas, uma vez que este tipo de enfermidade é resistente a tratamentos convencionais. Modulação da resposta inflamatória em feridas, contribuindo para a sua cicatrização, a modulação do redox mediada por espécies reativas que são produzidas pelo jato de plasma, favorece a migração e a proliferação celular, que é uma condição muito importante para que se tenha a regeneração dos tecidos, tem-se ainda a eficácia antimicrobiana demonstrado pelo kINPen para uma variedade de patógenos, como bactérias e fungos, cujo alguns são resistentes a antibióticos (BEKESCHUS et al., 2016).

Figura 11 - Dispositivo kINPen MED.



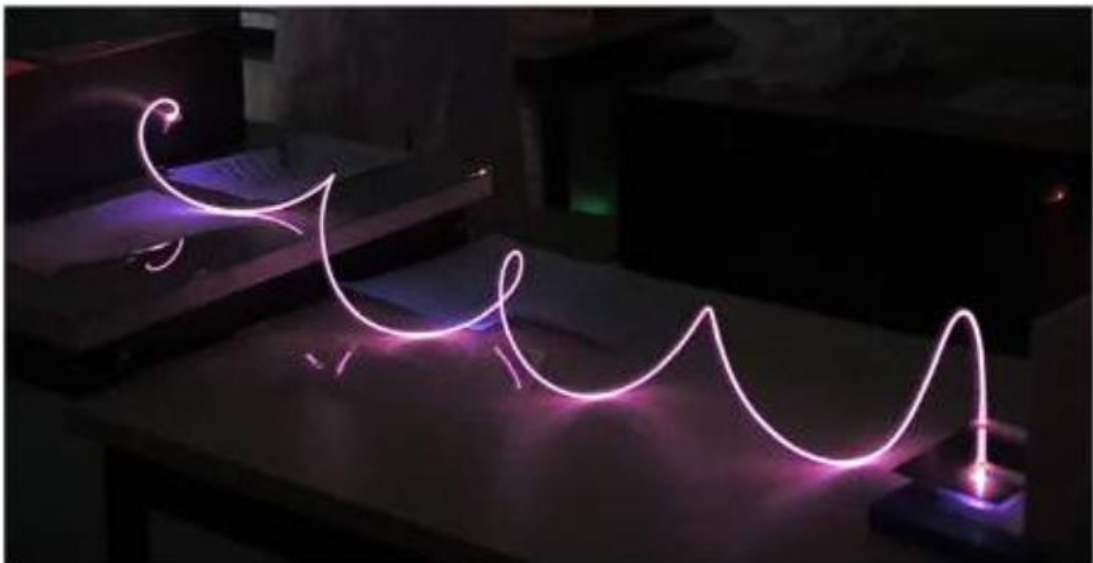
Fonte: Disponível em (BEKESCHUS et al., 2016).

Os efeitos de penetração que o jato de plasma kINPen proporciona quando aplicado em bactérias foi estudado por Liu et al. (2022), onde as análises foram realizadas utilizando um modelo 3D de bactérias (*Staphylococcus aureus*) encapsuladas em agar, com a intenção de simular o tecido da pele humana, assim, constatou-se que os efeitos inibitórios do kINPen

depende da dose aplicada sobre as colônias de bactérias, além disso, constatou-se que a penetração do plasma decorre principalmente de espécies reativas de longa duração como o peróxido de hidrogênio (H_2O_2), e também tem a parcela de contribuição de espécies reativas de curta duração, luz UV, elétrons e campos elétricos (LIU et al., 2022).

Bastin et al. (BASTIN et al., 2020) estudaram um sistema em que a sua configuração permite a criação de um plasma frio gerado de uma DBD, utilizando uma configuração que permite que o plasma seja transportado, após a descarga, por uma distância de mais de 2 metros, mantendo o eletrodo de alta tensão fora do endoscópio. No trabalho apresentado por Bastin et al. (2010), a pluma de plasma produzida pode ser conduzida através de uma sonda, que se comporta como um endoscópio, que possui em seu interior um fio metálico flutuante, tornando esta configuração compatível com todos os tipos de endoscópios flexíveis utilizados na prática médica, e o seu brilho é intenso como é mostrado na Figura 12.

Figura 12 - Geração de um jato de plasma frio, transportado por uma longa distância.



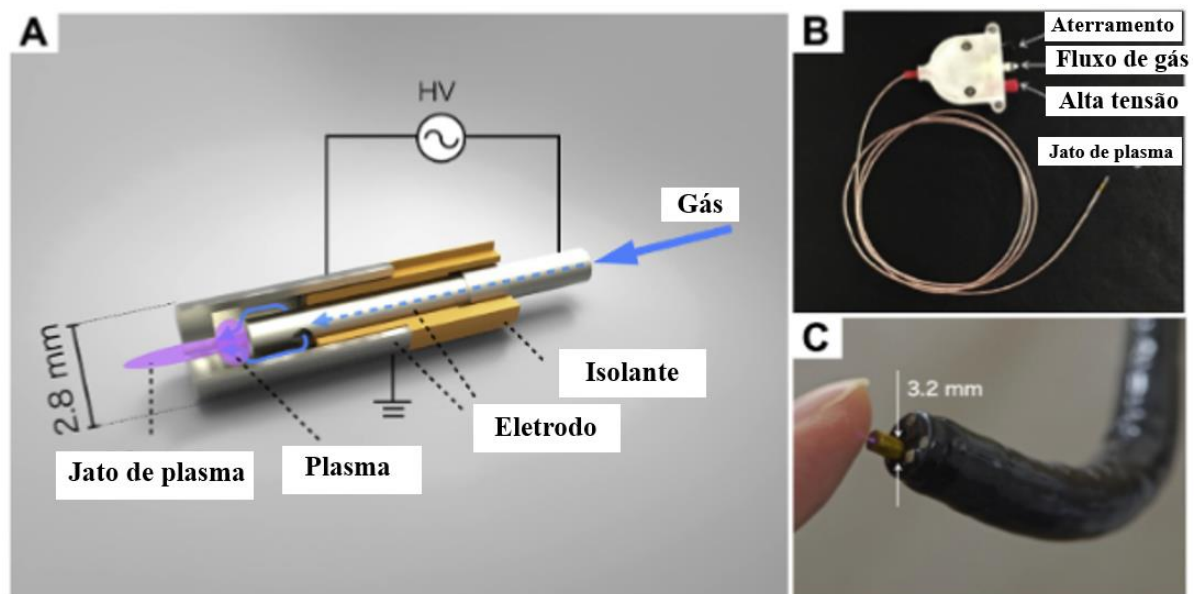
Fonte: Disponível em (BASTIN et al., 2020).

No trabalho de Bastin et al. (2010), além de outras investigações, como por exemplo, análise via espectroscopia óptica das espécies reativas de Oxigênio e Nitrogênio, e análise elétrica, também foi estudada a influência que o alvo pode ter no plasma, fazendo uma análise comparativa entre um jato de plasma livre e uma outra configuração em que o jato de plasma é aplicado, cujo objetivo do alvo é simular impedância humana (*Human Box*) (BASTIN et al., 2020). Um dispositivo de jato de plasma longo, pode se comportar como uma linha de transmissão e pode ser modelado levando isso em consideração (BASTIN et al., 2020).

É importante ressaltar que, com a inclusão do endoscópio, as correntes de fuga ao longo do tubo também aumentam. Uma vez que, o endoscópio é constituído de peças condutoras, a sua impedância é menor que a do ar a sua volta, o que acarreta um valor maior de potência de entrada para gerar o plasma e a pluma totalmente brilhante (BASTIN et al., 2020).

Outro trabalho muito importante sobre a utilização do jato de plasma junto ao endoscópio foi realizado por Kurosawa (2019) (KUROSAWA et al., 2019). Neste trabalho, investigou-se a utilização de um jato de plasma de baixa temperatura (LTP) de CO₂ para alcançar hemostasia em casos de sangramentos gastrointestinais utilizando modelos de porcos. Desta forma, foi desenvolvido um dispositivo compacto que utiliza o jato de plasma, e através de comparação com métodos tradicionais de hemostasia, foi avaliado a sua eficácia e segurança.

Figura 13 - Jato LTP. (A) Estrutura da fonte LTP impressa em 3D. (B) Fonte LTP completa. (C) Endoscópio inserido na fonte LTP.



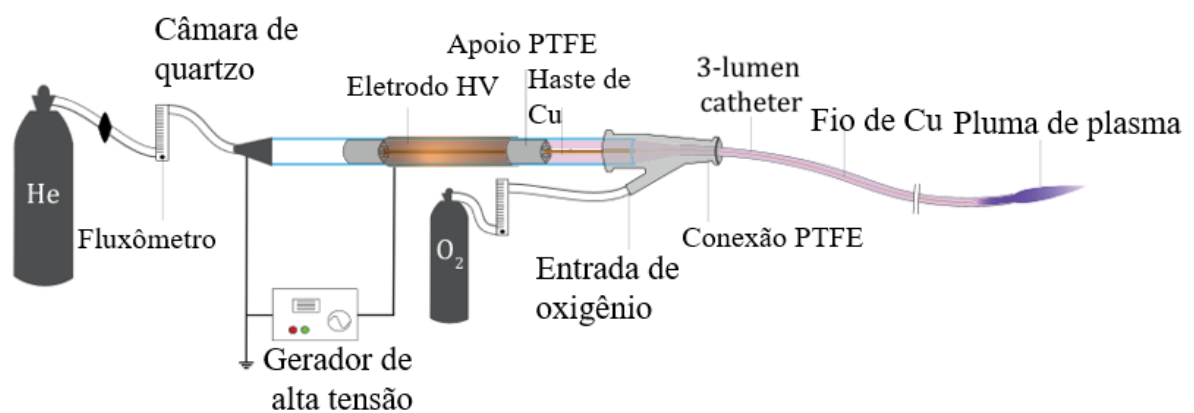
Fonte: Adaptado de (KUROSAWA et al., 2019).

O trabalho de Kurosawa (2019), com o jato de plasma CO₂ conseguiu alcançar hemostasia em feridas com sangramento, levando de 70 a 20 segundos para controlar o sangramento. Assim, os tecidos tratados com LTP CO₂ foram comparados com os métodos tradicionais, e foi observado que este método provocou pouco dano térmico ao tecido circundante à ferida, indicando uma maior segurança em termos de preservação do tecido.

Thulliez (2022) investigou os diferentes fluxos de gás afetam a eficácia de um jato de plasma endoscópico de hélio/oxigênio, mostrado na Figura 14. Nesta pesquisa a química do

plasma e a dinâmica de fluidos foram investigados, além disso, seus efeitos foram monitorados através de um modelo de tecido de hidrogel. Este trabalho indicou que taxas elevadas de fluxo de gás podem gerar turbulência, prejudicando a produção de espécies reativas de oxigênio (ROS), interferindo na eficácia do tratamento. Com altas taxas de fluxo de gás, a mistura entre os fluxos de gás consome rapidamente as espécies excitadas de hélio, resultando em plumas mais curtas e turbulentas. Isso compromete a difusão de ROS, levando a uma entrega menos eficaz em comparação com taxas de fluxo mais baixas (THULLIEZ et al., 2022).

Figura 14 - Sistema de geração de plasma.



Fonte: Disponível em (THULLIEZ et al., 2022).

No trabalho intitulado “*Characterization of pulsed atmospheric-pressure plasma streams (PAPS) generated by a plasma gun*”, Robert et al., (2012) o estudo detalhou a dinâmica do plasma, investigando aspectos de onda da tensão, polaridade dos pulsos e do material dos capilares utilizados, a fim de compreender o processo de geração, propagação de capilares flexíveis de pequeno diâmetro para o plasma não térmico.

Assim, Robert et al., (2012) obteve resultados instigantes no estudo sobre a corrente de plasma a pressão atmosférica, produzidos através de um *plasma gun* (tipo de reator que utiliza uma descarga DBD para produzir plasma a partir de gases nobres como néon e hélio). Após a ignição da descarga no reator DBD, alimentada com gases nobres, o plasma se expande, no primeiro momento, em uma estrutura filamentar que gradualmente assume uma aparência semelhante a “balas” em inglês “*bullet*”. A velocidade inicial do plasma foi determinada em 10^8 cm/s, mostrando uma desaceleração exponencial.

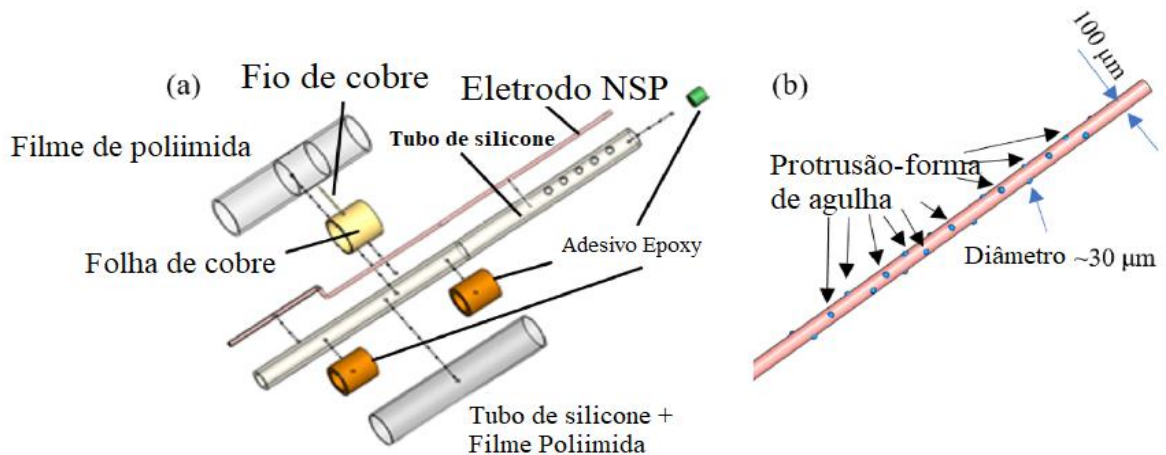
Outro resultado bastante importante discutido por Robert et al., (2012), trata-se dos dois modos diferentes de evolução da velocidade da frente do plasma: um modo inicial

filamentar e outro mais homogêneo associado ao “*bullet*”. A frente de ionização representa a região onde ocorrem os processos de ionização ativa e onde a intensidade do plasma é máxima. Na fase inicial o plasma apresenta uma estrutura tipicamente filamentar, contudo, à medida que o plasma se propaga ao longo do capilar, e se afasta da região do reator DBD, a velocidade da frente de ionização diminui e a estrutura do plasma muda de um modo filamentar para um modo mais homogêneo, conhecido como modo “*bullet*”; essa mudança na aparência está relacionada a uma velocidade de propagação mais estável, onde a frente de ionização se torna menos intensa e mais distribuída sobre uma área maior (ROBERT et al., 2012).

Em relação a cauda do plasma, que é a região de baixa intensidade que se estende a partir da frente de ionização, o trabalho de Robert et al., (2012) sugere que ela é imprescindível para a continuidade da propagação da frente de ionização, pois liga a frente do plasma ao eletrodo de alimentação durante a expansão.

Dentre as fontes de microplasmas disponíveis, Tao Wang (2024) desenvolveram uma fonte de microplasma flexível, que permite sua adaptação para uso em diferentes formas e superfícies internas, projetada com um eletrodo de protusão em forma de agulha (NSP), cujo principal objetivo é avaliar sua aplicação em tratamentos internos de superfícies internas, especialmente em tubos de silicone. O design do eletrodo NSP, analisado neste trabalho, destaca-se por permitir a produção de um jato de microplasmas eficaz, com uma distribuição uniforme de espécies reativas, essenciais para o tratamento de superfícies (WANG et al., 2024). Este eletrodo NSP, mostrado na Figura 15, consiste em um fio de aço inoxidável, com uma protrusão em forma de agulha, projetada no intuito de aumentar a eficiência da excitação do plasma, uma vez que a presença dessas protrusões altera a distribuição do campo elétrico ao redor do eletrodo, resultando em um aumento significativo da intensidade do campo elétrico nas proximidades da mesma, melhorando assim a ionização do gás e contribuindo para a geração de jatos de microplasma uniformemente (WANG et al., 2024).

Figura 15 - Diagrama esquemático de (a) FB μ PJ e (b) eletrodo de protrusão em forma de agulha.

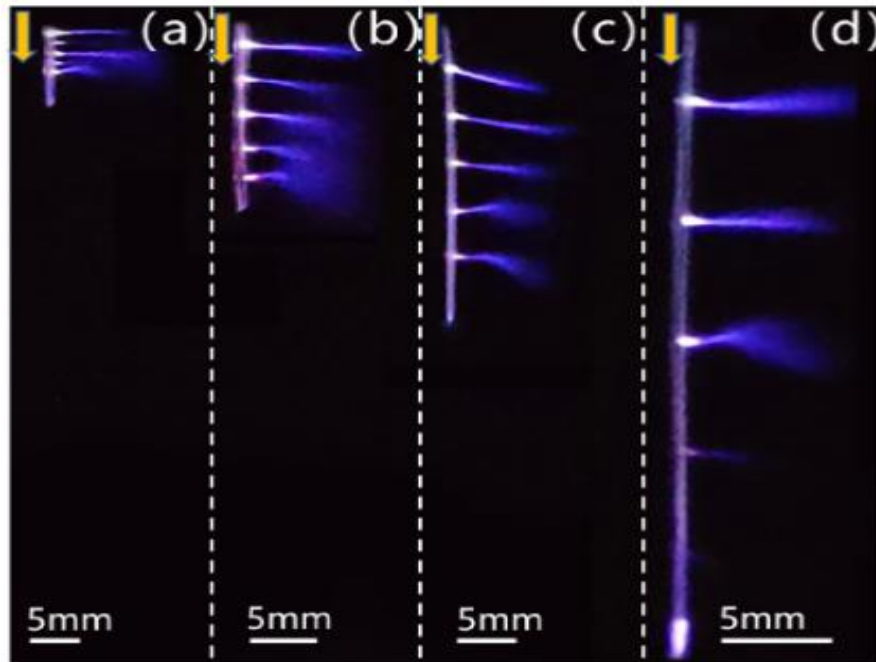


Fonte: Figura adaptada de (WANG *et al.*, 2024).

O microplasma gerado modifica a propriedade da superfície dos materiais, aumentando a sua adesão e preparando a sua superfície para aplicação de biomateriais ou deposição de outros materiais. Neste trabalho, Wang (2024) demonstra também que os parâmetros distância entre os orifícios do jato de plasma e a vazão de gás utilizado é crucial, pois afeta a uniformidade do jato de microplasma, como é apresentado na Figura 15.

Contudo, o designer destes eletrodos NSP bem como a configuração do gerador podem ser mais complexos em comparação com outros eletrodos convencionais, podendo aumentar os custos de fabricação e manutenção. Para esta configuração, outro ponto que vale ser ressaltado é a extrema importância do controle dos parâmetros operacionais, pois, a eficácia do FB μ PJ pode ser influenciada por vários fatores, como a distância entre os orifícios do jato e a taxa do fluxo do gás, exigindo um controle cuidadoso destas condições experimentais para que o seu desempenho seja otimizado (WANG *et al.*, 2024).

Figura 16 - Imagens de descarga de plasma de jatos de microplasma em forma de escova com eletrodo NSP com espaçamento de furos de jato de (a) 1 mm, (b) 3 mm, (c) 5 mm e (d) 7 mm, respectivamente. (Fluxo de gás Ar: 500 sccm, voltagem aplicada: 24,4 kV).

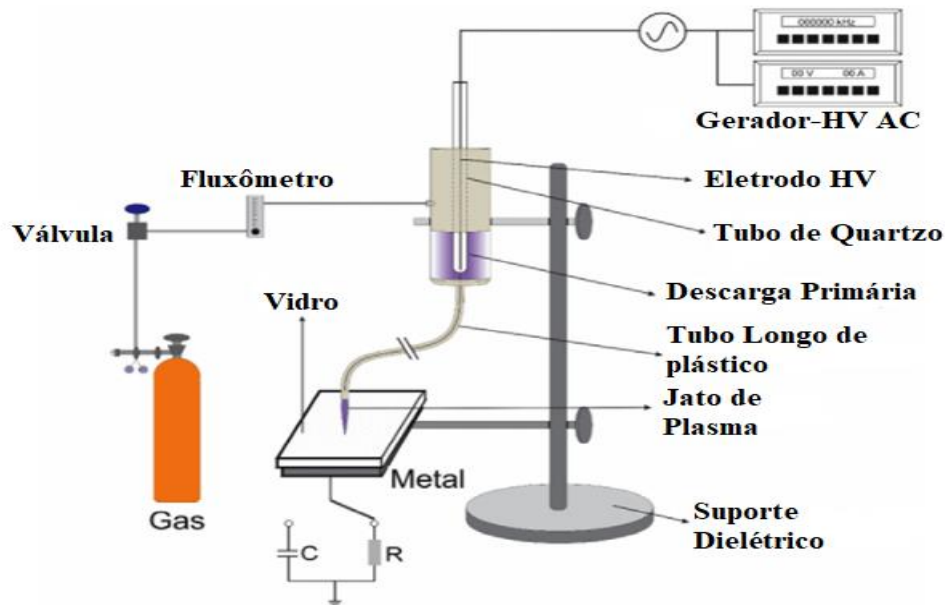


Fonte: (WANG et al., 2024).

No trabalho de Kostov 2015 (KOSTOV et al., 2015), utiliza-se um reator DBD de geometria coaxial, com uma haste metálica isolada (eletrodo de alta tensão) que é alimentada por uma fonte de corrente alternada (AC), introduzida na parte superior do reator, para gerar um jato de plasma de Ar na extremidade de um tubo de plástico flexível. A parte inferior do reator DBD foi então conectada a um tubo de plástico flexível, desta forma, dependendo das condições de operação (tipo de gás inerte utilizado, vazão de gás, geometria do reator utilizado, tensão aplicada etc.), o plasma que é gerado dentro do reator pode ser transportado por uma distância maior dentro de um tubo plástico transferível (KOSTOV et al., 2015). Na pesquisa em questão, Kostov 2015, utilizou um fio de Cobre (Cu) flutuante ao longo de toda a extensão do tubo de plástico flexível, terminando a alguns centímetros do final da sua extremidade. Assim, o fluxo de gás foi então guiado pelo tubo e o fio de cobre, que penetra por alguns milímetros dentro do interior do reator DBD, adquire o potencial de plasma, oscilando o sinal a ele aplicado. Neste modelo, com o fio flutuante, o risco de choque elétrico é minimizado, e o jato de plasma pode ser aplicado na pele humana com baixa sensação térmica. A Figura 17 traz o desenho esquemático da montagem experimental utilizado por Kostov 2015 (KOSTOV et al., 2015). Este eletrodo NSP, mostrado na Figura 17, se constitui de um fio de aço inoxidável, com uma protrusão em forma de agulha, que foi projetada a fim de que isso aumente a eficiência da

excitação do plasma, uma vez que a presença dessas protruções altera a distribuição do campo elétrico ao redor do eletrodo, resultando em um aumento significativo da intensidade do campo elétrico nas proximidades da mesma, melhorando assim a ionização do gás e contribuindo para a geração de jatos de microplasma uniformemente

Figura 17 - Desenho esquemático jato de plasma transferido.



Fonte: Figura adaptada de (KOSTOV et al., 2015).

A amplitude da tensão aplicada na extremidade do fio e a potência do jato de plasma gerado tendem a diminuir com o aumento do tubo flexível (potência é inversamente proporcional ao comprimento do plástico), no trabalho de Kostov (2015), para comprimentos de tubo de 150,0 cm ou mais, os valores de potência foram inferiores a 1,0 W (KOSTOV et al., 2015).

Assim, os resultados obtidos por Kostov (2015), mostraram que é possível gerar um jato de plasma de Ar frio remotamente, utilizando um tubo longo e flexível de plástico, com um fio de cobre flutuante no seu interior. Também, o fio de cobre dentro do tubo plástico permite que se tenha contato seguro com o tubo, evitando choques elétricos e permitindo que o dispositivo de plasma possa ser operado de maneira segura. Os parâmetros de operação do jato de plasma (voltagem aplicada, comprimento do tubo e taxa de fluxo de gás), permitem que o plasma possa ser produzido à temperatura ambiente na extremidade do tubo flexível, o que o torna interessante para ser utilizado em tratamentos pontuais de objetos biológicos (KOSTOV

et al., 2015). Estes pontos demonstram a viabilidade aliada a segurança na geração do jato de plasma à pressão atmosférica por meio de tubos de plástico flexível para aplicações biomédicas e processamento de materiais.

No trabalho de Winter (WINTER et al., 2018b), foi realizado um estudo sobre um sistema de jato de plasma em pressão atmosférica para ser utilizado em aplicações endoscópicas. Nele, foram analisados um conceito de jato de plasma acoplado capacitivamente, visando algumas características favoráveis, como por exemplo, dimensões reduzidas, capacidade de ser utilizado em cavidades corporais e a sua flexibilidade. Também foram abordados novos métodos para diminuir a corrente PLC (*Patient Leakage Current*), aumentando a eficácia biológica e reduzindo a erosão dos materiais durante o procedimento endoscópico.

A configuração adotada por Winter (2019), consiste em um tubo de plástico interno de politerafluoretileno (PTFE) conectado a uma ponta cerâmica. O tubo interno tinha diâmetro interno e externo de 0,9 mm e 1,16 mm, respectivamente. A ponta cerâmica, impressa em 3D, tinha um comprimento total de 8 mm e era caracterizada por duas seções: uma região fina com diâmetro de 0,95 mm e uma região espessa com diâmetro de 1,7 mm e sulcos para permitir a passagem de gás. O experimento utilizou como gás de trabalho o hélio e neônio, com fluxo de gás de até 300 sccm (*Standard Cubic Centimeters per minute*) que foram fornecidos via controladores de fluxo de massa e cilindros de gás de alta pureza (99,999%), adicionando pequenas quantidades de oxigênio como mistura (WINTER et al., 2019; WINTER; BRANDENBURG; WELTMANN, 2015).

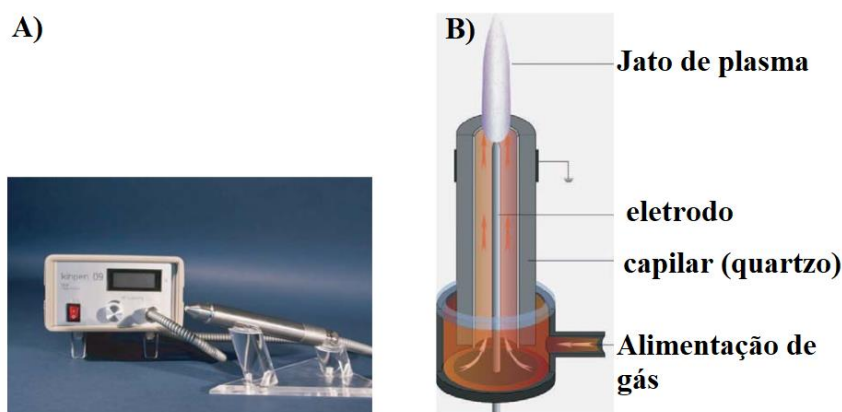
Como resultado deste trabalho, Winter (2019) destacou a importância do gás, como o CO₂, para evitar a formação de descargas parasitas e reduzir a erosão de materiais durante o procedimento endoscópico. A combinação de gás de alimentação de néon, gás de proteção CO₂ e a fonte de alta voltagem limitada por corrente, apresentaram resultados bactericidas satisfatórios, demonstrando a sua eficácia antibactericida. A utilização da fonte de alta voltagem limitada por corrente, contribuiu para minimizar a corrente de fuga do paciente, contribuindo assim para a sua segurança (WINTER et al., 2019).

Para a utilização segura de um dispositivo de jato de plasma, é importante conhecer bem os parâmetros técnicos que assegurem que tal dispositivo não provoque danos. Weltmann (2009), abordou um jato de plasma para aplicações médicas ressaltando a importância de se conhecer os parâmetros para o uso seguro do dispositivo em aplicações biomédicas. Assim, utilizando um jato de plasma de baixa temperatura otimizado, foram estudados e controlados os principais parâmetros de desempenho para este jato. Parâmetros como radiação UV, produção de radicais e gases tóxicos, temperatura e carga térmica para se conhecer as faixas de

dosagem ideais para aplicações terapêuticas que minimizam os riscos (WELTMANN et al., 2009). No trabalho de Weltmann (2009), o jato de plasma em questão apresentou temperaturas entre 46 °C e 63 °C, com este valor variando dependendo da potência de entrada e da distância entre o jato de plasma e o sensor, este valor de temperatura são considerados seguros para aplicações terapêuticas do plasma para evitar danos térmicos excessivos aos tecidos biológicos (WELTMANN et al., 2009). Além disso, o jato de plasma do trabalho de Weltmann (2009) apresentou resultados de ação bactericida satisfatórios na eliminação de *Escherichia coli*, sendo, portanto, promissor para a utilização do jato de plasma em aplicações médicas principalmente para o uso em cicatrização de feridas e descontaminação (MANN et al., 2016). A

Figura 18 mostra o esquema do dispositivo de jato de plasma utilizado por Weltmann (2009). A Figura 18-A, mostra o dispositivo de jato de plasma de pressão atmosférica, enquanto na Figura 18-B, é mostrado a representação esquemática da fonte de plasma com a descrição deste dispositivo.

Figura 18 - A: Jato de plasma de pressão atmosférica (APPJ; INP Greifswald, Alemanha) para aplicações biomédicas experimentais cátions. Fig. B: Configuração esquemática da fonte de plasma APPJ (online: www.cpp-journal.org).



Fonte: Figura adaptada de (MANN et al., 2016).

No trabalho de Karrer et al. (KARRER et al., 2024), foi investigado o uso de CAP para tratamentos do trato respiratório, com base em tratar infecções virais, bacterianas e fúngicas, especialmente em UTI. Desta forma, utilizando ensaio de cicatrização de feridas para avaliar a proliferação de células humanas elas foram submetidas ao tratamento com CAP, e a migração para área livre de células foi monitorado ao longo do tempo, contudo, neste ponto, o tratamento não obteve efeitos adversos significativos na proliferação celular. Para entender os

efeitos moleculares do tratamento com CAP nas células respiratórias, células tratadas tiveram o seu RNA isolado, permitindo analisar a expressão gênica. Neste trabalho, investigações sobre os efeitos antibacterianos também foram realizados a fim de verificar a capacidade do CAP em reduzir unidades formadoras de colônias de bactérias. Os resultados mostraram uma redução significativa após o tratamento a plasma, sugerindo assim o seu potencial para ser utilizado em tratamentos terapêutico para desinfecção. Portanto, o trabalho de Karrer (KARRER et al., 2024), fornece evidências promissoras a respeito da eficácia e segurança no uso de plasma atmosférico frio no tratamento do trato respiratório, com grande potencial para o tratamento de infecções e melhora da higiene em ambientes clínicos.

2.11 TRATAMENTO DE TUBOS POLIMÉRICOS POR JATO DE PLASMA

Jatos de Plasma à Pressão Atmosférica (APPJ) para a modificação interna da superfície de tubos poliméricos, tanto para a sua ativação quanto para deposição de revestimentos funcionais, têm sido investigados ao longo dos últimos anos (JANSEN; STEINHAUSER; PROHASKA, 1986; PRYSIAZHNYI; SATURNINO; KOSTOV, 2017). Os estudos conduzidos por Cho et al Cho et al. (2014) (CHO et al., 2014) demonstram que, em tubos poliméricos de Politetrafluoretileno (PTFE), através dos ajustes das condições de tratamento, como a deposição de revestimentos finos com funcionalidades específicas ou a variação da rugosidade, é possível controlar a adesão das células nas paredes dos tubos. Onyshchenko et al. (2015) (ONYSHCHENKO et al., 2015), investigaram a penetração de jatos de plasma de argônio à pressão atmosférica dentro de tubos com diâmetro pequeno, composto de polietileno de baixa densidade (LDPE), além de investigar os efeitos advindos deste tratamento na sua superfície interna. Os resultados mostraram que após ser exposto ao jato de plasma de Argônio, a superfície interna do tubo adquiriu propriedades hidrofílicas, permitindo concluir que a tecnologia de jato de plasma à pressão atmosférica apresenta grande potencial para modificação de superfície interna de tubos poliméricos flexíveis.

Uma outra abordagem envolvendo pesquisas sobre o interno de tubos através do jato de plasma, referem-se aos problemas dos endoscópios flexíveis, um dispositivo muito utilizado na medicina para tratar e diagnosticar uma variedade de doenças gastrointestinais. Este equipamento apresenta canais internos com um ambiente muito favorável ao crescimento de biofilmes, e quando a sua esterilização não é realizada de maneira adequada e efetiva, pode levar a contaminação cruzada entre pacientes, induzindo a quadros de infecções e a outras

doenças (NORTHAGE et al., 2023). No trabalho de Northage (NORTHAGE et al., 2023) este problema é investigado, e a uma solução promissora é proposta utilizando jatos de plasma à pressão atmosférica através de dois passos para desinfetar de forma eficiente o canal interno do endoscópio. O primeiro passo consiste em utilizar plasma de ar frio para abater as bactérias ali presentes e remover o biofilme do canal interno, o segundo, utiliza a água ativada à plasma na intenção de que esta possa penetrar mais profundamente na camada do biofilme, e assim, possa inativar as bactérias que possam estar em camadas mais profundas. Assim, o trabalho de Northage et al., apresentou resultados promissores, com a redução significativa da quantidade de biofilmes e bactérias na superfície do canal interno do endoscópio, além disso, as análises da composição química da superfície dos canais endoscópios via Espectroscopia de Fotoelétrons Excitados por raios X (XPS) mostraram que o tratamento à plasma não provocou mudanças significativas na composição química da amostra (NORTHAGE et al., 2023). Um resultado muito interessante, pois, indica que o tratamento de APPJ utilizado de forma controlada, pode combater os parasitas indesejáveis sem provocar uma alteração química na composição do material.

2.12 TUBO TRAQUEAL EM T DE MONTGOMERY

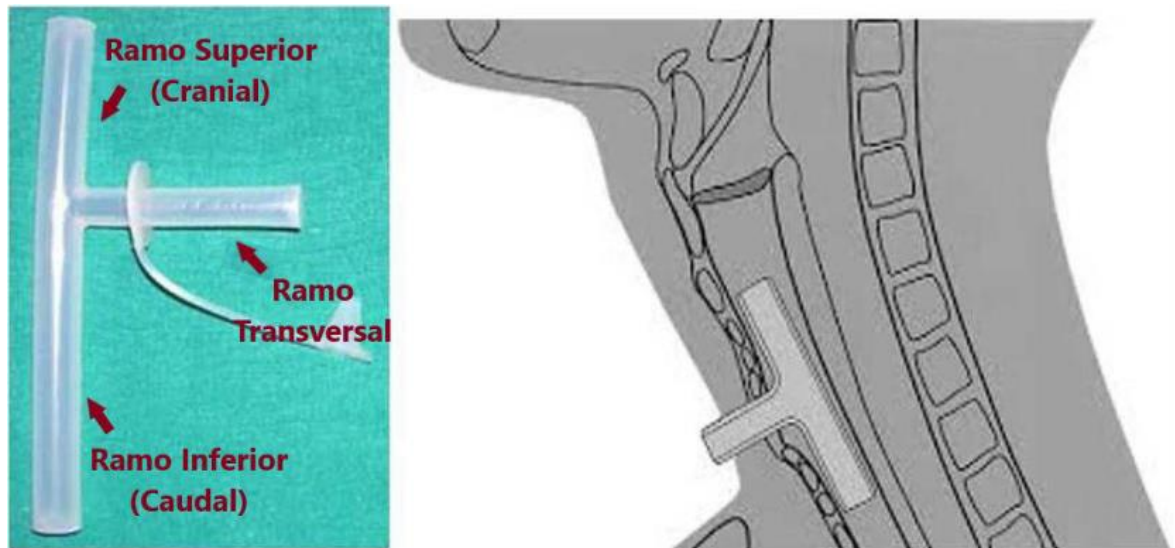
O tubo em T de *Montgomery* foi desenvolvido por William Montgomery em 1965, sendo o pioneiro em sua utilização, para a prevenção de estenose traqueal em pacientes submetidos a intervenção cirúrgica na traqueia (HU et al., 2019; MONTGOMERY, 1965). O primeiro tubo desenvolvido, era composto de acrílico, mais tarde, devido a rigidez deste material, ele foi substituído pelo silicone, um material mais flexível e de fácil manuseio (HU et al., 2019).

O ramo interno do tubo em T serve para apoiar e moldar a traqueia, enquanto o ramo externo é responsável pela fixação externa, a fim de evitar deslocamento e deslizamento dele. Hoje em dia se tem no mercado tubos com diâmetros diferentes no ramo interno, permitindo que a escolha do tubo adequado para cada paciente se dê pela espessura da sua traqueia. O médico cirurgião é o responsável por determinar o comprimento dos ramos inferior e superior, tendo em vista a localização da incisão e o comprimento da estenose traqueal, assim, essas informações devem ser avaliadas previamente pelo médico antes de ser implantado (HU et al., 2019)

Com o desenvolvimento da terapia intervencionista sob broncoscopia, a terapia intervencionista endoscópica vem sendo utilizada com mais frequência, por se tratar de um

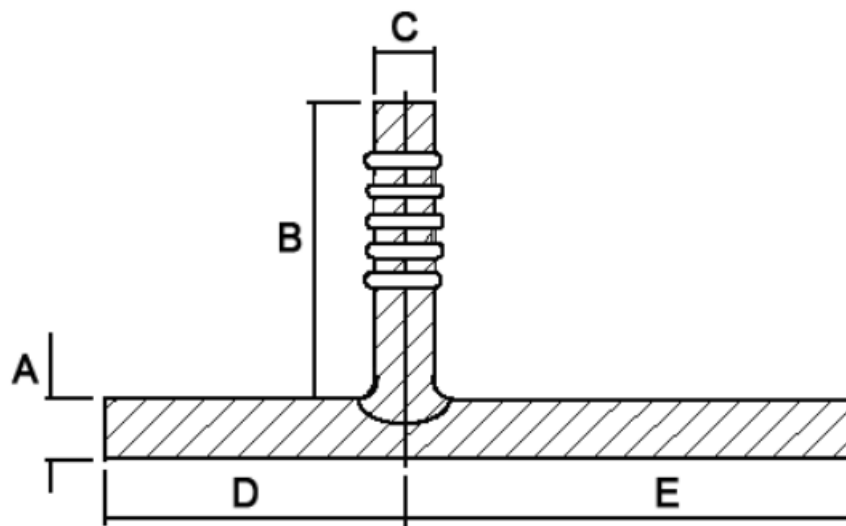
método seguro (HU et al., 2019). A implantação do tubo em T de *Montgomery*, é um dos métodos mais eficaz, seguro e bem tolerado indicado para pacientes com a condição de estenose traqueal. A Figura 19 traz uma representação do tubo de *Montgomery* implantado no paciente.

Figura 19 - Representação esquemática do Tubo de *Montgomery* no paciente.



Fonte: (ALMEIDA, 2023).

Figura 20 - Tubo em T de Montgomery.



Fonte: Disponível em (JATENE, 2023) .

A Figura 20 apresenta o Tubo em T, no qual A, B, C, D e E têm seus respectivos tamanhos associados, sendo esses tamanhos definidos na Tabela 2 - Dimensões do tubo em T de *Montgomery*.:

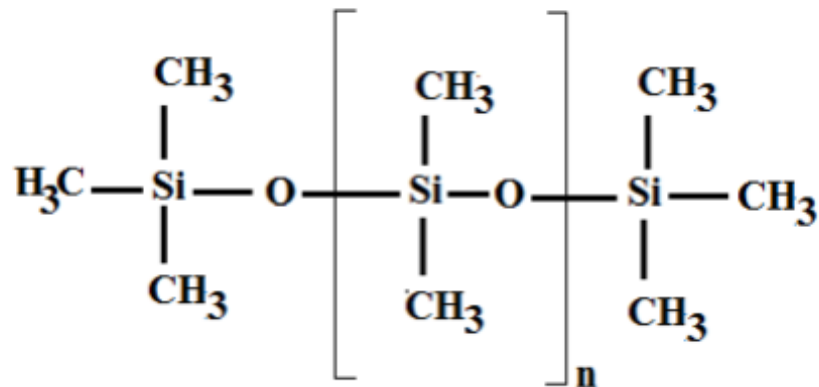
Tabela 2 - Dimensões do tubo em T de *Montgomery*.

Dimensões (mm)					
	A	B	C	D	E
Infantil 08	Ø 08	33	Ø 07	37	61
Médio 10	Ø 10	42	Ø 09	45	77
Adulto 12	Ø 12	49	Ø 10	60	105
Adulto 14	Ø 14	60	Ø 10	60	105
Adulto 16	Ø 14	60	Ø 10	60	105

Fonte: Adaptado de (JATENE, 2023).

A composição química do PDMS é mostrada na Figura 21. O Polidimetilsiloxano (PDMS) é o silicone a base de polímeros mais utilizado na indústria, principalmente devido as suas características, como por exemplo, ser um composto claro, não-tóxico e não-inflamável.

Figura 21 - Estrutura química do Polidimetilsiloxano (PDMS).



Fonte:(HAMOUNI et al., 2019)

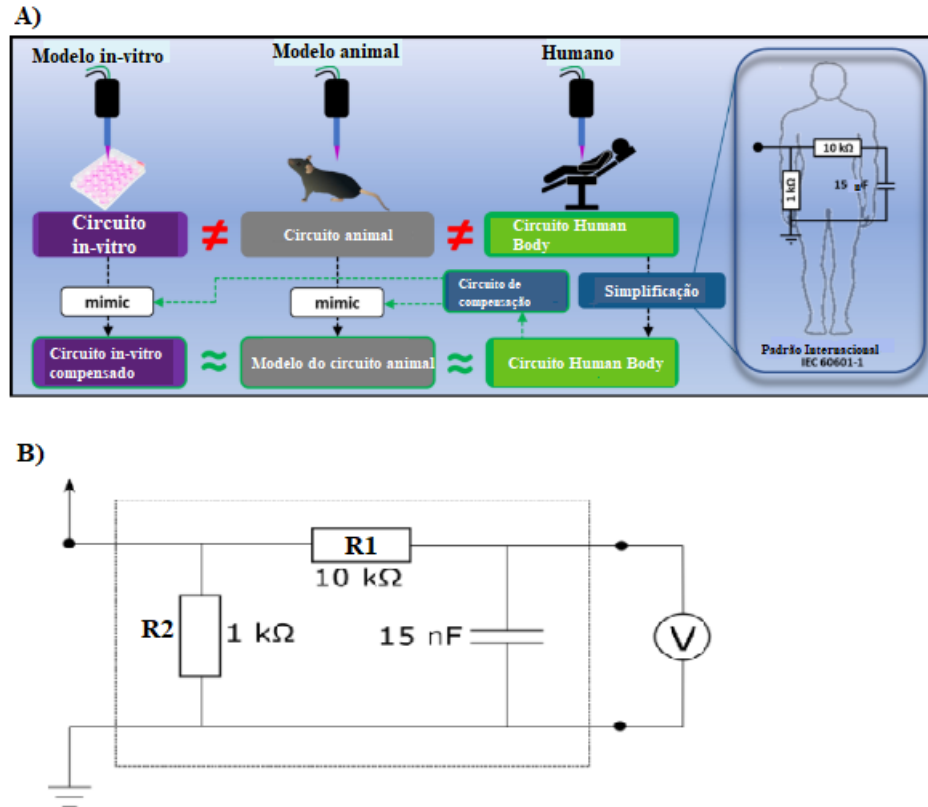
2.13 CORRENTE DE FUGA DO PACIENTE (PLC)

Para aplicações médicas e biomédica, a utilização do tratamento a plasma direto acaba favorecendo alguns processos, isso devido ao grau de interação entre o plasma e o tecido,

contudo, embora exista vantagens sobre esta terapia, existem alguns riscos a eles associado, como por exemplo, danos a tecidos saudáveis se o jato de plasma não for utilizado atendendo a algumas normas (DO NASCIMENTO et al., 2024; STANCAMPIANO et al., 2020). Assim, para atender a critérios que atestem a segurança de determinados equipamentos para aplicações médicas, as fontes de plasma devem ser caracterizadas. Desta forma, alguns padrões são adotados, uma delas, o DIN SPEC 91315:2014-06 (DINSpec), que é um padrão alemão baseado em parte no DIN EN 60601-1, que se relaciona ao IEC 60601-1 (DO NASCIMENTO et al., 2024). Esta norma é responsável pelos limites de segurança de fontes de plasma voltadas para aplicações biomédicas e traz um protocolo para avaliações de riscos a elas associadas e apresenta os parâmetros básicos para análises da sua eficácia biológica (STANCAMPIANO et al., 2020). A corrente de fuga do paciente (*Patient Leakage Current - PLC*) e a temperatura do gás ($T_{Gás}$) são os parâmetros mais importantes quando se utiliza dispositivos de jatos de plasma (DO NASCIMENTO et al., 2024).

Neste contexto, a PLC é um parâmetro crítico na avaliação de segurança de dispositivos de plasma e trata da corrente elétrica que pode fluir para fora de um circuito elétrico, afetando assim o corpo humano ou animal (STANCAMPIANO et al., 2020). De acordo com as normas, o limite seguro para este parâmetro é de 100,0 μA para o modo AC e 10,0 μA para o modo de operação DC (DO NASCIMENTO et al., 2024; MANN et al., 2016). Neste contexto, a fim de obter os valores referentes a corrente PLC, foi desenvolvido um método inovador, conhecido como *Human Body*, que visa compensar as diferenças elétricas existentes, como por exemplo, amostras *in vitro* e animais com o corpo humano (MANN et al., 2016; STANCAMPIANO et al., 2020). Assim, um circuito *Human body* (Figura 22 - A) é um circuito elétrico utilizado projetado para simular características elétricas do corpo humano, deste modo, ele ajusta a impedância total de modelos investigados à fim de que estes correspondam a do corpo humano (DO NASCIMENTO et al., 2024; STANCAMPIANO et al., 2020).

Figura 22 - A) Representação gráfica do método proposto para tornar os modelos *in vitro* e *in vivo* mais semelhantes ao substrato de referência para estudos médicos de plasma e do corpo humano. B) Circuito equivalente para medida de PLC.



Fonte: Figura adaptada de (STANCAMPIANO et al., 2020).

O cálculo da corrente *PLC* é realizado com resolução temporal da forma de onda do *PLC* com o circuito *RC* que é mostrado na Figura 22 – B, desta forma, os valores da corrente *PLC* é calculado utilizando a tensão $V_C(t)$ medida no capacitor de acordo com a seguinte equação:

$$PLC = \sqrt{\frac{1}{\tau} \int_{t_i}^{t_f} \left(\frac{V_C(t)}{R_2} \right)^2 (t) dt} \quad (6)$$

Onde V_C é a tensão medida no capacitor e R_2 é a resistência do resistor 2, τ é o período referente a um ciclo completo da corrente alternada na Figura 22 (b).

Considerando toda a argumentação apresentada sobre o potencial de uso do jato de plasma à pressão atmosférica para o combate de fungos e bactérias, e a capacidade de modificar as propriedades superficiais induzidas pelo plasma, este trabalho investigou as características de um jato de plasma transferido via sonda, a fim de avaliar seus efeitos internos e as modificações

da superfície interna induzidas pelo plasma e suas espécies reativas de oxigênio e nitrogênio (RONS). Até o presente momento, inexistem na literatura estudos que investigam a aplicação de jatos de plasma em tubos traqueais, evidenciando a originalidade desta pesquisa. Este trabalho distingue-se ao investigar a interação do jato de plasma com o tubo de *Montgomery*, um modelo específico de tubo traqueal amplamente utilizado no tratamento da estenose laringotraqueal. Ao focar nesse dispositivo clínico relevante, esta pesquisa amplia significativamente o conhecimento sobre a aplicação de jatos de plasma em dispositivos médicos implantáveis.

3 METODOLOGIA

Para a geração do plasma, utilizou-se a fonte de alta tensão comercial **HF IBRAMED HV**. Esta fonte comercial pode ser encontrada na internet, apresentando custo significativamente inferior às fontes de plasma de uso laboratorial, como o kINPen. O HF IBRAMED, mostrado na Figura 23, é amplamente utilizada em aplicações de estética e fisioterapia, sendo fornecida com eletrodos para diversas aplicações, incluindo tratamentos faciais, capilares e podologia.

As principais vantagens da utilização desta fonte incluem: o fato de ser um equipamento compacto e de fácil transporte; baixo custo em comparação, comparada a outras fontes de plasma disponíveis no mercado; muito versátil para uso e de fácil manuseio, onde, o ajuste da tensão é realizada manualmente, através de uma chave, contudo, esta chave não oferece um controle preciso à cerca da intensidade da tensão, pois, os picos aparecem de forma discreta, quando a chave é girada.

Desta forma, um reator DBD foi projetado e acoplado a fonte de tensão HF IBRAMEDHV, para que o plasma pudesse ser gerado e transferido, por uma sonda bastante flexível, que permite que o plasma na sua extremidade, atinja regiões de difícil acesso.

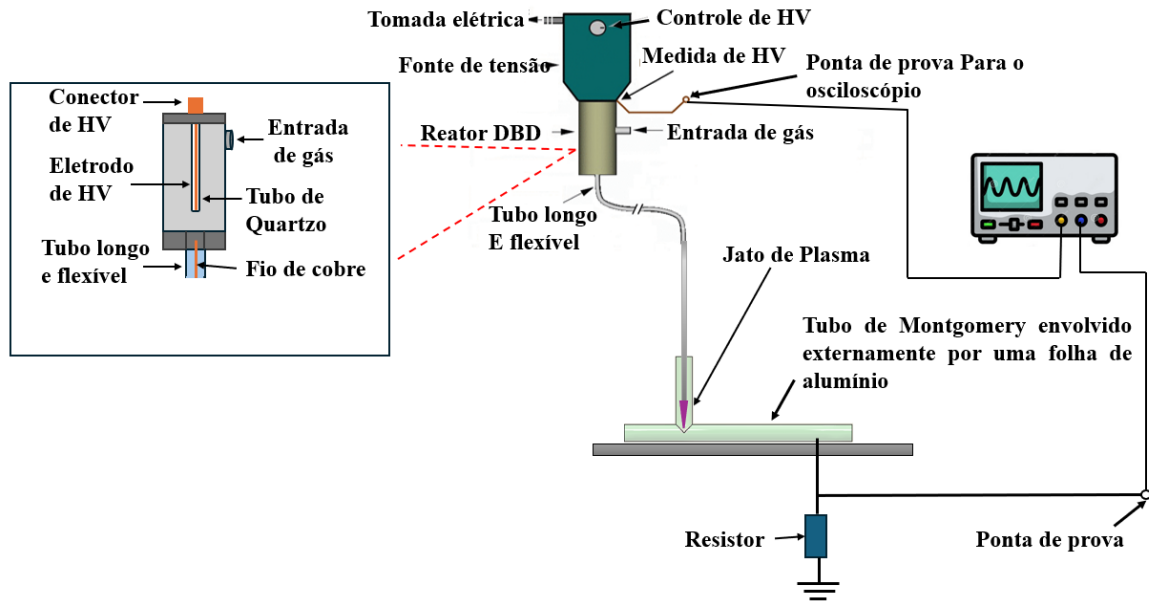
Figura 23 - Fonte HF IBRAMED DE ALTA FREQUÊNCIA, com botão de ajuste manual.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A caracterização elétrica da descarga de plasma atmosférico (APPJ) foi realizada para determinar parâmetros elétricos fundamentais para que o dispositivo de plasma possa operar de forma segura e eficaz. A caracterização inclui medidas de tensão elétrica, corrente e potência da descarga, através de técnicas e equipamentos específicos. A Figura 24 traz o esquema da montagem experimental utilizada para a aquisição dos dados elétricos. É importante mencionar que neste trabalho, toda a aplicação do jato de plasma no tubo de *Montgomery*, será realizado através da entrada transversal do tubo, de acordo com o esquema da Figura 24.

Figura 24 - Montagem experimental para aquisição de dados elétricos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A medida da tensão elétrica ($v(t)$) utilizou uma ponta de prova de alta tensão P6015 Tektronix HV (atenuação 1000:1), conectada a um osciloscópio digital Tektronix 3032C, utilizado para registrar os sinais elétricos durante as medições. Além disso, a corrente de descarga ($i(t)$) é obtida medindo-se a tensão através de um resistor de $100,0\Omega$, permitindo avaliar as características do sistema durante a operação. A potência dissipada (P_{dis}) foi calculada utilizando o método do resistor, que consiste em integrar o produto da tensão e da corrente ao longo de um período da forma de onda. A equação 8 apresenta a fórmula utilizada para o cálculo:

$$P_{dis} = f \int_0^T v(t) \cdot i(t) dt \quad (7)$$

As medições foram realizadas em diferentes condições de operação do APPJ, variando o número de pulsos da fonte de tensão, vazão de gás e a distância entre o eletrodo e o alvo. Os dados coletados foram tratados através do *software* de análise *OriginLab*.

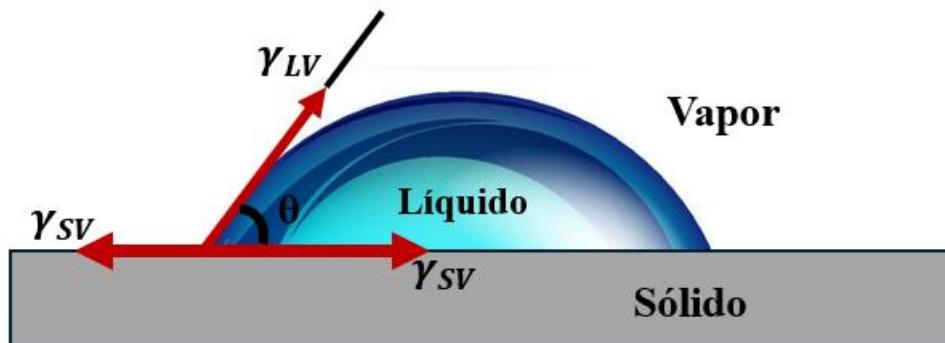
Para que os APPJs possam ser utilizados de forma segura em aplicações biomédicas, é necessário caracterizá-lo de maneira adequada, compreendendo melhor os processos a ele inerentes, desde a parte da caracterização elétrica, padronizando a descarga elétrica do jato de plasma para que possa ser utilizado de maneira segura em aplicações *in vitro*, bem como os efeitos causados por eles. As espécies reativas produzidas pelo jato de plasma com os gases Ar e He também foram analisados através da Espectroscopia de Emissão Óptica

(OES). Para isso, foi utilizado as dependências do Laboratório de Plasma da Universidade Estadual Paulista, campus Guaratinguetá.

3.1 MEDIDAS DE ÂNGULO DE CONTATO

A interação resultante entre dois fluidos e um sólido é chamado de molhabilidade e pode ser estudada através da medição de ângulo de contato. Essa característica surge das interações promovidas das interações entre dois fluidos, como o líquido e o vapor e uma superfície sólida. Quando estes dois fluidos juntamente com a superfície sólida entram em contato, uma linha compartilhada por estas três fases são observadas, esta é chamada de linha de contato (KWOK; NEUMANN, 1999; WU et al., 2015). Esse fenômeno físico deu origem a definição de ângulo de contato (θ), que é o ângulo resultante a linha tangente à interface entre o líquido e o vapor e a linha que é paralela à superfície do sólido (WU et al., 2015). A Figura 25 mostra essa situação.

Figura 25 - Imagem ilustrativa do ângulo de contato para uma gotícula sobre uma superfície sólida.

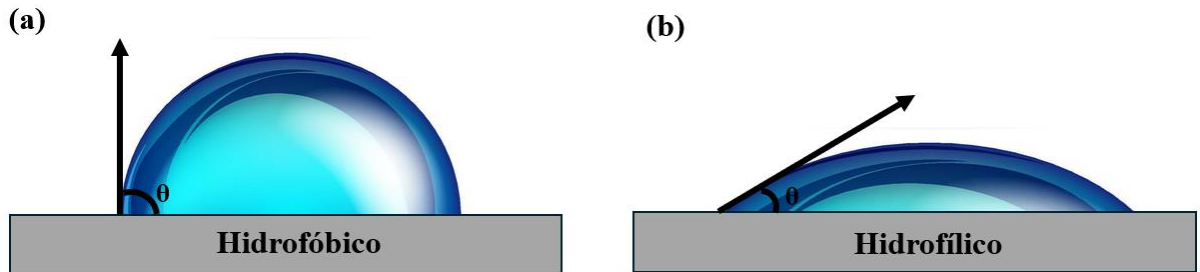


Fonte: (MELLO, 2011)

Na Figura 25, temos γ_{SV} representando a tensão superficial sólido-vapor, γ_{LV} energia de superfície líquido-vapor e γ_{SL} energia de superfície sólido-líquido. O ângulo que se forma quando a gota do líquido adquire ao entrar em contato com a superfície expressa o grau de molhabilidade da superfície, para um ângulo ($\theta \approx 0^\circ$), temos uma superfície hidrofílica, ou seja, o líquido se espalha totalmente pela superfície. Para valores de ângulo de contato ($\theta > 90^\circ$) a amostra apresenta um caráter hidrofóbico. Para valores de $\theta < 90^\circ$, a amostra irá apresentar

características hidrofílicas (MELLO, 2011). A Figura 14 ilustra as situações aqui mencionadas, em (a) com uma superfície hidrofóbica e em (b) hidrofílica.

Figura 26 - Medida de ângulo de contato para uma superfície **(a)** hidrofóbica e **(b)** hidrofílica.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Essa técnica de análise de superfície via medida do ângulo de contato é utilizada para o estudo das propriedades de adesão e molhabilidade através da superfície do material e o líquido (WU et al., 2015).

Este ângulo de contato que surge entre a superfície de determinada amostra e a gotícula de um determinado líquido se deve ao equilíbrio mecânico que a gota está sujeita, as três tensões de superfície que são mostradas na Figura 25. A relação de equilíbrio entre essas três tensões é dada pela equação de Young (NISHIME, 2015).

$$\gamma_{LV} \cos \theta = \gamma_{SV} - \gamma_{SL} \quad (8)$$

De onde é possível obter a equação para obter o valor do ângulo de contato:

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{\gamma_{SV} - \gamma_{SL}}{\gamma_{LV}} \right) \quad (9)$$

Desta forma, se o material possuir uma energia de superfície muito alta (γ_{SV}), o seu ângulo de contato será baixo.

3.2 ESPECTROSCOPIA DE EMISSÃO ÓPTICA (OES)

Com o objetivo de conhecer melhor as espécies que são produzidas durante o funcionamento do APPJs, temperaturas, dentre outras propriedades importantes, foi utilizada a técnica diagnóstica de Espectroscopia de Emissão Óptica (*Optical Emission Spectroscopy*,

OES). Esta técnica de análise é considerada não invasiva, pois não perturbam o plasma (DE JONG; ROWLANDS, 1985; DUGUET et al., 2010; PEARSE; GAYDON, 1976).

A Espectroscopia de Emissão Óptica é uma técnica analítica, que se baseia na detecção e análise da radiação eletromagnética emitida por átomos ou moléculas quando estas partículas são excitadas para estados de energia maiores. Quando o material é excitado através do emprego de alguma fonte de energia, seus elétrons saltam para níveis de energia mais elevados, quando retornam, esses elétrons liberam energia na forma de radiação com comprimentos de onda específicos, que correspondem a transições eletrônicas características de cada espécie química. O espectro coletado, é a representação da intensidade da radiação emitida em função do comprimento de onda (AKATSUKA, 2019; DEVIA; RODRIGUEZ-RESTREPO; RESTREPO-PARRA, 2015a).

A técnica de OES pode ser empregada em muitas áreas, como por exemplo, na análise de plasmas espaciais, experimentos em laboratório, como em fusão nuclear (DE JONG; ROWLANDS, 1985; DEVIA; RODRIGUEZ-RESTREPO; RESTREPO-PARRA, 2015b; SIEGBAHN, 1976). Uma das vantagens apresentadas por esta técnica está o fato de que, a OES pode ser empregada como uma ferramenta de controle, principalmente em processamento de materiais, pois permite controlar a contaminação e permite o monitoramento temporal e espacial do plasma (DEVIA; RODRIGUEZ-RESTREPO; RESTREPO-PARRA, 2015b; DUGUET et al., 2010; TENDERO et al., 2006; VORÁČ et al., 2017).

No contexto do diagnóstico de plasma, a OES é fundamental, pois possibilita que a caracterização das condições físicas do plasma seja feita em tempo real, como a temperatura eletrônica e a densidade eletrônica, desta forma, é amplamente utilizada para o monitoramento em tempo real da formação de espécies reativas e a cinética de reações químicas (AKATSUKA, 2019). A análise espectral das radiações emitidas permite relacionar diretamente os parâmetros do plasma, como a distribuição de energia dos elétrons e a composição química dos íons presentes, facilitando a compreensão das interações desse sistema (DEVIA; RODRIGUEZ-RESTREPO; RESTREPO-PARRA, 2015a).

As análises espectroscópicas, são amplamente empregadas em diagnósticos de plasma, devido à sua natureza não perturbativa quando comparada a outras técnicas de diagnóstico, como sondas de Langmuir, que podem alterar as condições do plasma durante a realização dos experimentos. Desta forma, a radiação emitida pelo plasma é capturada e analisada, permitindo a avaliação das suas linhas espectrais relacionadas a densidade de temperatura do plasma (AKATSUKA, 2019), tornando possível entender melhor as interações do plasma, e a otimização dos processos dele decorrente.

3.3 ESPECTROSCOPIA DE INFRAVERMELHO POR TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR)

A Espectroscopia de Fourier é o termo amplo que se refere a análise de qualquer sinal variável em seus componentes de frequência constituintes, assim, a transformada de Fourier pode ser aplicada a uma ampla variedade de espectroscopias, dentre elas, a espectroscopia infravermelha, denominada Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR) (JAGGI; VIJ, [s.d.]). O FTIR abrange a obtenção de espectros de absorção, reflexão, emissão, derivados da aplicação transformada de Fourier a um interferograma óptico. Sua eficácia justifica-se pela análise simultânea de múltiplos componentes de frequência em uma única operação, oferecendo assim velocidade, precisão e sensibilidade anteriormente inatingíveis com espectrômetros dispersivos de comprimento de onda (JAGGI; VIJ, [s.d.]; SMITH, 2011).

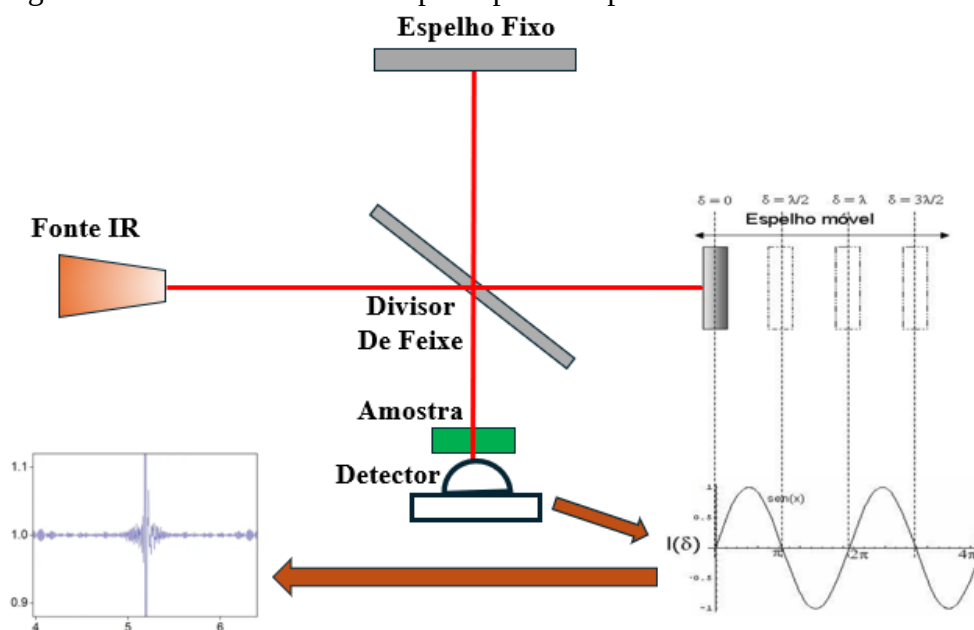
Esta técnica, amplamente empregada na identificação química de materiais, provê informações detalhadas sobre as ligações químicas presentes e os grupos funcionais constituintes. O método envolve a irradiação de uma amostra, que pode ser sólida, líquida ou gasosa, utilizando uma fonte de radiação na região do infravermelho. A absorção de energia pela amostra induz vibrações mecânicas nos átomos, as quais são características dos tipos de interações presentes. (BRITO, 2022; NASRAZADANI, 2011; NISHIME, 2015).

O FTIR investiga as vibrações moleculares, permitindo a associação de grupos funcionais a bandas de absorção características na região do infravermelho, que correspondem aos modos vibracionais fundamentais desses grupos (BERTHOMIEU; HIENERWADEL, 2009). Em uma molécula não linear constituída por N átomos, tem-se $3N-6$ vibrações fundamentais ou modos normais. Considera-se o modo vibracional normal ativo no infravermelho (capaz de absorver radiação infravermelha incidente) quando ocorre uma variação no momento de dipolo da molécula durante a vibração, desta forma, as vibrações simétricas geralmente não são detectadas na região do infravermelho. Especificamente, em moléculas com centro de simetria, todas as vibrações simétricas em relação a esse centro são inativas no infravermelho. Todavia, vibrações assimétricas são detectadas em todas as moléculas. Dessa forma, a abrangência dessa técnica permite analisar as propriedades de quase todos os grupos químicos em uma amostra, destaca-se¹ neste ponto a observação de aminoácidos e moléculas de água, cuja análise via outras técnicas espectroscópicas é geralmente desafiadora (BERTHOMIEU; HIENERWADEL, 2009).

Absorções intensas na região do infravermelho são características de grupos moleculares que possuem dipolo permanente, ou seja, de ligações polares. Assim, grupos carbonila presentes na cadeia polipeptídica contribuem significativamente para espectros de absorção no infravermelho de proteínas. Na região do infravermelho médio (4000 e 1000cm^{-1}), dois tipos de vibrações são observados: vibrações de estiramento (ν) que ocorrem ao longo das ligações químicas e envolvem variações no comprimento da ligação, e as vibrações de deformação, relacionadas a variações nos ângulos de ligação notadamente as deformações angulares no plano (δ) e fora do plano (ρ) (BERTHOMIEU; HIENERWADEL, 2009; JAGGI; VIJ, [s.d.]).

A estrutura que rege o espectrômetro FTIR consiste no interferômetro de Michelson (Figura 27). Neste sistema, a radiação oriunda de uma fonte monocromática é dividida em dois feixes idealmente com 50% da intensidade original cada, através de um divisor de feixe. Um dos feixes é direcionado a um espelho fixo, onde sofre reflexão e retorna ao divisor de feixe, sendo parcialmente refletido de volta à fonte e parcialmente transmitido ao detector. O segundo feixe é direcionado ao divisor de feixe a um espelho móvel, que também reflete o feixe, parte retornando à fonte e parte sendo direcionada ao detector. Quando a posição do espelho móvel é tal que o feixe B percorre a mesma distância que o feixe A antes de alcançar o detector ($\delta = n\lambda$, onde $n = 0, 1, 2, \dots$), os dois feixes encontram-se em fase, somando-se (interferência construtiva), ocasionando em um sinal máximo no detector. Por outro lado, se a posição do espelho móvel for ajustada de modo que a diferença de caminho entre os feixes B e A seja de $(n + 1)\lambda/2$, os dois feixes estarão em oposição de fase (180°), anulando-se mutuamente (interferência destrutiva), resultando em um sinal mínimo no detector (ALBERO, 2009; JAGGI; VIJ, [s.d.]).

Figura 27 - Diagrama de blocos ilustrando os principais componentes de um FTIR.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

A Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) é uma técnica de microscopia eletrônica que emprega um feixe de elétrons focalizado para gerar imagens de alta resolução da topografia superficial de amostras. Esta modalidade de microscopia pode fornecer rapidamente informações sobre a morfologia e identificação de elementos químicos de uma amostra sólida, sendo amplamente utilizada nas áreas de biologia, odontologia, farmácia, engenharia, química, metalurgia, geologia etc. (BERENICE ANINA DEDAVID; CARMEM ISSE GOMES; GIOVANA MACHADO, 2007). O MEV é um instrumento muito versátil para análises de características microestruturais de objetos sólidos, isso se deve principalmente ao fato de apresentar uma alta resolução, com valores da ordem de 2 a 5 nanômetros para instrumentos comerciais, e uma resolução melhor que 1 nm para instrumentos de pesquisa avançada (BERENICE ANINA DEDAVID; CARMEM ISSE GOMES; GIOVANA MACHADO, 2007).

O funcionamento de um Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) fundamenta-se na utilização de um feixe de elétrons de diâmetro reduzido, com o propósito de examinar a topografia da amostra ponto a ponto, por meio de linhas sequenciais. O sinal proveniente do detector é transmitido a um tubo de raios catódicos, cuja varredura encontra-se precisamente sincronizada com o feixe incidente. Dessa forma, a imagem resultante é produto da interação entre o feixe incidente e a superfície da amostra, e o sinal captado pelo detector é empregado

para modular a luminância do monitor, viabilizando a visualização. O feixe de elétrons é impulsionado pela alta voltagem estabelecida entre o filamento e o ânodo, e subsequentemente, focalizado sobre a amostra por intermédio de lentes eletromagnéticas. A interação do feixe com a amostra gera elétrons e fótons, que podem ser coletados por detectores apropriados e, em seguida, convertidos em um sinal de vídeo (BERENICE ANINA DEDAVID; CARMEM ISSE GOMES; GIOVANA MACHADO, 2007).

Para a detecção, as partículas e/ou a radiação eletromagnética resultantes da interação do feixe eletrônico com a amostra necessitam retornar à superfície da amostra e, subsequentemente, alcançar o detector. A profundidade máxima de detecção, e consequentemente a resolução espacial, é determinada pela energia com que essas partículas ou radiação atingem o detector, ou são capturadas por ele (BERENICE ANINA DEDAVID; CARMEM ISSE GOMES; GIOVANA MACHADO, 2007).

A imagem gerada a partir do sinal detectado na varredura eletrônica de uma superfície pode exibir características distintas, visto que a imagem é o resultado da amplificação de um sinal obtido da interação entre o feixe eletrônico e a composição da amostra. A amostra pode emitir diversos sinais. Entre os sinais emitidos, os mais utilizados para a formação da imagem são aqueles provenientes dos elétrons secundários e/ou dos elétrons retro espalhados (BERENICE ANINA DEDAVID; CARMEM ISSE GOMES; GIOVANA MACHADO, 2007).

Neste trabalho, as medidas de MEV foram realizadas utilizando o microscópico eletrônico de varredura, Zeiss EVO LS 15 com EDS e EBSD, com diferentes modos de vácuo (alto vácuo, baixo vácuo e ambiental, pressões até 3000 Pa). Os seus detectores são: Everhart-Thornley (ETSE) para elétrons secundários e retroespalhados, detector de elétrons retroespalhados (BSD), detector de corrente induzida ou conduzida pela amostra (SCD), detectores para modos baixo vácuo e ambiental (VPSE, EPSE), EDS, EBSD, STEM e Peltier. Este equipamento encontra-se no Departamento de Materiais – FEG – UNESP.

3.5 ESPECTROSCOPIA POR FOTOELÉTRONS EXCITADOS POR RAIOS-X (XPS)

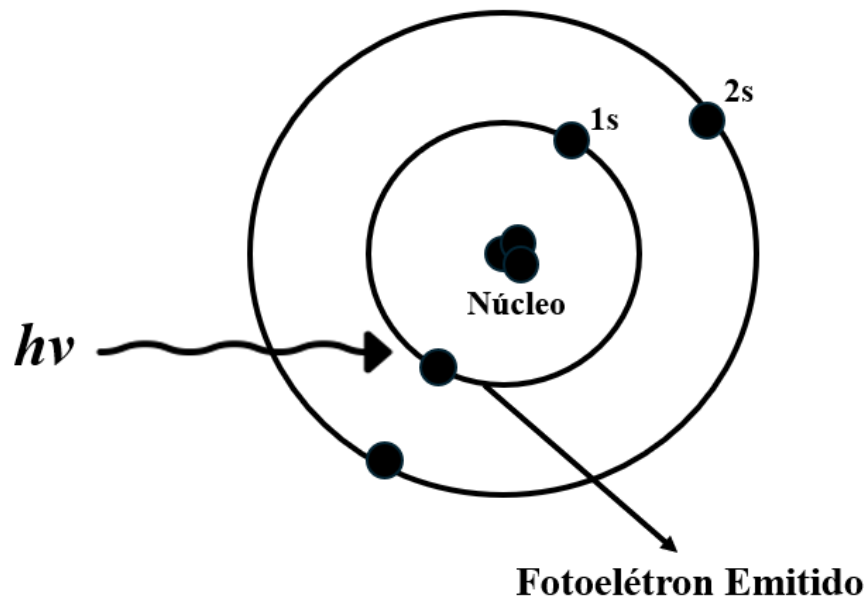
A espectroscopia fotoeletrônica de raios X (XPS) é amplamente reconhecida como uma técnica analítica crucial para a caracterização e análise da superfície de polímeros. Esta técnica, também designada como ESCA (Espectroscopia Eletrônica para Análise Química), permite uma análise elementar abrangente, com exceção do hidrogênio e do hélio, das camadas superficiais de 10-200 Å (dependendo da amostra e das condições instrumentais) de qualquer superfície sólida que apresente estabilidade em vácuo ou que possa ser estabilizada por

resfriamento, adicionalmente, também são extraídas informações detalhadas sobre as ligações químicas. Dentre as técnicas instrumentais disponíveis para análise de superfície, a XPS é geralmente considerada a mais quantitativa, de fácil interpretação e rica em informações químicas. Consequentemente, tem sido extensivamente recomendada e utilizada por pesquisadores biomédicos na análise de polímeros de uso médico (ANDRADE, 1985).

O XPS configura-se como uma técnica analítica relativamente direta e simples de ser utilizado, contudo, a densidade de informações que pode ser extraída de um espectro XPS é substancial. Desta forma, a interpretação espectral pode ser abordada em distintos níveis hierárquicos que inclui: (1) análise elementar qualitativa e quantitativa; (2) avaliação detalhada dos deslocamentos químicos e da natureza das ligações na região superficial; e (3) análise de estruturas de perda ou relaxamento, as quais elucidam aspectos adicionais da composição química da superfície. Ademais, a ocorrência de elementos associados ao preparo da amostra, representa um fator a ser considerado em experimentos de XPS. Assim, a complexidade da interpretação aumenta progressivamente em função da natureza da superfície analisada, como em materiais multicomponentes e multifásicos (ANDRADE, 1985).

O princípio fundamental do XPS baseia-se sobre o efeito fotoelétrico, fenômeno que conferiu a Albert Einstein o prêmio Nobel de Física em 1922. A Figura 28 traz de forma esquemática a interação entre um fóton e um elétron orbital atômico, cujo três possibilidades se manifestam, são elas: (1) O fóton pode transitar através do átomo sem interagir significativamente com os elétrons orbitais ou o núcleo atômico. (2) O fóton pode ser disperso pelo elétron orbital atômico, resultando em uma perda parcial de sua energia, processo denominado dispersão Compton. (3) O fóton pode interagir com o elétron orbital atômico de tal forma que ocorre a transferência integral da energia do fóton para o elétron, estabelecendo o processo básico do XPS. Considerando que a energia do fóton excede a energia de ligação do elétron no átomo, este é ejetado com uma energia cinética aproximadamente equivalente à diferença entre a energia do fóton e a energia de ligação (ANDRADE, 1985)

Figura 28 - Uma visão esquemática da interação de um fóton de raios X de energia $h\nu$ com um elétron orbital atômico. O fóton é mostrado interagindo com um elétron 1s, que é fotoemitido no vácuo com energia cinética, $E_{\text{Ligação}} = h\nu - E_{\text{Cinética}}$.



Fonte: Elaborado pelo autor.

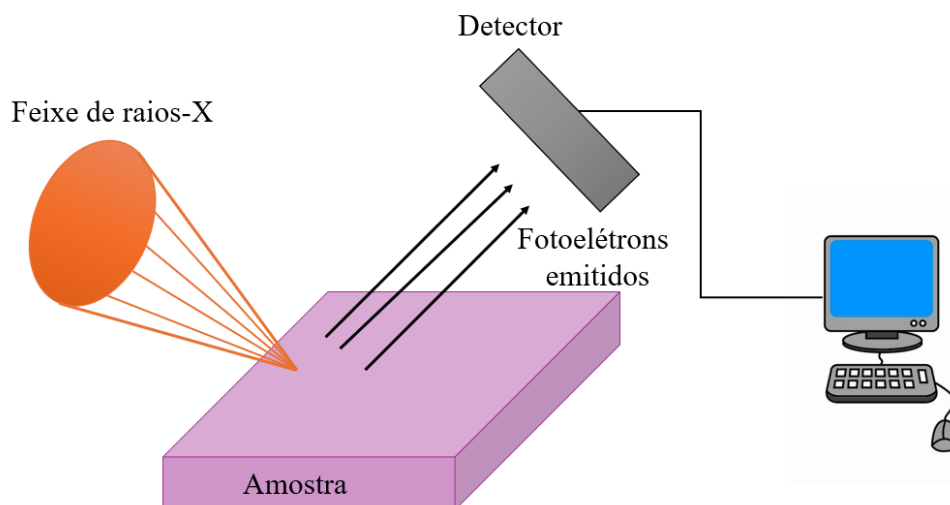
O espectro XPS é então obtido via irradiação de um feixe de raios-X sobre a amostra. No decurso do processo é medida a energia cinética e o número de elétrons emitidos, dado que, a energia de um fóton com comprimento de onda específico é conhecido, a energia de ligação de cada elétron emitido é definida em termos da conservação da energia do sistema, dado pela seguinte Equação 10:

$$E_{\text{Ligação}} = E_{\text{Fóton}} - (E_{\text{Cinética}} - \phi) \quad (10)$$

A função trabalho ϕ é conhecida, a energia dos fótons é definida como $h\nu$, assim, medindo a energia cinética ($E_{\text{Cinética}}$) dos fotoelétrons, consegue-se determinar a energia de ligação ($E_{\text{Ligação}}$) do material estudado, assim, torna-se possível identificar os elementos que estão presentes na superfície, determinando a concentração de cada deles (NISHIME, 2015).

Para realizar as medidas de XPS, as amostras são analisadas em uma câmara de alto vácuo, onde os raios-X incidem diretamente sobre elas, com isso, os fotoelétrons ejetados passam por um espectrômetro de massa e então são contados por um detector, no qual cada elemento produz picos característicos com valores de energia de ligação característicos (NISHIME, 2015). A Figura 29 traz uma imagem esquemática do funcionamento do XPS:

Figura 29 - Imagem ilustrativa de um espectrômetro de fotoelétrons excitados por raios-X.



Fonte: Elaborado pelo autor.

As medidas de XPS foram realizadas no INP Greifswald – Alemanha, cindo dias após as amostras terem sido expostas ao jato de plasma, foram realizadas com o espectrômetro fotoeletrônico de raios-X (XPS ou ESCA) Axis Supra, Kratos, Manchester, GB, que é um XPS de varredura de alto desempenho. É importante ressaltar que a análise de XPS possui restrição de profundidade de alguns nanômetros (nm), o limite de detecção está entre 0,1% e 1% dependendo da resolução local e do elemento químico analisado. Quanto as especificações técnicas da medida, foi utilizada radiação de raios-X monocromática Al $K\alpha$ e três tipos de medições foram realizadas; a primeira, uma varredura ampla (1 medição do centro das amostras) 150 W de radiação de raios-X, a segunda, varredura de elementos (varreduras de linha à 1 mm) e espectros de alta resolução dos picos C 1s e Si 2p.

3.6 MEDIDAS DE TEMPERATURA

A temperatura do elétron é importante para a análises das características da descarga do plasma, como o cálculo da densidade dos elétrons, uma vez que esta é uma temperatura mais alta que a temperatura dos íons para plasmas fora do equilíbrio termodinâmico não local (non-LTE). Para aplicações do plasma, as partículas pesadas e as suas temperaturas são muito importantes e devem ser consideradas para análises da efetividade de tal dispositivo, tendo em vista que, dependendo da aplicação, pode ser interessante que a temperatura do gás seja limitada, como por exemplo, ao lidar com alvos sensíveis à temperatura, como células e tecidos vivos, materiais poliméricos e plantas e sementes (CHANG et al., 2012; WINTER et al., 2019).

Várias técnicas podem ser empregadas para aferir a temperatura do gás, entretanto, algumas dessas técnicas podem perturbar a descarga de plasma pelo fato de serem compostas por materiais condutores. Uma técnica que pode ser empregada para a aquisição de temperatura do gás, é a espectroscopia de emissão óptica, onde através das emissões de bandas moleculares é possível obtê-las (BRUGGEMAN et al., 2014). Utilizando esta técnica, através dos processos que ionizam o ar, as bandas rotovibracionais de N₂ ou OH são ajustadas para obter a temperatura do gás, representada pela temperatura rotacional molecular (CHANG et al., 2012; ONYSHCHENKO et al., 2015). Um outro método que pode ser utilizado para obter a temperatura do gás é a utilização dos termômetros de fibra óptica (FOTs), pois, possuem um revestimento não condutivo e uma baixa capacidade de calor, fazendo com que se tenha poucas perturbações de descarga e medições precisas de temperatura ($\pm 0,2$ °C) em um período de aproximadamente 2,0 s.

Sensores de temperatura do tipo FOT, são sensores compostos por fibra óptica revestida de teflon, conectada a uma unidade de detecção espectral e um cristal semiconductor de arseneto de gálio (GaAs) na ponta da fibra óptica. O termômetro FOTEMP-OEM, funciona através da variação das propriedades ópticas do GaAs, cujo a interação da luz com o cristal resulta na reflexão de um espectro, da qual a análise mostra o deslocamento da banda de absorção do GaAs, proporcional á temperatura. A equação que descreve este deslocamento é descrito na Equação 12, onde dU_{gap} é a variação da energia da banda de absorção, sobre a variação na temperatura (dT) (THALITA MAYUMI CASTALDELLI NISHIME, 2019; WEIDMANN, 2024):

$$\frac{dU_{gap}}{dT} = -0,452 \frac{meV}{K} \text{ at } 300 K \quad (11)$$

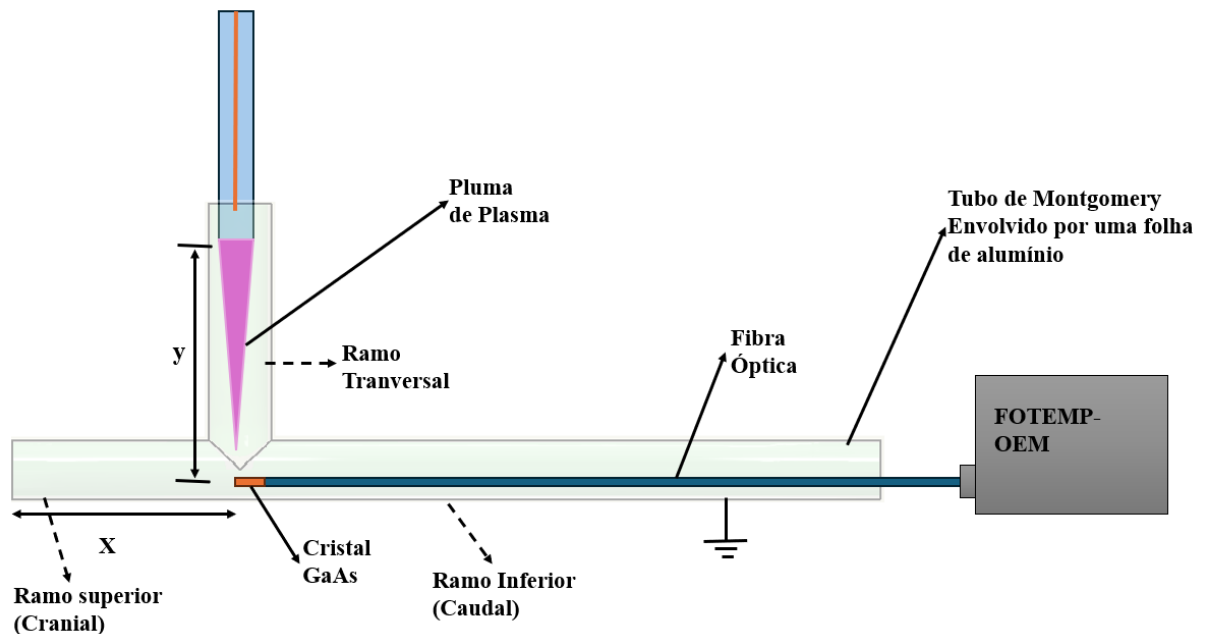
Assim, a análise do espectro, feita por um analisador óptico dentro do FOTEMP-OEM, permite converter a informação óptica em uma leitura precisa da temperatura.

As medidas de temperatura do plasma realizadas neste trabalho foram realizadas utilizando o sensor de temperatura FOTEMP-OEM, que consiste em um módulo de interface compacto, projetado para a integração eficiente da tecnologia de sensor de temperatura óptico de alta precisão baseada em GaAs em aplicações OEM, nas quais sensores de temperatura elétricos convencionais e termopares termoelétricos se mostram inviáveis, pois, devido a perturbação do plasma que provocam. Este produto de interface OEM apresenta compatibilidade com a integralidade das sondas de temperatura de fibra óptica da série TS.

Estes sensores, compostos por materiais não metálicos e eletricamente passivos, não sofrem interferências eletromagnéticas (EMI), radiofrequência (RFI), ressonância magnética nuclear (RMN), micro-ondas e radiação (WEIDMANN, 2024).

Neste trabalho, a medida da temperatura do jato de plasma na região interna do tubo em T , foi realizada de acordo com o esquema da Figura 30, com a medida iniciando pelo ramo inferior (caudal), onde o sensor varia a posição a cada 3 minutos, se deslocando em direção ao ramo transversal em 1,0 cm. Ao atingir o ramo transversal, o sensor de temperatura se manteve fixo encostado sob a superfície, enquanto o jato de plasma passou a se mover no sentido y (altura), conforme a Figura 30, saindo de 11,0 mm em relação à base interna e variando a passos de 4,0 mm a cada 3 minutos. Esse tempo foi adotado levando em consideração o tempo necessário para o equilíbrio com a temperatura ambiente. Após fazer a varredura do ramo transversal, o jato de plasma foi posicionado novamente a uma altura de 11,0 mm e terminou-se de fazer a varredura pelo ramo superior (caudal), mantendo os passos de 1,0 cm a cada intervalo de 3 minutos.

Figura 30 - Esquema ilustrativo da configuração utilizada para realizar a aquisição da temperatura interna no Tubo de *Montgomery* durante a operação do jato de plasma.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O termômetro FOTEMP-OEM, utilizado neste trabalho, opera com uma fonte de alimentação de 9-12 VDC, complementada por uma fonte de alimentação AC plug-in, consumindo 350,0 mA. Com ele, é possível medir temperatura na faixa de -200°C a $+300^{\circ}\text{C}$, com uma precisão de $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ e resolução de $0,1^{\circ}\text{C}$, com amostragens a uma taxa de 2 Hz. A

interface analógica oferece opções de saída de 0-10 V ou 4-20 mA, programáveis e conectadas via BNC, enquanto a interface digital padrão é RS-232, USB ou SPI. A comunicação serial utiliza o protocolo ASCII, detalhado na ficha técnica do software FOTEMP-Assistant. A interface óptica, do tipo ST, é compatível com todas as sondas de temperatura de fibra óptica da série TS. O equipamento opera em temperaturas de 0°C a +50°C e pode ser armazenado de -20°C a +70°C. Sob condições normais de uso, o instrumento não requer recalibração, mas uma calibração de um ponto é necessária ao trocar sensores ou cabos, sendo recomendada a recalibração anual para sistemas ISO (WEIDMANN, 2024).

Figura 31 - Sensor de temperatura FOTEMP OEM.



Fonte: disponível em (WEIDMANN, 2024).

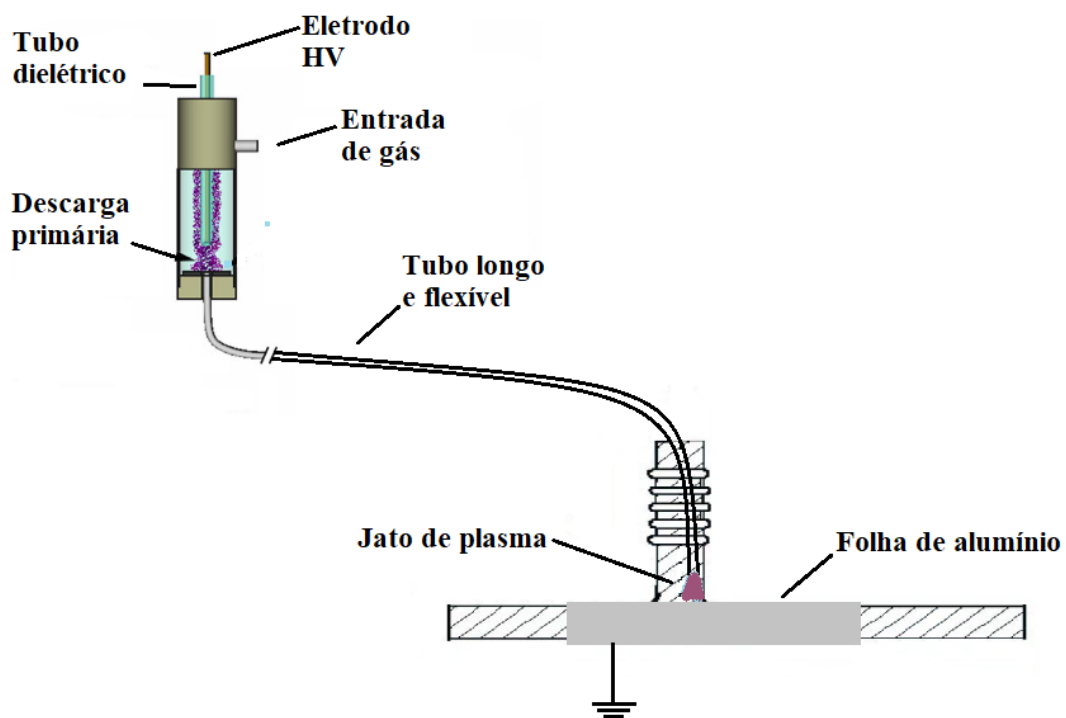
Através destes meios, dados foram coletados e serão discutidos na seção seguinte dos RESULTADOS E DISCUSSÃO.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA PARA O APPJ

A caracterização elétrica da descarga elétrica produzida pelo jato de plasma a pressão atmosférica (APPJ) foi feita para os gases de trabalho argônio e hélio, para as vazões de gás de 1,0 L/min a 3,0 L/min, a um incremento aumento de 0,5 L/min a cada medida. A fonte de tensão empregada operou a uma frequência de 60 Hz, ajustada para fornecer aproximadamente 30 kV de tensão pico a pico. **O jato de plasma produzido foi aplicado no interior do tubo de *Montgomery* de tamanho 12, visando simular a condição clínica do tubo implantado no paciente**, conforme ilustrado na Figura 32. O eletrodo aterrado consiste em uma folha de alumínio que envolve o tubo, e busca replicar as condições fisiológicas encontradas no quadro real, como a condutividade elétrica dos tecidos da garganta, buscando que os testes realizados no laboratório se aproximem das reais condições encontradas quando o tubo está implantado. Uma informação relevante é que, para todos os valores de fluxo de gás estudados, não se tem formação de plasma ao longo do tubo longo flexível, a formação do plasma acontece apenas na descarga primária do reator, e na saída deste tubo longo flexível.

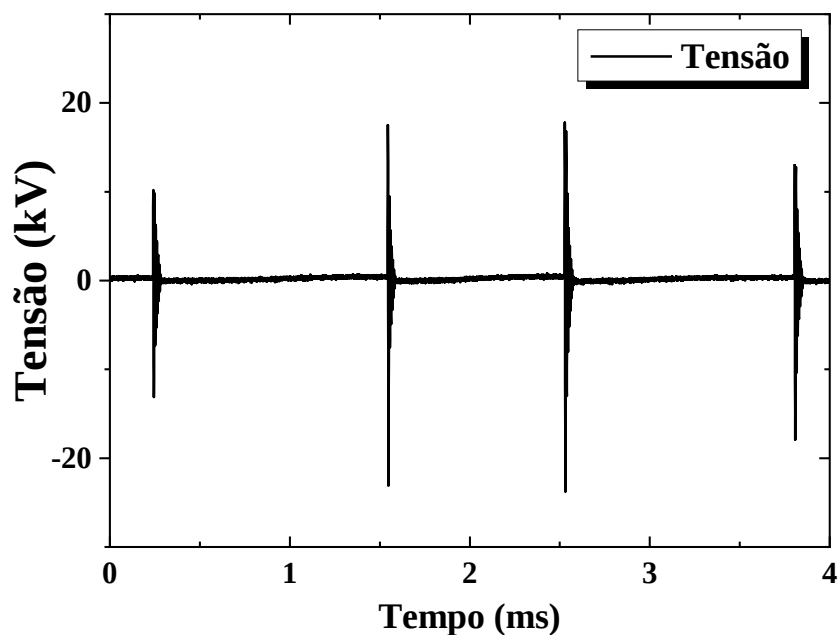
Figura 32 - Ilustração da montagem experimental do APPJ aplicado ao tubo de *Montgomery*.



Fonte: Adaptada de (DO NASCIMENTO et al., 2023).

A fonte de tensão utilizada para produzir o APPJ, tem a capacidade de produzir uma tensão elétrica com um sinal de onda apresentando até quatro pulsos, como é mostrado na Figura 33. Os quatro picos não possuem o mesmo valor de tensão, na Figura 33, observa-se que os dois picos centrais com intensidades da tensão similares, com valor de aproximadamente 20,0 kV. O pico inicial e o final possuem intensidade inferior aos centrais, com valor de aproximadamente 13,0 kV. A tensão pico a pico máxima, neste caso, pode atingir aproximadamente 20,0 kV, no entanto, para a realização das medidas experimentais, a fonte de tensão foi ajustada para gerar 2 e 3 pulsos, no intuito de reduzir valores de corrente elétrica RMS (I_{RMS}) e que estejam ajustadas de acordo com as normas para aplicação em testes em humanos.

Figura 33 - Sinal de onda para a tensão em função do tempo, com quatro pulsos.

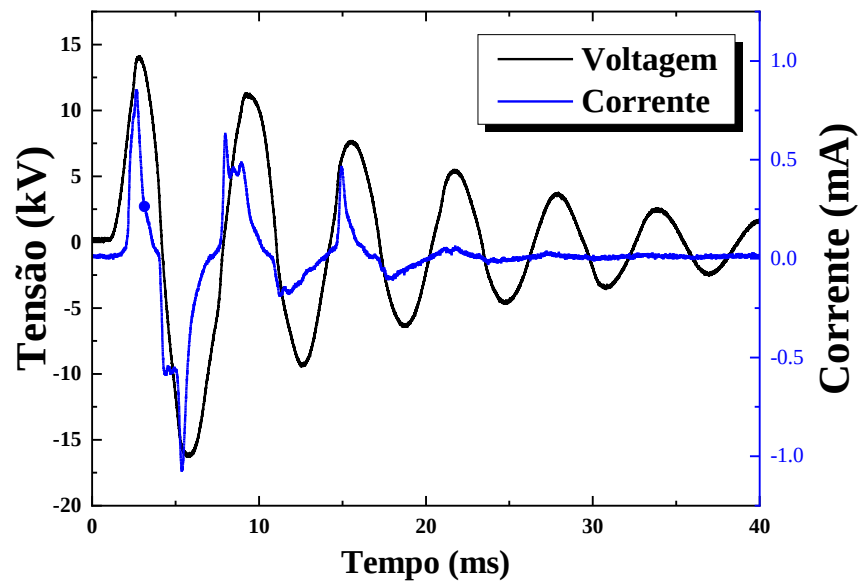


Fonte: Elaborado pelo autor.

Com a fonte de plasma apresentando dois pulsos, os detalhes dos picos são mostrados na Figura 34 para o He e Figura 35 para o Ar, onde os sinais de onda para a tensão e corrente elétrica foram medidos com uma vazão de gás de 2,0 L/min e uma frequência de 60,0 Hz. Os sinais de corrente elétrica mostrados foram obtidos conectando o tubo de *Montgomery*, revestido por uma folha de alumínio a um resistor de 100,0 Ω que se encontra ligado à terra.

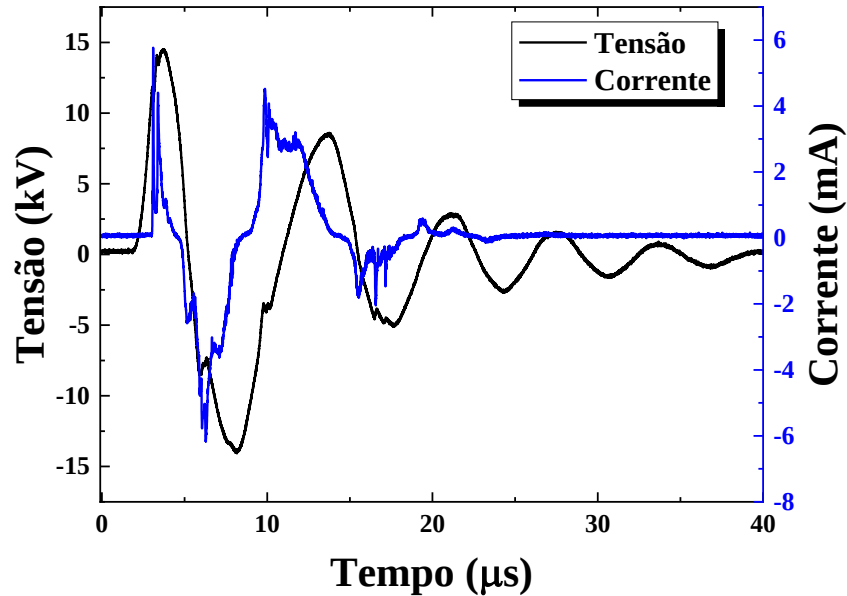
O sinal de tensão apresenta um perfil senoidal amortecido, com uma tensão de pico a pico de aproximadamente 15,0 kV. Para ambos os gases, hélio (He) (Figura 34) e argônio (Ar) (Figura 35). O sinal da corrente está deslocado do sinal de tensão em relação aos seus picos para o plasma gerado com estes dois gases. Os picos de corrente de descarga ocorrem instantes antes do pico de maior intensidade da tensão elétrica. O deslocamento entre os picos de corrente e tensão em descargas de plasma atmosférico pode ser atribuído a uma combinação de fatores, incluindo, a capacitância do sistema, onde a presença de capacitâncias parasitas, como a capacitância total do arranjo de Descarga de Barreira Dielétrica (DBD) e a capacitância da barreira dielétrica, podem influenciar significativamente a forma de onda da corrente. Processos de ruptura dielétrica e formação de streamers, pois, antes do pico de tensão, o campo elétrico atinge um limiar crítico, desencadeando uma rápida avalanche de ionização. Como é discutido por Bruggeman e et al. (2013) (BRUGGEMAN; BRANDENBURG, 2013).

Figura 34 - Tensão e corrente de descarga em função do tempo para o jato de plasma produzido com o gás He.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 35 - Tensão e corrente de descarga em função do tempo para o jato de plasma produzido com o gás Ar.



Fonte: Elaborado pelo autor.

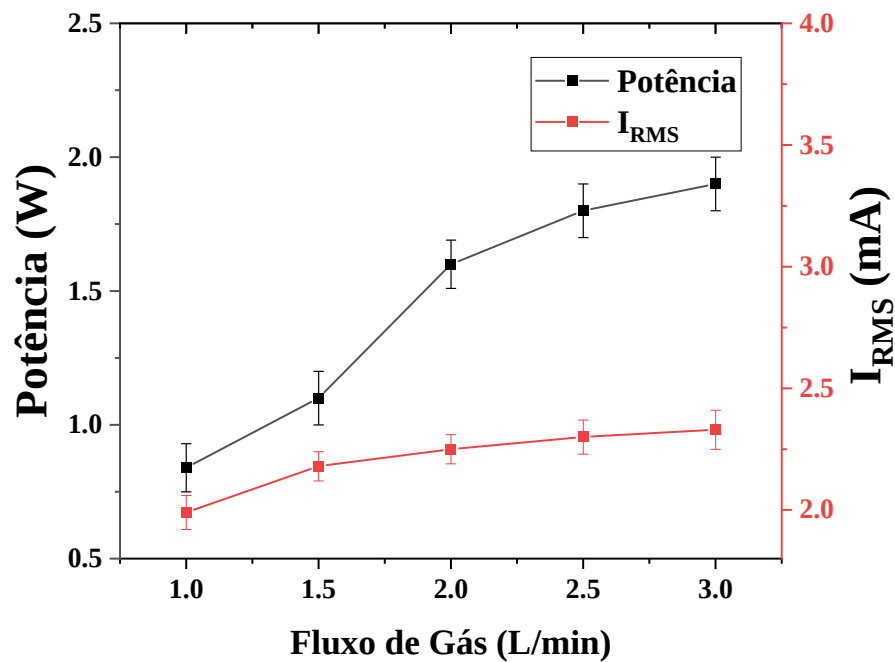
É importante ressaltar, que a medida de I_{RMS} representa o valor eficaz da corrente alternada (AC). O seu cálculo é feito tomando a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos da corrente ao longo do ciclo, como é mostrado na Equação 12:

$$I_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} [I]^2 dt} \quad (13)$$

Os dados referentes aos valores de potência elétrica e de corrente RMS para o gás de trabalho He e Ar, com a tensão ajustada para dois pulsos, é mostrado na Figura 36 e Figura 37. A Figura 36, apresenta os valores obtidos para o plasma com gás He, variando o fluxo de gás de 1,0 L/min a 3,0 L/min, variando 0,5 L/min, mantendo a extremidade de saída do jato de plasma fixa em 11,0 mm. Um resistor de 100,0 Ω foi utilizado para calcular os valores de I_{RMS} . Os valores mostrados na Figura 36, mostram que a potência do plasma produzido com gás He aumenta à medida que a vazão do gás aumenta. A corrente eficaz (I_{RMS}) também aumenta os seus valores na medida em que se aumenta o fluxo de gás, no entanto, para o maior valor de fluxo de gás, o valor de I_{RMS} se manteve abaixo de 2,5 mA. O aumento de I_{RMS} ocorre devido ao aumento do número de partículas que são ionizadas quando ocorre o aumento da tensão. O

plasma produzido com o gás He apresentou menos *streamers* do que o observado com o gás Ar, isso é visível ao compararmos os sinais elétricos de ambas as descargas, cujo, os picos com bandas estreitas revelam este fenômeno (Figura 34 e Figura 35).

Figura 36 - Valores de potência e corrente RMS obtidos através do método do resistor para o gás hélio.

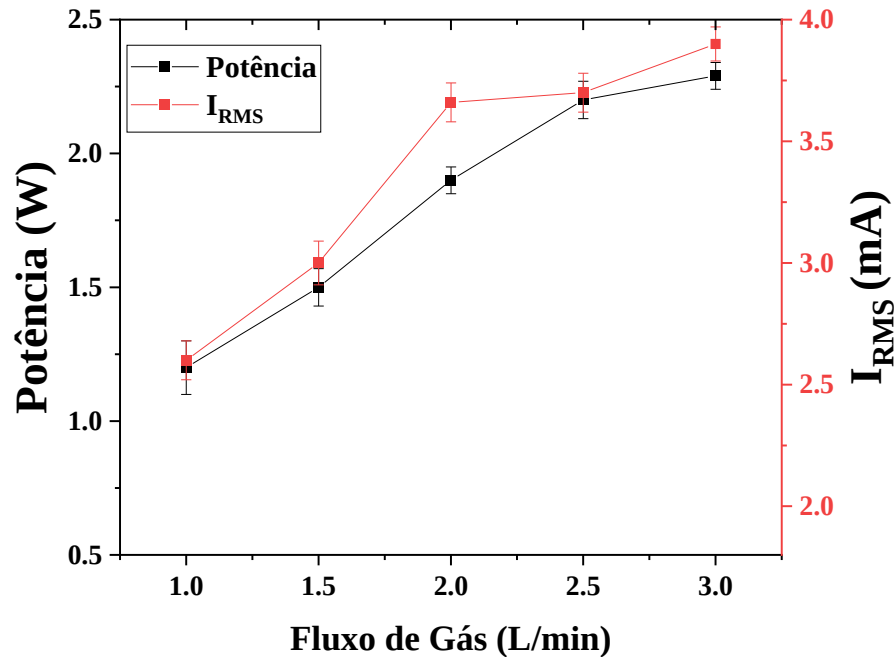


Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 37 apresenta os valores de potência de plasma e I_{RMS} obtidos com o gás de trabalho argônio. Com o incremento de fluxo de gás, os valores de potência do plasma e I_{RMS} sofrem um aumento. Estes valores são muito superiores quando comparados aos encontrados com o plasma de He, em todas as vazões de gás testadas (1,0 L/min a 3,0 L/min), assim, a I_{RMS} com o plasma de Ar superou a do He, com variações de 31% a 67%. Essa discrepância revela que o argônio possui uma descarga com maior densidade de corrente. Para as aplicações biomédicas que são pretendidas para este dispositivo de plasma, a minimização da I_{RMS} é um fator de extrema importância para garantir a segurança de quem opera o dispositivo e do paciente que receberá o plasma (Uma discussão mais completa sobre os valores de corrente PLC será abordada na seção 4.3). Portanto, a utilização do hélio, que apresentou menor I_{RMS} , é o mais adequado para dar prosseguimento as análises do jato de plasma, visando a sua aplicação

biomédica, como é discutido no trabalho de von Woedtke et al. (2022) (VON WOEDTKE; LAROUSSI; GHERARDI, 2022) e Weltmann K et al. (2009) (WELTMANN et al., 2009).

Figura 37 - Valores de potência e I_{RMS} obtidos através do método do resistor para o gás argônio.

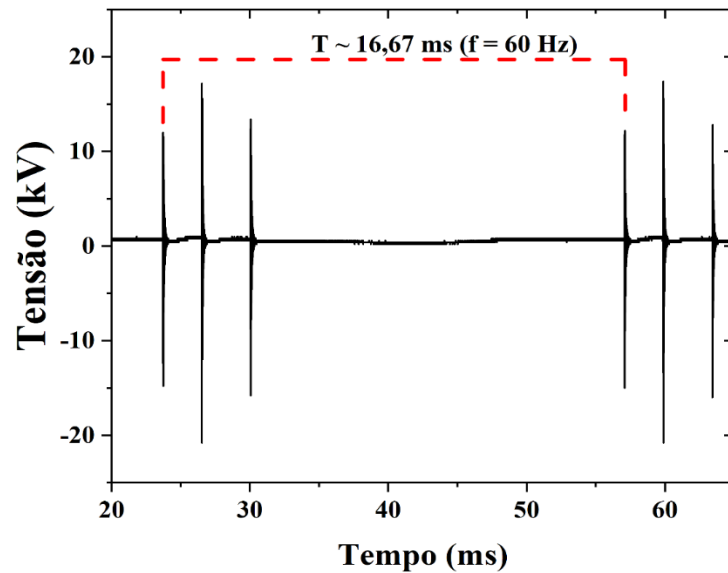


Fonte: Elaborado pelo autor.

É importante ressaltar que, as informações a respeito de corrente de plasma e a sua potência, auxiliam na utilização de determinado dispositivo de produção de plasma, uma vez que, aplicações como coagulação sanguínea, cicatrização de feridas e desinfecção, necessitam de um plasma frio com baixa potência de descarga, para que os tecidos circundantes não sofram danos (HEINLIN et al., 2011; MINKYUNG LEE et al., 2012), enquanto aplicações relacionadas a desvitalização e redução de tecidos (remoção de tumores), necessitam de potências mais altas (RAISER; ZENKER, 2006).

Utilizando a fonte HF IBRAMED, após realizar os testes iniciais, foi ajustada para apresentar pacotes de onda contendo 3 pulsos cada com oscilações de alta tensão, uma frequência de repetição de 60 Hz (16,67 ms) e uma amplitude de aproximadamente 20 kV, como é exibido na Figura 38. Este ajuste foi para que os parâmetros fossem os mesmos utilizado no trabalho de Nascimento et al. (2023) (DO NASCIMENTO; GERLING; KOSTOV, 2023), que utiliza uma fonte de tensão com parâmetros similares.

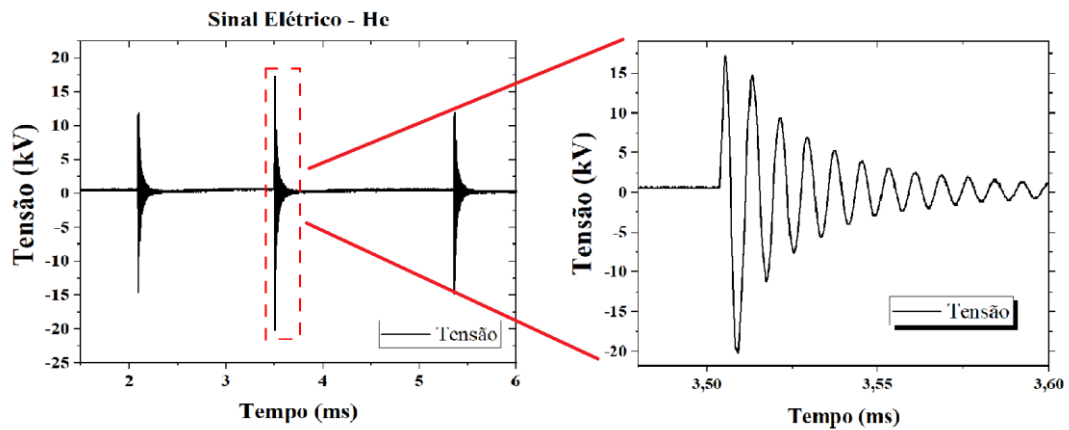
Figura 38 - Sinal de onda para a tensão em função do tempo, com um pacote de onda apresentando 3 pulsos e uma frequência de repetição de 60 Hz.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 39 apresenta o sinal de onda correspondente à tensão elétrica gerada pela fonte em condições de plasma em pressão atmosférica de hélio. A medição foi realizada com o jato de plasma aplicado no interior do Tubo T, conforme representado na Figura 32, evidenciando um sinal característico de uma senoide amortecida.

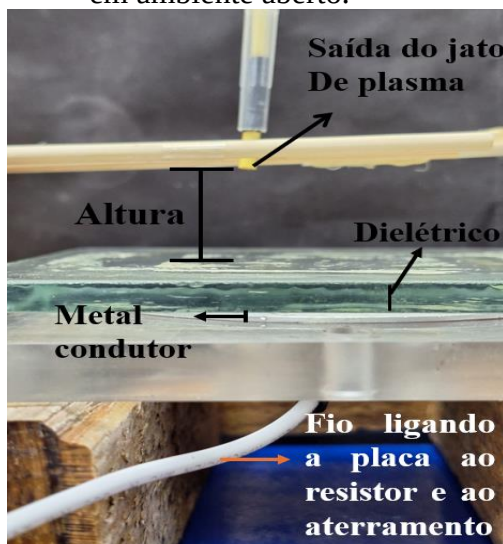
Figura 39 - Sinal elétrico da fonte de tensão com um pacote onda apresentando 3 pulsos com tensão máxima de pico a pico de 20 kV, a ampliação do pulso central mostra um sinal de tensão amortecido.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Assim, com a fonte de plasma ajustada para apresentar 3 picos, medidas elétricas foram conduzidas a fim de mensurar valores de potência dissipada no plasma e, valores de I_{RMS} . Isso foi realizado considerando duas situações: primeiramente com o jato de plasma sendo aplicado sobre um alvo metálico coberto com um dielétrico com espessura de 6,5 mm, em ambiente aberto; e após este teste, com o jato de plasma sendo aplicado dentro do tubo de *Montgomery*. Essas medidas foram feitas com o objetivo de compreender melhor o comportamento do plasma nestes ambientes. Em ambiente aberto, altura entre a saída do jato de plasma e o alvo variou de 11,0 mm à passos de 4,0 mm como é mostrado na Figura 40:

Figura 40 - Configuração para medida da potência e corrente RMS (I_{RMS}) do jato de plasma em ambiente aberto.



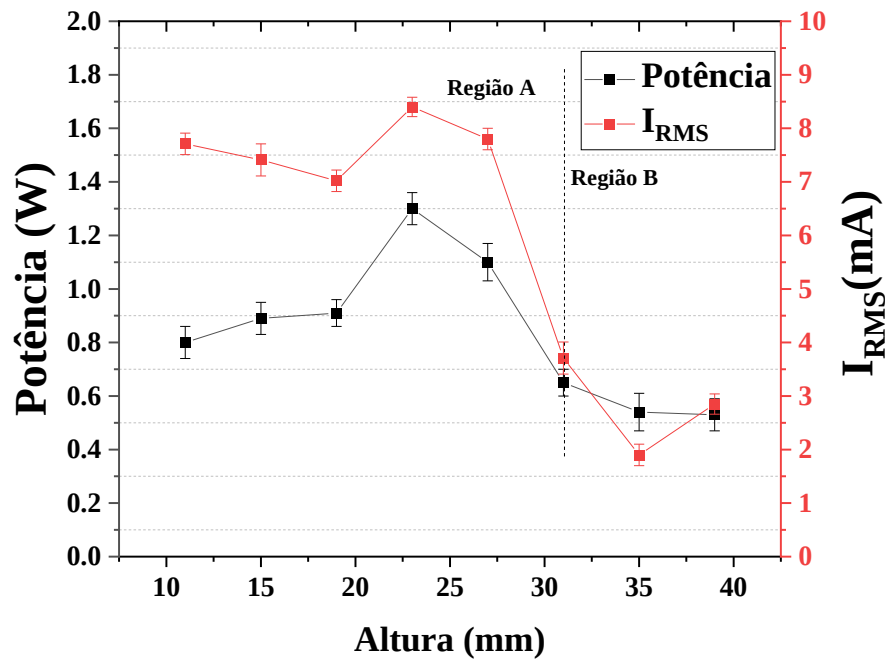
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados apresentados no gráfico da Figura 41 e Figura 42 trazem os valores obtidos de potência dissipada no plasma e I_{RMS} , variando a distância da saída do jato de plasma em relação ao alvo metálico recoberto pelo dielétrico a passos de 4,0 mm. Na Figura 41 o plasma se encontra em ambiente aberto, enquanto os valores da Figura 42 é referente ao plasma aplicado dentro do tubo de *Montgomery*. Assim, obtemos os valores que são mostrados na Figura 41, referente ao plasma produzido com o gás de trabalho He.

Nota-se que, inicialmente partindo de uma altura de 11,0 mm, o valor da potência elétrica está próximo a 1,0 W. Este valor então apresenta uma tendência de aumento, apresentando um valor maior em 23,0 cm e logo após apresentando uma queda nos valores de potência e I_{RMS} , que acontece devido ao caminho maior que o plasma encontra até atingir o alvo. Nota-se então que o gráfico pode ser dividido em duas regiões: a região A, onde o plasma se

encontra em contato com o substrato de vidro e a região B, cuja distância entre ambos é alta e a influência deste substrato é pequena. Na região A, ocorre o aumento gradual da potência dissipada e I_{RMS} devido ao acoplamento capacitivo e aos efeitos do acúmulo das cargas induzidas na superfície do substrato, contudo, a medida em que ocorre o aumento da distância entre o jato de plasma e o substrato, o plasma passa a operar no regime *free jet*, e os efeitos decorrente desse acúmulo de cargas e do acoplamento capacitivo decaem, resultando na queda dos valores de potência e I_{RMS} , como é mostrado na Figura 41.

Figura 41 - Valores obtidos para a potência dissipada no plasma de He e corrente RMS (I_{RMS}) para o plasma gerado para a configuração da Figura 40, com a fonte configurada para apresentar 3 pulsos, com uma vazão de gás de 2 L/min.

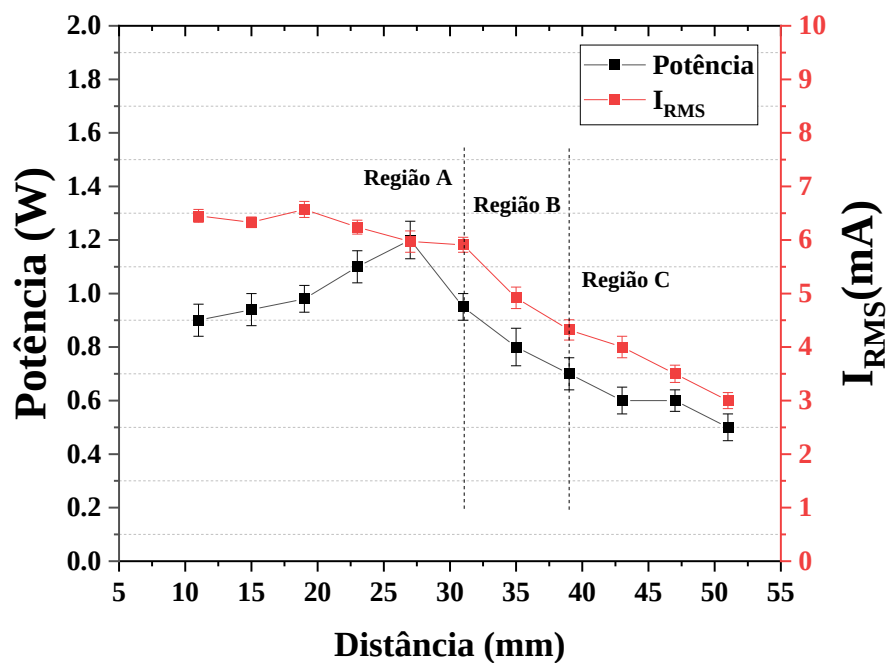


Fonte: Elaborado pelo autor.

Os valores de potência dissipada e I_{RMI} para jato de plasma aplicado internamente dentro do tubo de *Montgomery*, são mostrados na Figura 42. Nota-se três regiões distintas, uma região onde o jato de plasma não toca o substrato de vidro (região C); região onde o plasma toca levemente a superfície (região B) e a região onde o plasma toca o substrato (região A). Em A percebe-se o aumento dos valores da potência dissipada e dos valores de I_{RMS} quando o plasma está em contato com o substrato de vidro, isso acontece devido ao efeito do acoplamento capacitivo e ao aumento do acúmulo de cargas na superfície do substrato. Em B, quando o plasma está tocando levemente o substrato, o acoplamento capacitivo é menor, bem como o

efeito do acúmulo de cargas na superfície do substrato, contribuindo assim para o decaimento da potência e I_{RMS} . A região C, cujo plasma se encontra distante do substrato, opera no regime *free jet*, aqui os efeitos advindos do substrato decaem à medida em que se aumenta a distância entre ambos, levando a queda dos valores de potência e I_{RMS} .

Figura 42 - Valores obtidos para a potência dissipada no plasma de He e corrente RMS (IRMS) para o plasma gerado para a configuração da Figura 40, com a fonte configurada para apresentar 3 pulsos, com uma vazão de gás de 2 L/min.



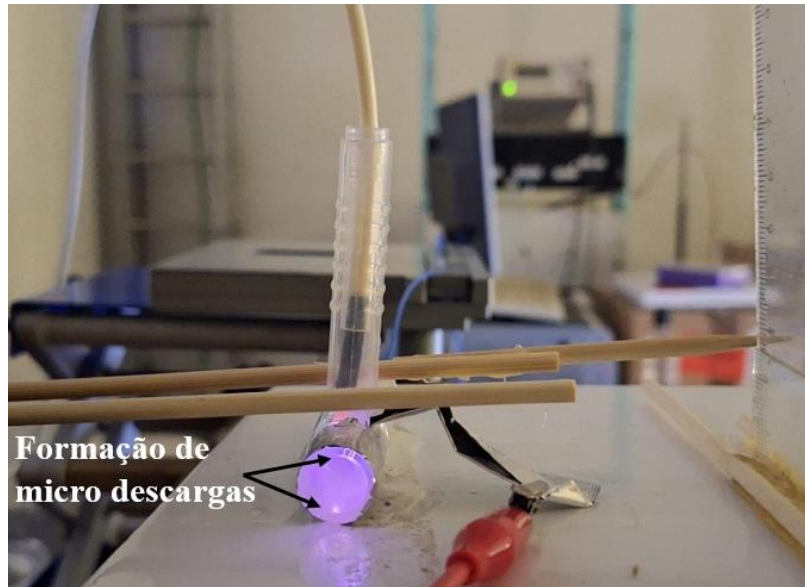
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os efeitos observados para os valores de potência, corroboram com os resultados do trabalho de Prysiazhnyi (2016), onde investigou-se as propriedades elétricas e a metodologia de medição de potência de dois tipos de jatos de argônio: o jato de único eletrodo de tira e o jato de único eletrodo de haste. Desta forma, o trabalho de Prysiazhnyi concentrou-se na dinâmica dos picos de corrente, nos métodos de determinação da potência e na precisão das medidas (PRYSIAZHNYI; RICCI; KOSTOV, 2016).

Com o jato de plasma sendo aplicado dentro do Tudo de *Montgomery*, e alterando a altura da saída do jato de plasma em relação a base interna, pôde-se observar a formação de micro descargas, em que o plasma do interior do tubo buscou a folha de alumínio que o revestia externamente, como é mostrado na Figura 43. Iniciou-se com a altura de 11,0 mm em relação

a base interna do tubo, e apresentou um aumento no valor da potência até 24,0 mm, logo após esta altura, ocorreu uma queda tanto na potência quanto na I_{RMS} , com as micro descargas desaparecendo com a altura superior a 27 mm.

Figura 43 - Jato de plasma atmosférico aplicado no interior do tubo de *Montgomery*, com a formação de microdescargas na borda em direção ao aterramento.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Este estudo permitiu conhecer mais a respeito dos parâmetros do plasma e encontrar uma distância de aplicação do plasma dentro do tubo que elimina os efeitos indesejados de microdescargas.

4.2 MONITORAMENTO DA CORRENTE ELÉTRICA EM PONTOS DIFERENTES DO CIRCUITO

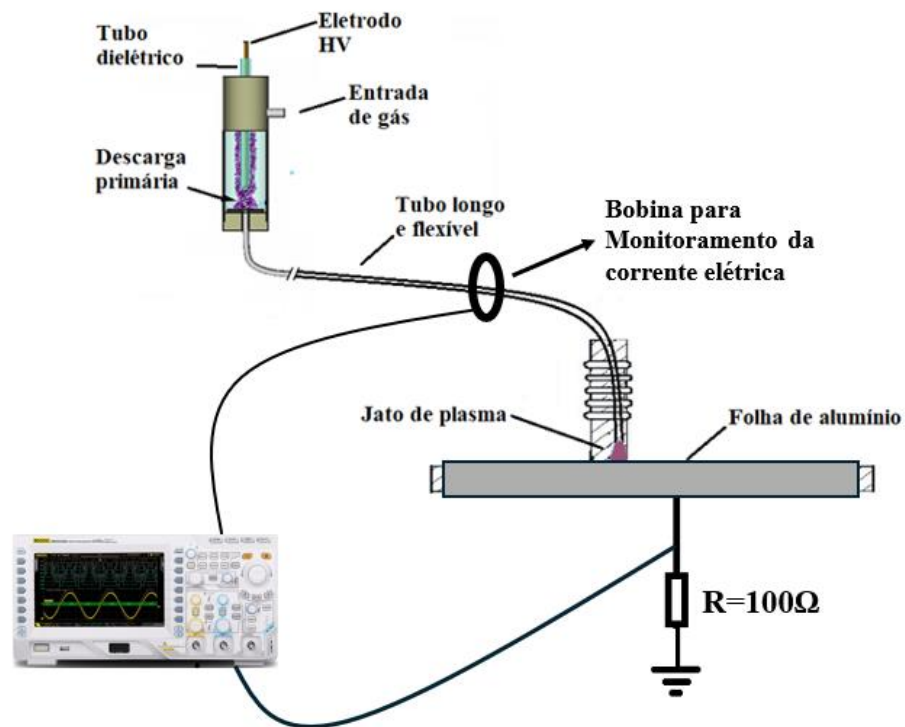
O objetivo deste experimento foi monitorar a corrente elétrica do plasma em diferentes pontos do sistema e comparar os valores obtidos para verificar a ocorrência de perdas significativas de corrente. Para isso, a corrente elétrica foi medida em dois locais distintos como é mostrado na Figura 44:

- **Ponto 1:** Utilizando um monitor de corrente de banda larga PEARSON ELECTRONICS, INC., MODEL 8600 (10,0 V/A), posicionado na sonda do jato de plasma, antes do ponto de inserção no tubo de *Montgomery*.

- **Ponto 2:** Utilizando um resistor de baixa indutância de $100,0\ \Omega$, após a seção onde o plasma foi aplicado no tubo (conforme Figura 44).

A análise foi realizada mantendo a extremidade de saída do jato de plasma fixa a uma altura de 11,0 mm e variando o fluxo de gás de 1,0 L/min a 3,0 L/min, com incrementos de 0,5 L/min. A comparação dos valores de corrente obtidos nos dois pontos permitirá determinar se há perdas significativas de corrente elétrica ao longo do sistema, sob as condições experimentais estabelecidas.

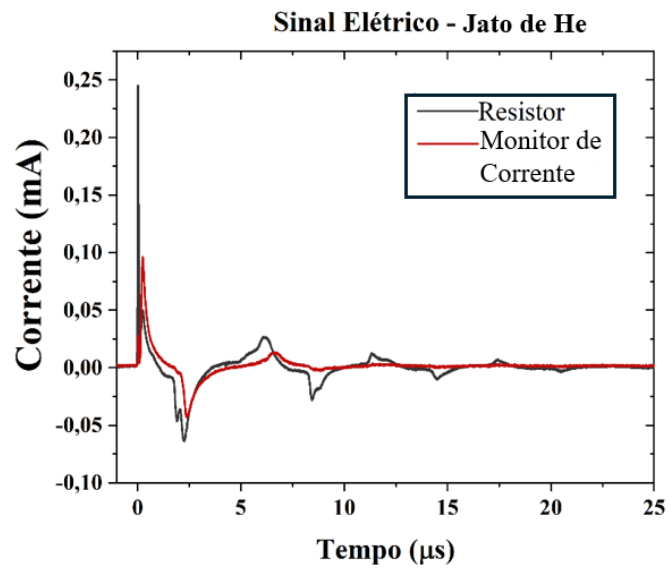
Figura 44 - Montagem experimental com o posicionamento da bobina sobre a sonda para monitoramento da corrente.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a obtenção dos dados, os valores da corrente elétrica medidos pelo monitor de corrente elétrica foram comparados aos valores obtidos por meio do resistor, eles são mostrados na Figura 45. Os resultados indicam que as formas de onda da corrente elétrica não apresentam uma variação significativa. A única diferença observada entre ambos decorre da sensibilidade do sistema de aquisição de dados, sendo que o sinal coletado por meio do resistor apresenta maior nível de detalhes, cujo a análise do gráfico pode fornecer mais informações acerca do plasma.

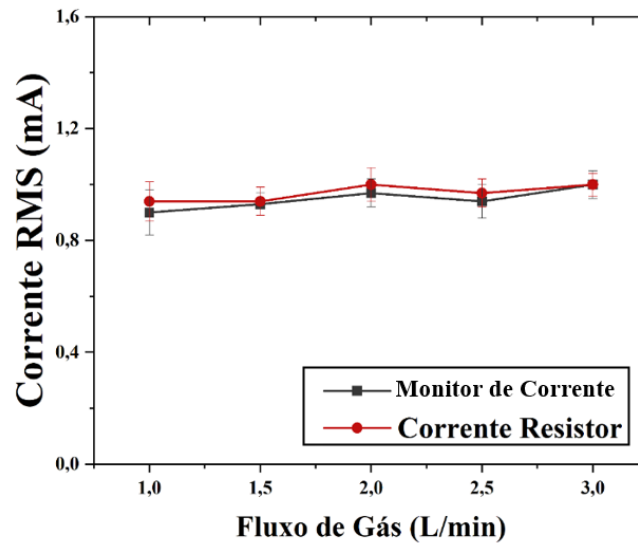
Figura 45 - Sinal da corrente elétrica obtida para medidas realizadas com o resistor e com o monitor de corrente *Rogowski*.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os valores obtidos para I_{RMS} são apresentados na Figura 46. Os dados obtidos através do monitor de corrente e do resistor, variando o fluxo do gás de trabalho, apresentam valores muito próximos, indicando a ausência de perda na intensidade da I_{RMS} após a sua aplicação no interior do tubo de *Montgomery*. Este resultado sugere que a corrente elétrica se mantém estável ao longo do sistema, independente das variações do fluxo do gás, o que pode indicar uma eficiência na transmissão da corrente sem atenuações significativas.

Figura 46 - Valores de corrente elétrica RMS obtidas para o jato de plasma produzido utilizando o Gás de trabalho Hélio, variando o fluxo de gás.

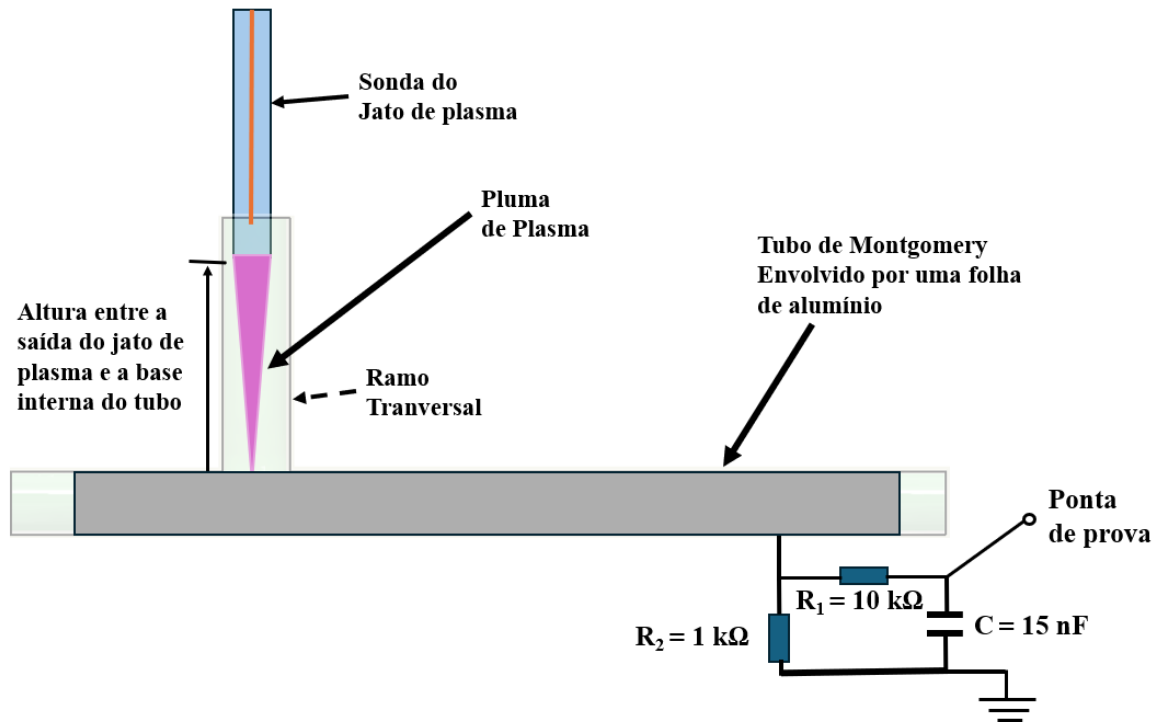


Fonte: Elaborado pelo autor

4.3 RESULTADOS PARA CORRENTE PLC

Utilizando como gás de trabalho o argônio (Ar) e hélio (He), foram realizadas medidas de corrente PLC para o jato de plasma. Para tanto, os valores de corrente PLC no interior do tubo de *Montgomery*, foram coletados variando o fluxo de gás e a distância entre a saída do jato de plasma e a base interna do tubo. O Jato de plasma foi posicionado na entrada transversal do tubo. O tubo de *Montgomery* encontra-se revestido por uma folha de alumínio conectada ao sistema *Human Box*, de acordo com a Figura 47. Em conformidade com as normas de segurança, o valor de corrente PLC não pode exceder 100,0 μ A em modo AC, para que a segurança do paciente e do operador estejam garantidas durante a operação do equipamento. Os valores obtidos são mostrados na Figura 48.

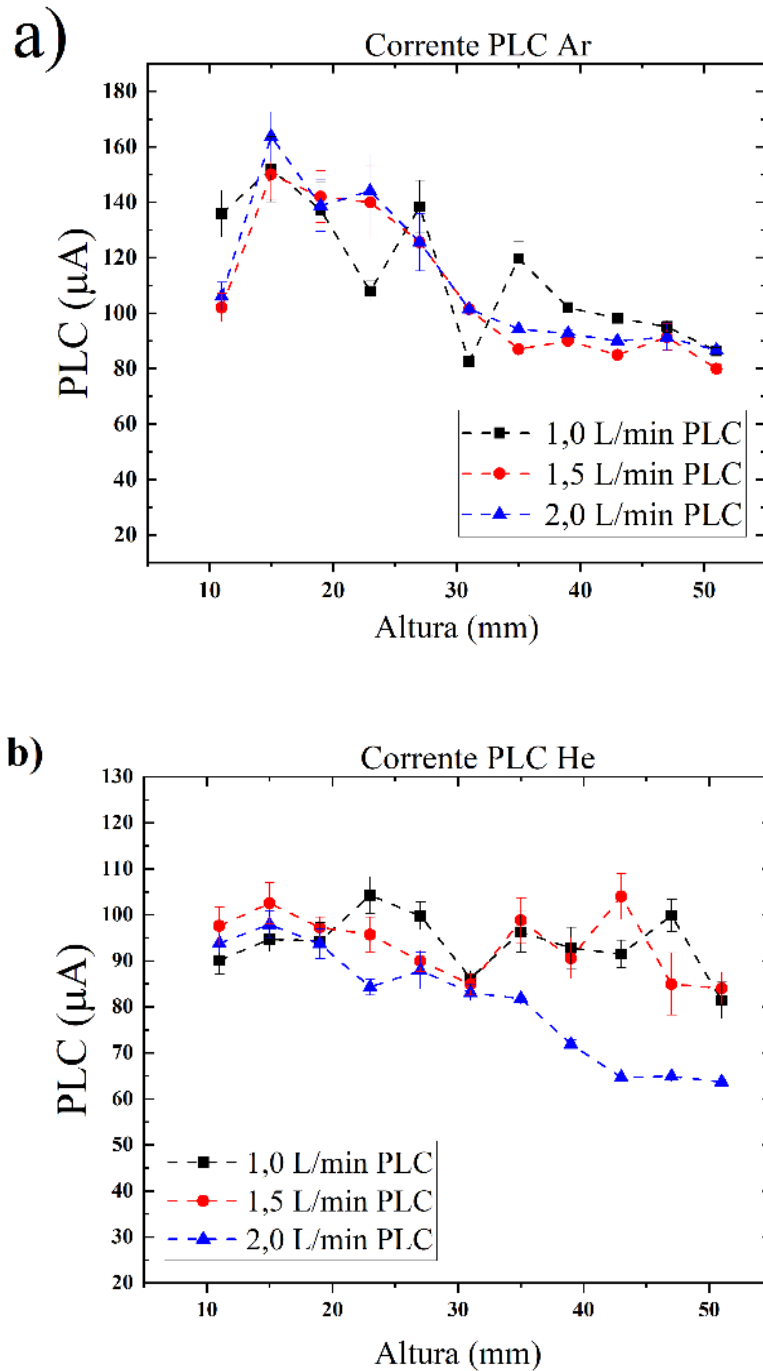
Figura 47 - Configuração construída para a medida da corrente PLC, onde o sistema *Human Box* está ligado no tubo de *Montgomery*.



Fonte: Elaborado pelo autor

Inicialmente, os valores da corrente de fuga para terra (PLC) excederam $100,0\text{ }\mu\text{A}$ quando o jato de plasma foi posicionado próximo à base interna do tubo-T. Entretanto, observou-se uma diminuição nos valores de PLC à medida que a distância entre o jato e a base aumentou. Ao utilizar argônio (Ar) como gás de trabalho (Figura 48-a), os valores de PLC permaneceram abaixo dos parâmetros de segurança estabelecidos a partir de uma altura de 35 mm, tanto para uma vazão de gás de 1,5 L/min quanto para 2,0 L/min. O plasma gerado com hélio (He) (Figura 48-b) apresentou valores de PLC significativamente inferiores aos obtidos com argônio, mantendo-se abaixo de $100\text{ }\mu\text{A}$. Um aspecto relevante e esperado foi a redução dos valores de PLC com o aumento da distância entre a saída do jato de plasma e a base interna do tubo-T. Os baixos valores de PLC obtidos com o gás hélio, corroborando com os valores de corrente PLC seguros mencionados Timmermann et al. (2021) (TIMMERMANN et al., 2021), que é de $100\text{ }\mu\text{A}$ para dispositivos AC, e atendendo padrão alemão estabelecido pelo DIN SPEC 91315:2014-06, que se baseia em parte no DIN EM 60601-1 e se relaciona à norma de segurança IEC 60601-1.

Figura 48 - Valores de Corrente PLC para o jato de plasma, obtidas utilizando um sistema *Human Box*, variando o fluxo de gás de 1,0 L/min à 2,0 L/min a uma taxa de 0,5 L/min, a distância entre a saída do jato de plasma e a base interna do tubo T (altura) foi alterada. (a) Gás utilizado Ar, (b) He.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O DINSPEC se refere a limites de segurança para fontes de plasma utilizadas em aplicações médicas, estabelecendo parâmetros para avaliar a sua eficácia biológica (“DIN SPEC

91315:2014-06, Allgemeine Anforderungen an medizinische Plasmaquellen”, 2014; MANN et al., 2016). Isto demonstra que o equipamento de jato de plasma pode ser utilizado com segurança operacional, para aplicação no interior do tubo de *Montgomery*, podendo ser utilizado também para estudos *in vivo*.

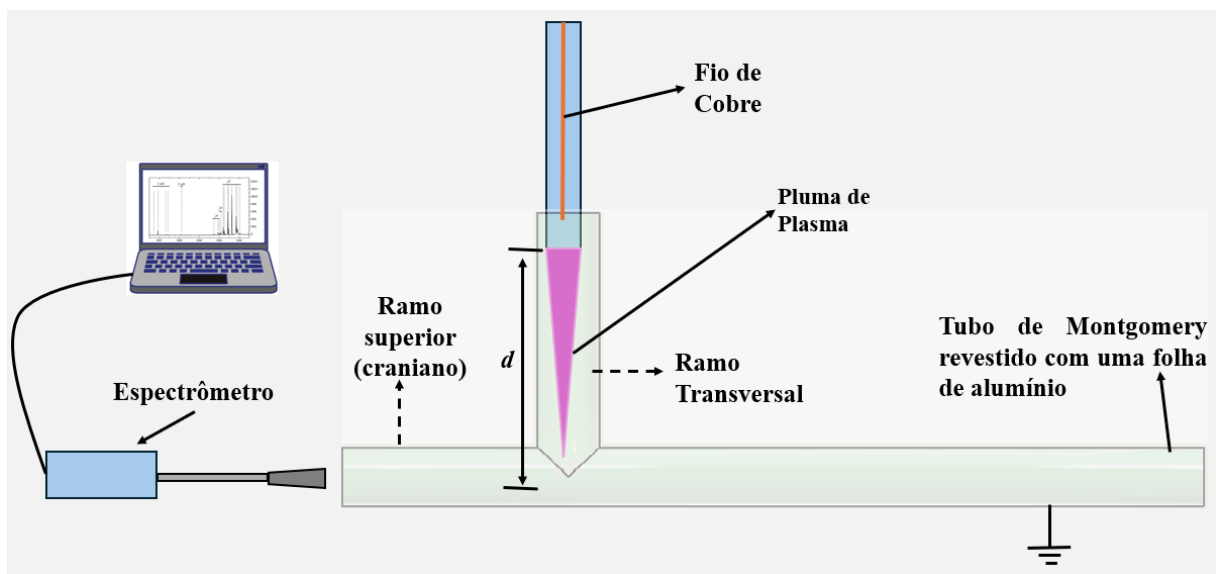
4.4 ESPECTROSCOPIA DE EMISSÃO ÓPTICA

Foram realizadas análises de espectroscopia de emissão óptica (OES) com o jato de plasma aplicado no interior do tubo-T de *Montgomery*, com o objetivo de identificar as espécies geradas pelo plasma. Esta etapa do trabalho foi conduzida em colaboração com a pesquisadora do nível de doutorado, Ana Carla de Paula Leite, no contexto de sua pesquisa intitulada "Estudo de temperaturas rotacional e vibracional das espécies excitadas produzidas por jatos de plasma frio em pressão atmosférica para aplicações biomédicas".

O tubo traqueal foi revestido na sua parte externa por uma folha de papel alumínio, polarizada no potencial de referência (aterrado). O jato de plasma transferido foi então aplicado ao ramo transversal, enquanto, a fibra óptica foi posicionada em uma das saídas frontais do Tubo T de *Montgomery* como mostrado na Figura 49

Figura 49.

Figura 49 - Montagem experimental para aquisição dos espectros.



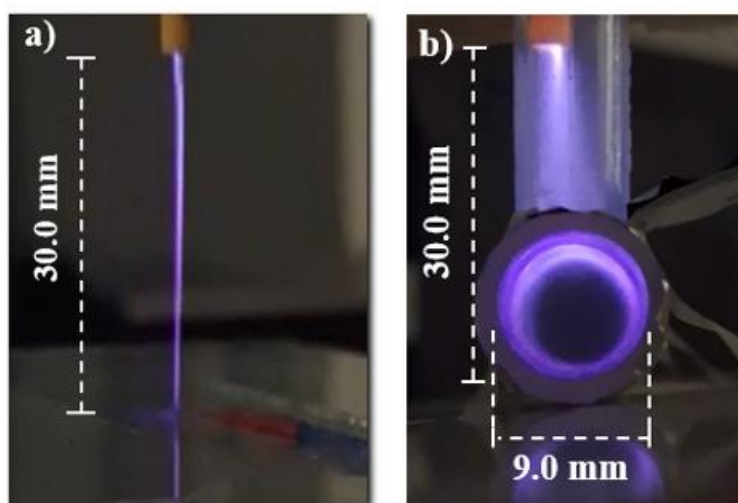
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os RONS produzidos pelo APPJs recebem o nome de RONS e são encontrados no ambiente atmosférico aberto. A identificação das espécies produzidas pelo jato de plasma é um fator importante para entender os seus efeitos biológicos, uma vez que os RONS possuem uma propriedade interessante de inativação de patógenos devido ao seu grau de oxidação. Vale ressaltar, que pode ocorrer a degradação do tubo de *Montgomery* devido á exposição contínua ao plasma, ao longo de longos períodos, e a presença dos RONS, como sugere Juárez-Moreno et al. (2017) (JUÁREZ-MORENO et al., 2017), contudo, os danos nas ligações químicas do PDMS (material do tubo) não é um processo instantâneo, depende do tempo de exposição ao plasma e das condições do tratamento.

4.5 ESPECTROSCOPIA ÓPTICA PARA O JATO DE PLASMA DE GÁS ARGÔNIO

Para a aquisição dos espectros, os parâmetros utilizados foram: uma tensão de entrada de 30 kV pico a pico com uma frequência de 60 Hz. O fluxo de gás de trabalho variou de 1,0 L/min a 3,0 L/min a um incremento de 0,5 L/min, enquanto os tubos T utilizados foram os de tamanho 8, 10, 12 e 14. A fibra óptica foi mantida a uma distância de 6,85 cm em relação ao ponto onde foi aplicado o APPJ. A Figura 50 mostra foto com a pluma de plasma (a) sendo produzida no ar ambiente, fora do Tubo T, enquanto em (b) mostra o APPJ sendo aplicado no interior deste tubo T.

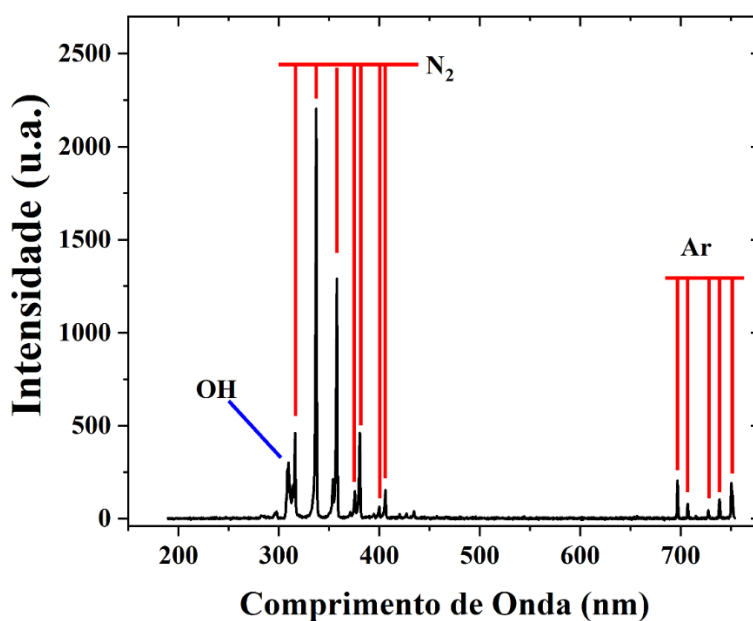
Figura 50 - Pluma do jato de plasma para o gás de trabalho Ar (a) externo ao tubo T de *Montgomery*, (b) aplicado a região interna do tubo T de *Montgomery* pela saída transversal.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O espectro obtido para o APPJ aplicado na região interna do tubo T de *Montgomery* de tamanho 12 é mostrado na Figura 51. Uma análise espectroscópica com todos os espectros obtidos variando o fluxo de gás, pode ser encontrado no trabalho de Almeida (ALMEIDA, 2023), que foi realizado juntamente com este trabalho. Na Figura 51 é mostrado as emissões dos picos característicos das moléculas diatômicas de OH e N₂, além das emissões referentes ao átomo de Ar. As emissões moleculares de N₂ são mais intensas do que as de Ar, devido ao fato da maior parte da energia armazenada no plasma de Ar dentro do reator ser transferida para as moléculas de nitrogênio em ambiente externo ao reator (AGUERA, 2013).

Figura 51 - Espectros obtidos com o APPJ aplicado na região interna do tubo T de *Montgomery* de tamanho 12 utilizando o Ar como gás de trabalho. Vazão de gás de 2,0 L/min.

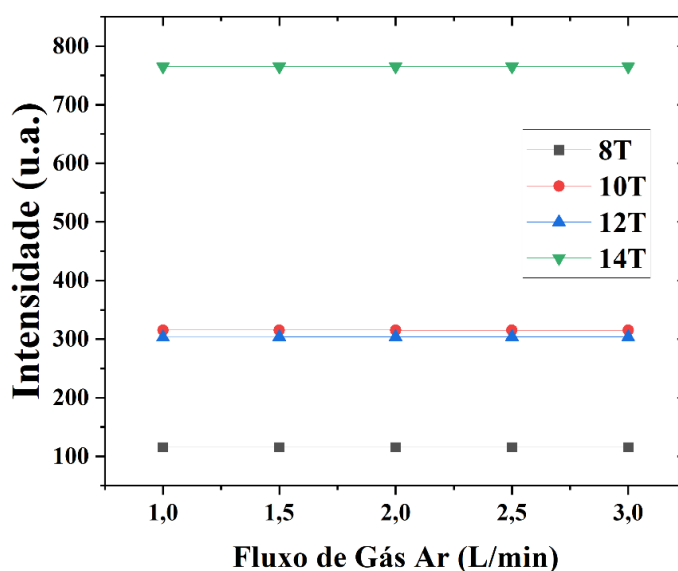


Fonte: Elaborado pelo autor.

Assim, uma análise sobre a intensidade de emissão da molécula de OH foi realizada. A Figura 52 a intensidade de emissão da molécula de OH, para diferentes tamanhos do Tubo de *Montgomery* (tamanhos 8, 10, 12 e 14), e variando o fluxo de gás de 1,0 L/min até 3,0 L/min a um incremento de 0,5 L/min. Utilizando o jato de plasma de Ar, as intensidades de emissões se mantiveram constantes a medida em que se alterou o fluxo de gás, a intensidade se alterou quando o tamanho do tubo foi mudado, assim, para esta situação, o fator principal em que decorre a mudança na intensidade é a alteração do tamanho do tubo em que o jato de plasma é

aplicado, tendo o tubo T 8 apresentando uma menor intensidade, enquanto a maior intensidade veio para o tubo T 14. Isso ocorre principalmente pela maior interação da energia armazenada no plasma de argônio com as moléculas presentes no ar, resultando na produção de radicais de OH, devido ao volume interno maior dos tubos com tamanhos maiores e aos efeitos de *sputtering* do material do tubo, liberando hidrogênio para a fase gasosa deve ser considerado. Esta origem do hidrogênio na fase gasosa, está relacionado a umidade do ar, como é mostrado no trabalho de Gaens (2013) (GAENS; BOGAERTS, 2013).

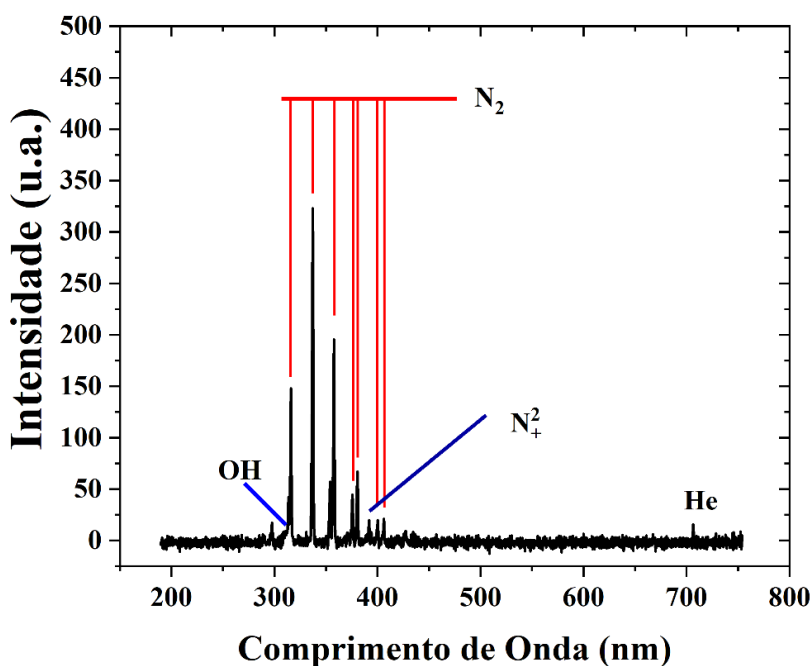
Figura 52 - Intensidade de emissão da molécula de OH para o plasma de Ar variando à medida que se altera o fluxo de gás, para tubos T com tamanhos 8 T, 10 T, 12 T e 14 T.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 53 mostra o espectro obtido com o jato de plasma de He para uma vazão de gás de 2,0 L/min para o tamanho de tubo de 12 mm (T 12). As espécies OH, N₂, N₂⁺ e as moléculas de He se mostram presentes. A intensidade de emissão para o OH e o He diminuíram quando comparada com as intensidades de emissão para o plasma de gás Ar. A ocorrência dos picos de N₂ e N₂⁺ são resultado da interação do plasma com as moléculas de ar do ambiente, desta forma, a ionização destas moléculas torna o plasma mais reativo, fazendo com que seja mais suscetível a tratamento de materiais e empregado ao combate de fungos e bactérias.

Figura 53 - Espectros obtidos com o APPJ aplicado na região interna do tubo T de *Montgomery* de tamanho 12 utilizando o He como gás de trabalho. Vazão de gás de 2,0 L/min.



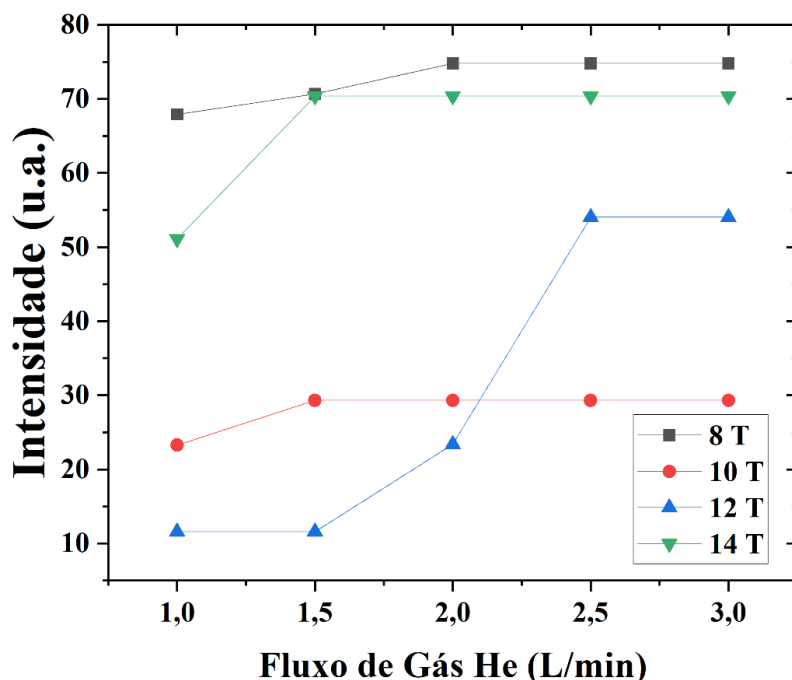
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para uma melhor análise sobre a intensidade de emissão dessas espécies reativas, foram tomadas as emissões de OH, que é um importante agente de inativação de microorganismos, e as emissões de nitrogênio, que também auxiliam na morte microbiana (SOUZA, 2012). Desta forma, utilizando tubos T com diferentes tamanhos, foi alterado o fluxo de gás variando de 1,0 L/min até 3,0 L/min a um incremento de 0,5 L/min. Na Figura 54, temos a ilustração das intensidades de emissão das espécies oxidantes do grupo hidroxila OH, onde, diferente das emissões para o plasma de Ar, as maiores intensidades de emissão para o plasma de He, aconteceu para o tubo T 08, seguido do tubo T 14, mantendo uma evolução mais linear. O tamanho T 10 apresenta um leve aumento de intensidade, devido ao aumento do fluxo de gás para 1,0 L/min, contudo, ele torna-se estável a partir deste valor. O tamanho T 12 apresentou aumento na intensidade de emissão a partir de um fluxo de 2,0 L/min.

Embora tanto o Ar quanto o He sejam gases nobres praticamente inertes, quando estão em condições extremas (sujeitos a altas temperaturas e pressão, ou exposto a alta tensão),

as reações químicas mencionadas acima tornam, -se possíveis. É importante mencionar que, a natureza inerte de ambos o torna adequados para a finalidade que este trabalho se baseia. Contudo, como o He possui um raio atômico menor e uma configuração eletrônica mais simples, ele possui taxas de reações menores em comparação com o argônio (SOUZA, 2012). As diferenças de intensidade para as espécies produzidas entre o plasma de He e Ar corroboram com a afirmação mencionada anteriormente.

Figura 54 - Intensidade de emissão da molécula de OH para o plasma de He em função do fluxo de gás, para tubos T com tamanhos 8 T, 10 T, 12 T e 14 T.



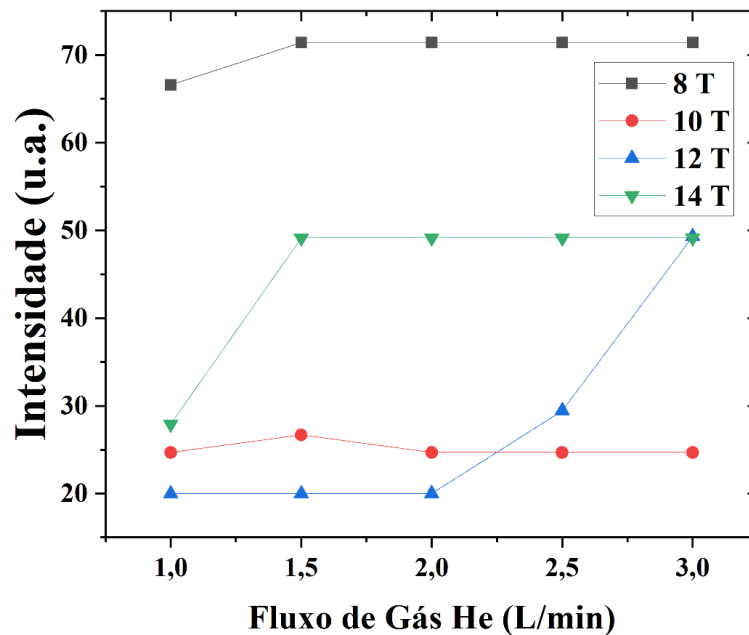
Fonte: Elaborado pelo autor.

Com o plasma de He, surgiram emissões originada das bandas positivas do sistema N_2 e das primeiras bandas negativas do sistema ($N_2^+, B \rightarrow X$), constatando a existência de íons moleculares de nitrogênio excitado. A Figura 55 traz a intensidade de emissão de N_2^+ com o jato de plasma He, para diferentes tamanhos do tubo T e alterando o fluxo de gás de 1,0 L/min até 3,0 L/min, a uma taxa de 0,5 L/min.

A maior intensidade ocorreu para o tubo T 08, seguido pelo tubo T 14, para o tamanho T 10 estes valores se mantiveram relativamente constantes a medida em que variou o

fluxo de gás. O tubo T 12 apresentou elevação nos valores emissão de N_2^+ a partir do fluxo de 2,5 L/min.

Figura 55 - Intensidade de emissão da molécula de N_2^+ para o plasma de He quando se altera o fluxo de gás, para tubos T com tamanhos 8 T, 10 T, 12 T e 14 T.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A maior intensidade de emissão da molécula de N_2^+ para o tubo menor, ocorre pela interação maior entre o plasma e a parede do tubo. Que pode levar a geração de elétrons secundários e espécies presentes nesta parede, influenciando na intensidade de emissões de N_2^+ , e pelo maior confinamento do plasma, devido ao menor diâmetro do tubo, gerando um aumento na densidade de elétrons nesta região, aumentando a ionização e excitação do N_2 .

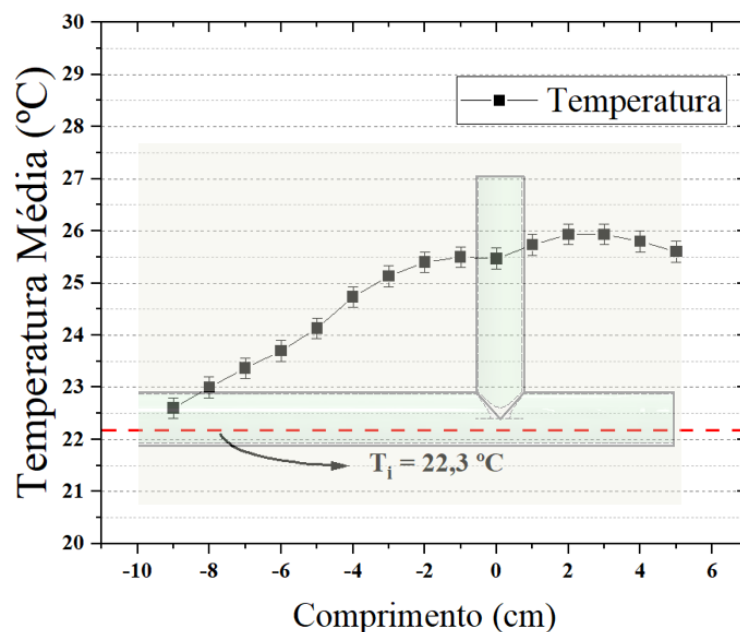
4.6 TEMPERATURA INTERNA DO JATO DE PLASMA DENTRO DO TUBO DE MONTGOMERY DE TAMANHO 12

Utilizando o sensor FOTEMP-OEM, a temperatura do jato de plasma de He foi medida dentro do tubo de *Montgomery*, os detalhes técnicos são discutidos na seção 3.5. Assim, os resultados obtidos para as medidas de temperatura são mostrados na Figura 56 e Figura 57. Inicialmente as temperaturas são medidas iniciando pelo ramo inferior caudal, o jato de plasma é colocado

no ramo transversal, a uma distância de 11,0 mm. O sensor se move ao passo de 1,0 cm a cada 3 min, para que se possa entrar em equilíbrio. Quando o sensor atingiu a posição do ramo transversal, então, o deslocamento ocorreu variando a altura, mantendo o sensor fixo na base do tubo interna e fazendo o deslocamento do jato de plasma, saindo de uma altura de 11,0 mm e variando a cada 4,0 mm passados 3 minutos. Os resultados mostram um aumento da temperatura a medida em que o sensor se aproxima do ramo transversal, onde se encontra o jato de plasma. É importante ressaltar, que a temperatura ambiente, influencia nos valores medidos da temperatura do plasma. As medidas de temperatura foram conduzidas no tubo de *Montgomery* de tamanho 12, pois este é o tamanho mais utilizado, conforme foi discutido anteriormente.

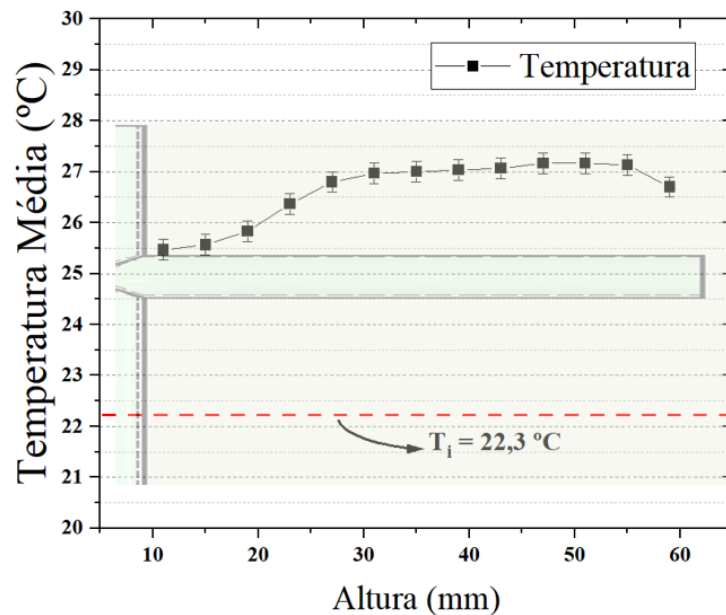
A temperatura média ambiente ao iniciar a medida foi estimada em 22,3 °C, ambas as temperaturas, tanto para o comprimento quanto para a altura, apresentaram valores abaixo de 30,0 °C, um valor bem abaixo do limite de segurança (42,0 °C) para evitar danos a tecidos vivos, estabelecido por normas como a ISO 10993-1. Isso é um bom indicativo de que plasma produzido pela fonte, pode ser empregado para aplicações biomédicas.

Figura 56 - Temperatura média do jato de plasma aplicado no interior do Tubo T de tamanho 12, medido horizontalmente, operando com o plasma de gás He.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 57 - Temperatura média do jato de plasma aplicado no interior do Tubo T de tamanho 12, medido pelo ramo transversal, operando com o plasma de gás He.



Fonte: Elaborado pelo autor.

As medidas da temperatura do plasma de He, confinado dentro do tubo de *Montgomery*, apresentou valores menores nas suas extremidades longitudinais, estes valores aumentam quando o sensor se aproxima da região central, onde se encontra a saída do jato de plasma. O valor baixo de temperatura nas extremidades é consequência de uma combinação de: dissipação térmica, pois o plasma transfere energia térmica ao ambiente circundante; interação com o gás ambiente, nestas regiões mais distantes, a interação do plasma com o gás ambiente é mais intensa, e condução térmica, pois o tubo, também se comporta como um condutor térmico, retirando calor no plasma e dissipando para o ambiente, e quanto mais distante do ponto de aplicação, mais calor se dissipa nas suas paredes (DO NASCIMENTO; GERLING; KOSTOV, 2023; WINTER et al., 2018b).

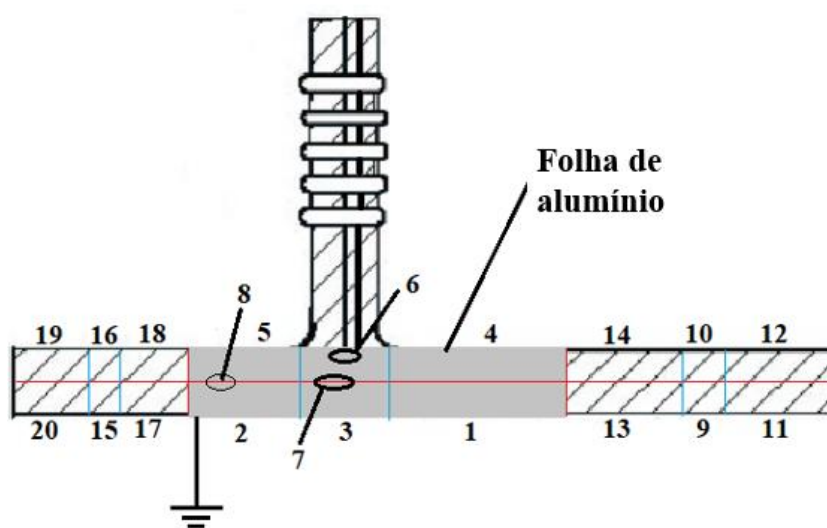
Os resultados que foram mostrados da distribuição da temperatura do jato de plasma de hélio em pressão atmosférica no interior do tubo de *Montgomery*, é um resultado inédito e representa uma contribuição científica significativa. A caracterização detalhada deste perfil térmico permite melhor compreensão dos efeitos do plasma sobre o implante traqueal, fornecendo dados cruciais para o desenvolvimento de protocolos de tratamento otimizados.

4.7 ANÁLISE DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE UTILIZANDO APPJ

As análises da superfície interna do tubo traqueal tipo *Montgomery* foi realizada por meio da Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier. Para isso, foi utilizado um tubo traqueal em T com diâmetro interno de 12,0 mm que passou por um processo de limpeza e secagem, que consistiu em colocar as amostras em um aparelho de ultrassom, utilizando água destilada e detergente por 10 minutos. Para remover impurezas orgânicas da superfície do tubo, utilizou-se álcool isopropílico (99,7% de pureza) por 20 minutos, em banho ultrassônico. A remoção de contaminantes residuais nas amostras devido ao detergente, foi realizada através de outro banho ultrassônico utilizando água destilada por mais 20 minutos, e após estas etapas, a amostra foi colocada para secar em um ambiente controlado à temperatura ambiente.

Os espectros foram obtidos no tubo antes de ser exposto ao plasma e após o tratamento. O APPJ com o gás de trabalho Hélio, estava posicionado a uma distância de 7,0 mm da saída do jato até a superfície interna de acordo com o esquema da Figura 32. As medidas foram realizadas em pontos distintos para verificar se o tratamento a plasma promoveu mudanças em diferentes regiões da superfície interna. Essas diferentes regiões são mostradas na Figura 58.

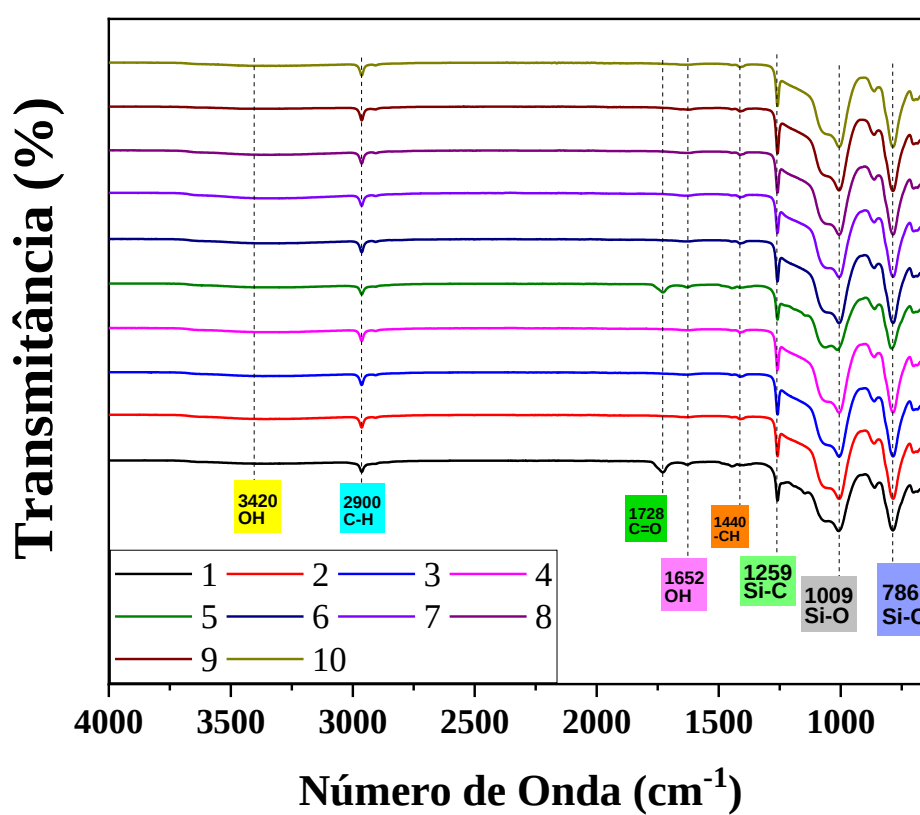
Figura 58 - Tubo traqueal tipo *Montgomery* com os pontos da região interna onde foram medidos os espectros de FTIR.



Fonte: Elaborado pelo autor.

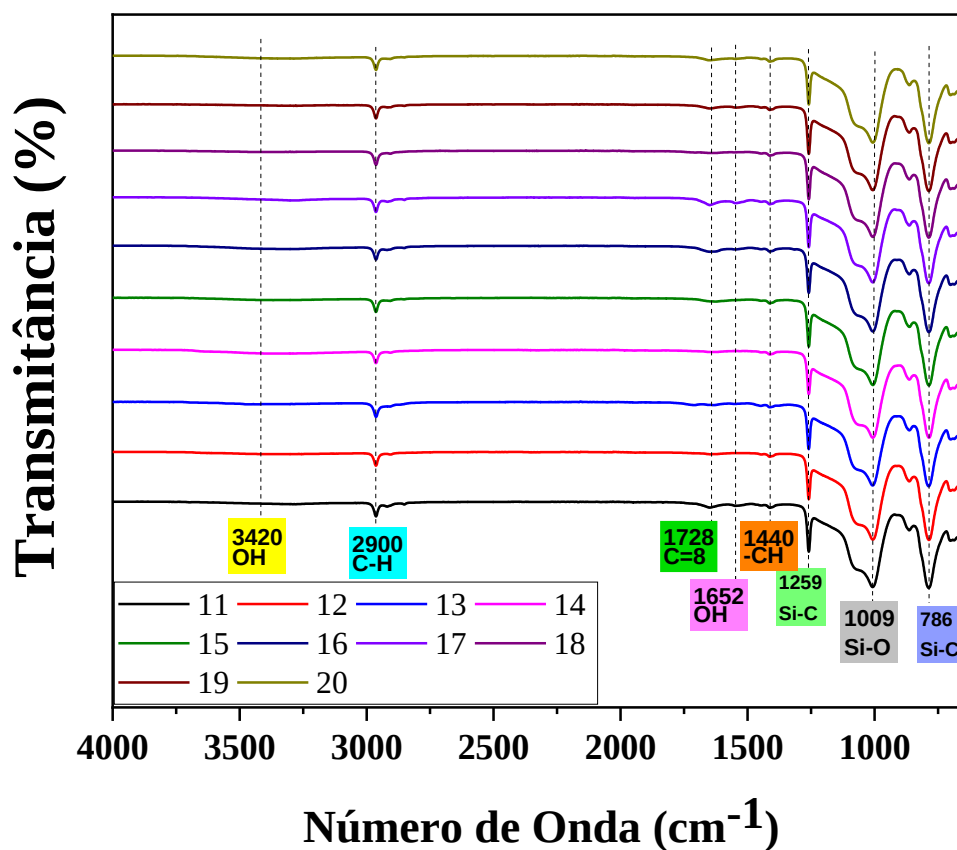
Todos os espectros de FTIR obtidos para os pontos medidos no tubo após ficar exposto ao APPJ, são mostrados respectivamente na Figura 59 e Figura 60, lembrando que o tempo de tratamento foi de 10 minutos. Em ambas as Figuras, as bandas que aparecem foram identificadas.

Figura 59 - Espectros Obtidos na região interna do Tubo-T 12 para os pontos que vão de 1 a 10 (conforme Figura 58), com os picos identificando ligações correspondentes.



Fonte: Elaborado pelo autor.

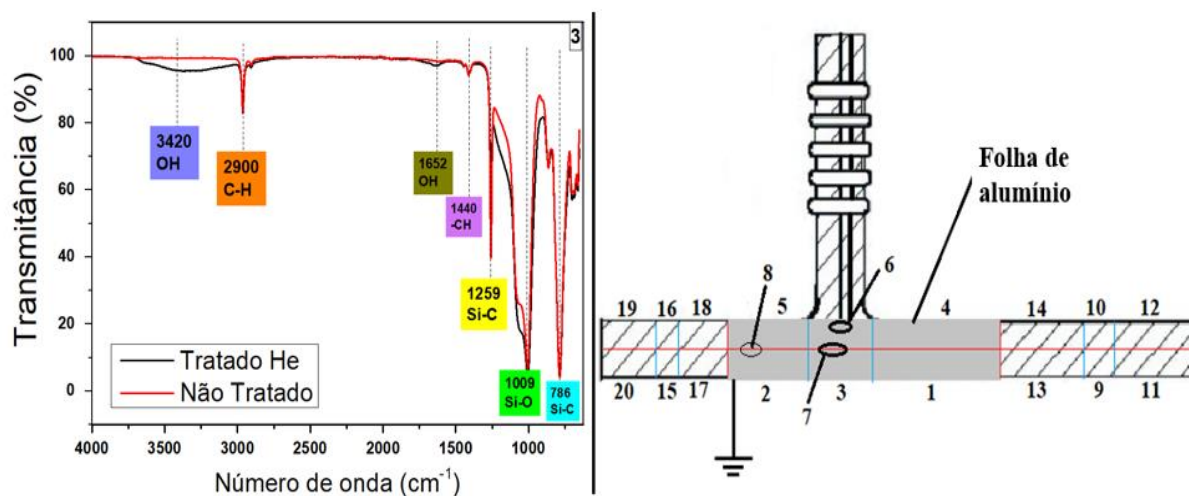
Figura 60 - Espectros Obtidos na região interna do Tubo-T 12 para os pontos que vão de 11 a 20 (conforme Figura 58), com os picos identificando ligações correspondentes.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 61 mostra respectivamente o espectro que foi obtido da região do tubo que passou pelo tratamento APPJ e o tubo que não sofreu exposição. Esta região ficou exposta frontalmente ao jato de plasma, o espectro mostra a alteração sofrida com nova bandas da região de aproximadamente 2800-3700 cm^{-1} , com maior excentricidade em torno de 3420 cm^{-1} . Essa banda mais larga é referente as emissões do grupo funcional hidroxila (OH), que também apareceu na região de 1652 cm^{-1} . As demais regiões, entre 760-1670 cm^{-1} , que são características do PDMS sofreram leves mudanças na intensidade da sua emissão.

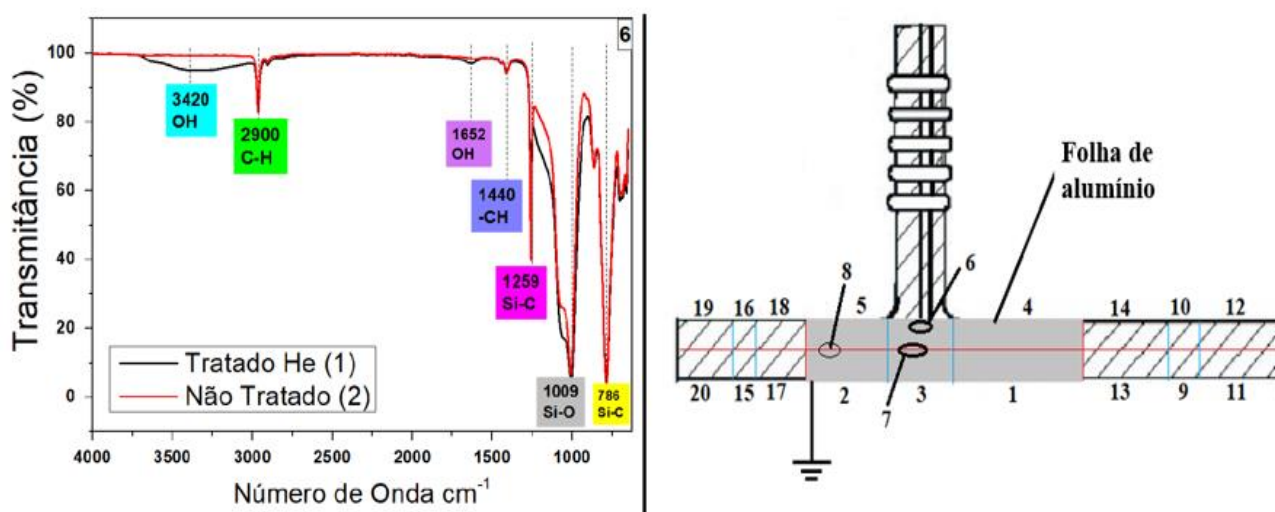
Figura 61 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 3.



Fonte: Elaborado pelo autor.

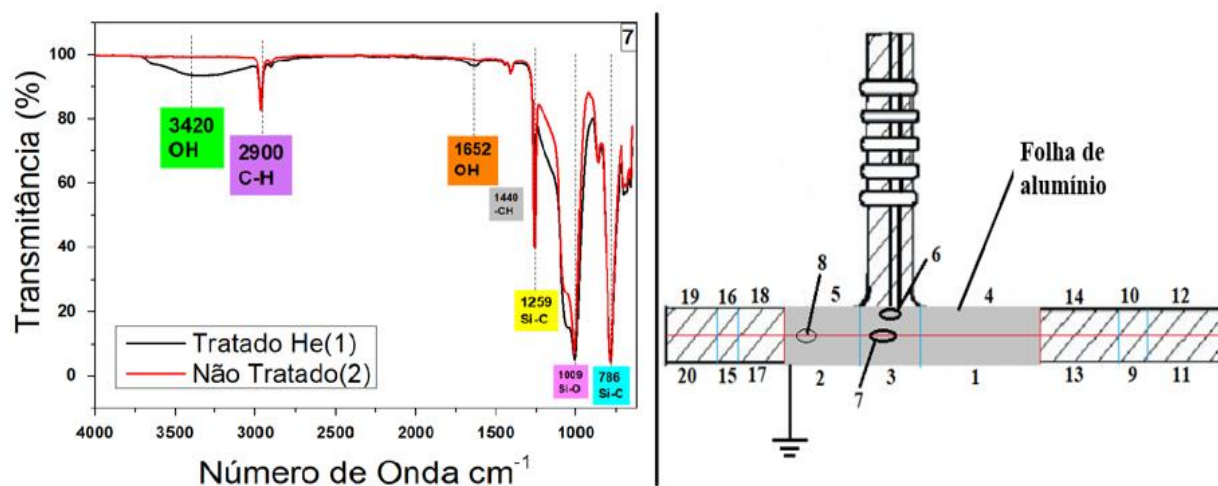
As Regiões 6 e 7, com seus respectivos espectros são mostrados na Figura 62 e Figura 63, mostram os espectros coletados para a região que esteve mais próxima a saída do jato de plasma. Através da comparação entre o tubo antes do tratamento e depois de ser exposto ao APPJ, nota-se que assim como o espectro mostrado na Figura 61, ocorreram mudanças significativas devido a aplicação do jato de plasma. As bandas referentes aos grupos de OH aparecem mais uma vez na mesma região (2800-3700 cm⁻¹ e por volta de 1652 cm⁻¹), além das bandas características atribuídas ao silício também sofrerem alteração na sua intensidade. Os novos grupos funcionais que apareceram na superfície interna da amostra de PDMS, resultou em um aumento da molhabilidade da porção que foi exposta ao plasma (BARBIER et al., 2006; CHEN et al., 2015; JUÁREZ-MORENO et al., 2015; MATA; FLEISCHMAN; ROY, 2005), e mostra que o tratamento com APPJ altera a superfície interna da amostra tratada.

Figura 62 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 6.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 63 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 7.

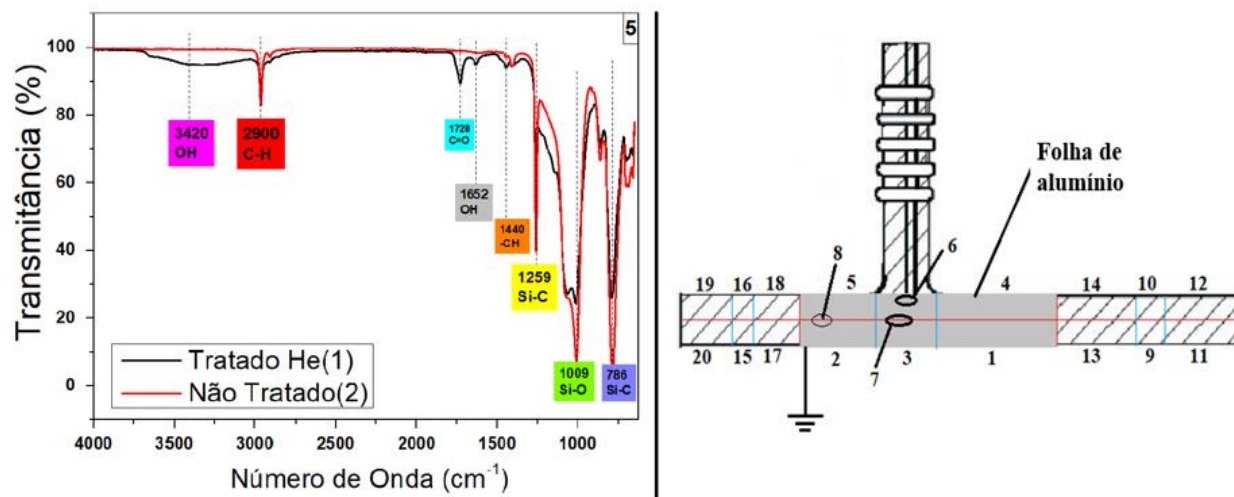


Fonte: Elaborado pelo autor.

Em outras regiões da superfície interna, novos grupos funcionais se formaram, o Grupo carboxila (1728 cm^{-1}), mais precisamente nas regiões 1, 5, 11, 13 e 17. A Figura 64 mostra o espectro coletado no ponto 5, que corresponde a parte superior esquerda, bem próxima a região onde se encontrava a sonda com o jato de plasma. Nesta região, uma banda surgiu em 1728 cm^{-1} , referente aos novos grupos de carboxilas, esta banda é atribuída a dupla ligação entre o carbono e o oxigênio, conhecida como carbonila. É importante ressaltar que a banda referente

aos grupos de OH, apareceu em todos os pontos medidos no interior do tubo Traqueal, a única diferença se deu na intensidade entre os pontos.

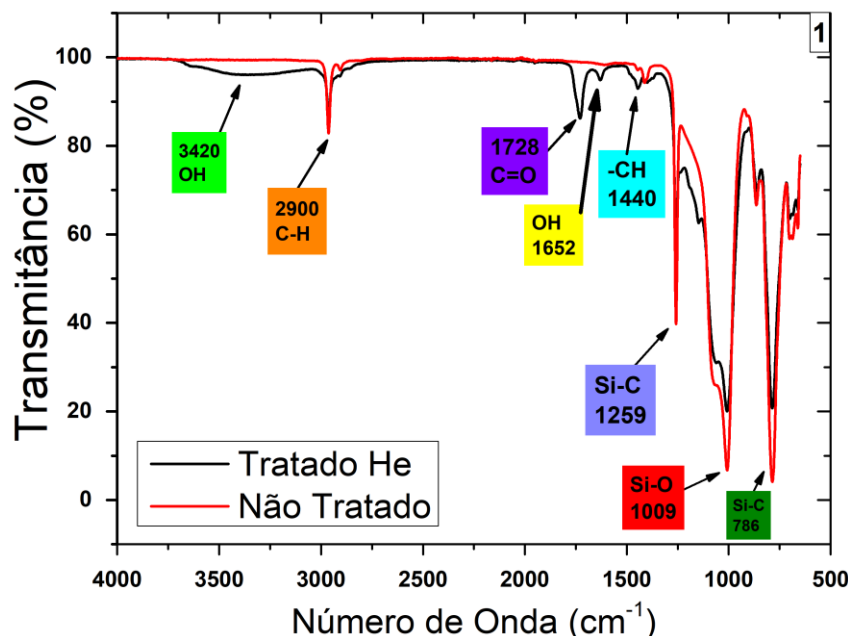
Figura 64 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 5.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os espectros de FTIR também mostram as bandas características do PDMS atribuídas às vibrações assimétricas de estiramento do grupo Si-O-Si, como também à vibração de balanço do grupo metileno (CH₂). A Figura 65 mostra os espectros de FTIR referente ao lado direito inferior da parte central do tubo T. Assim como os outros espectros o pico com maior absorção para a vibração de balanço CH₂ foi observado em 786 cm⁻¹ nas amostras de PDMS. Este estudo aponta que as análises de FTIR pode ser utilizada de forma efetiva para identificar os grupos funcionais que ficam presentes na superfície do PDMS após o tratamento à plasma, ainda, a mudança na intensidade e nas posições de alguns picos indica que o tratamento a plasma pode alterar de maneira significativa a estrutura química do PDMS.

Figura 65 - Espectro de FTIR para a superfície interna do tubo-T, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), referente a região 1.



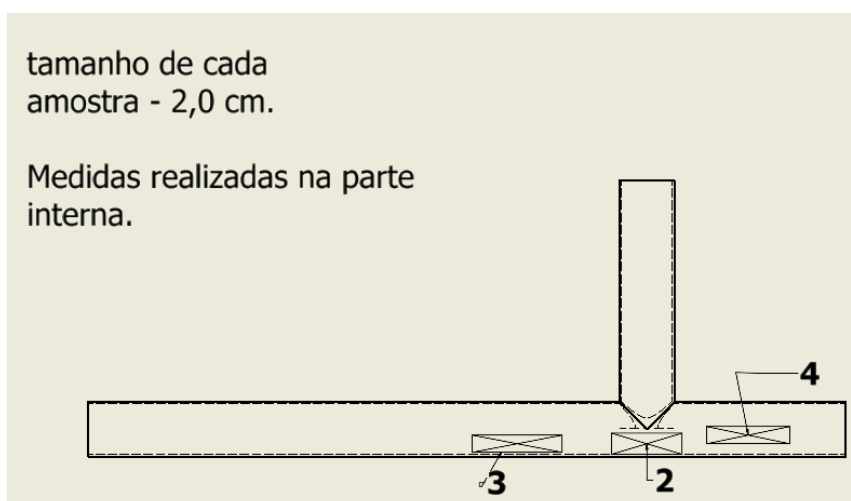
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.8 ANÁLISE DE MODIFICAÇÃO DA SUPERFÍCIE ATRAVÉS DO MEV, MICROSCOPIA ÓTICA E ÂNGULO DE CONTATO

Para compreender os efeitos da mudança superficial que o jato de plasma produziu na superfície interna do tubo de *Montgomery*, foram realizadas análises de microscopia eletrônica de varredura (MEV), um microscópio eletrônico que produz imagens através da varredura da superfície com feixe de elétrons.

A Figura 66 apresenta a posição das amostras analisadas no tubo T, a amostra número 1 se refere a amostra de controle. Cada amostra possui 2,0 cm de comprimento. O plasma foi produzido utilizando como gás de trabalho o gás He, com um tempo de tratamento de 10 minutos, com a saída do plasma posicionada a 30,0 mm em relação a base interna do tubo T.

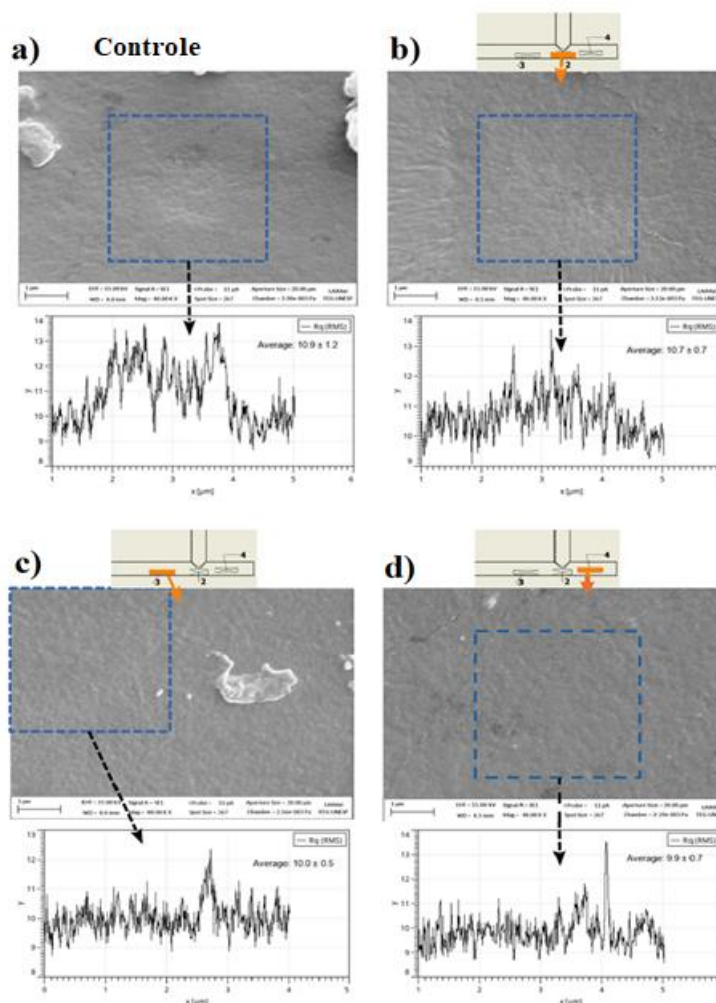
Figura 66 - Localização das peças analisadas no MEV no tubo T.



Fonte: Elaborado pelo autor

As imagens de MEV juntamente com as análises acerca da rugosidade é mostrada na Figura 67. Ela traz diferentes micrografias para a superfície interna do tubo T, bem como o perfil 1-d1-D médio calculado na região de dimensão $4\mu\text{m} \times 4\mu\text{m}$ que estão em destaque nas imagens. Na Figura 67 (a), a amostra de controle exibe uma superfície lisa com algumas partículas de poeira sobre a superfície, pois, embora submetida ao processo de lavagem, como todo o processo de tratamento a plasma acontece em ambiente aberto, acabam sendo submetidas a sujeiras. Após serem tratadas, não se percebe uma mudança visível na superfície, contudo, as mudanças no perfil do gráfico de rugosidade sugerem os efeitos de uma corrosão suave, corroborando com estudos mostrados na literatura (KIM; JEONG, 2011).

Figura 67 - Imagens de MEV para as amostras da superfície interna do tubo T, onde (a) é o controle e (b-d) são as demais posições.

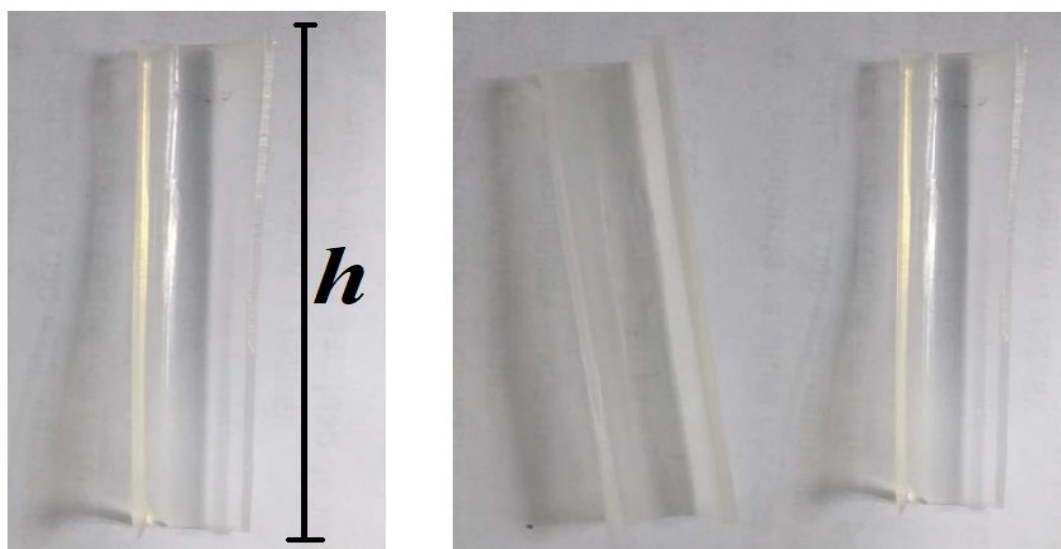


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.9 ANÁLISES DE HIDROFOBICIDADE DA SUPERFÍCIE INTERNA DO TUBO T

As análises de ângulo de contato foram realizadas utilizando um tubo traqueal em T de 12,0 mm de raio interno. Foi aplicado o APPJ durante um intervalo de 3 minutos utilizando He como gás de trabalho, e como nas medidas anteriores, o jato de plasma foi aplicado através da ramificação transversal do tubo traqueal, e após a aplicação do jato de plasma, o tubo traqueal foi cortado transversalmente para que as análises com as gotículas pudessem ser feitas. O tamanho h da amostra é de 44,5 mm. A Figura 68 mostra o ramo superior do tubo traqueal, e o corte que foi feito na sua seção transversal.

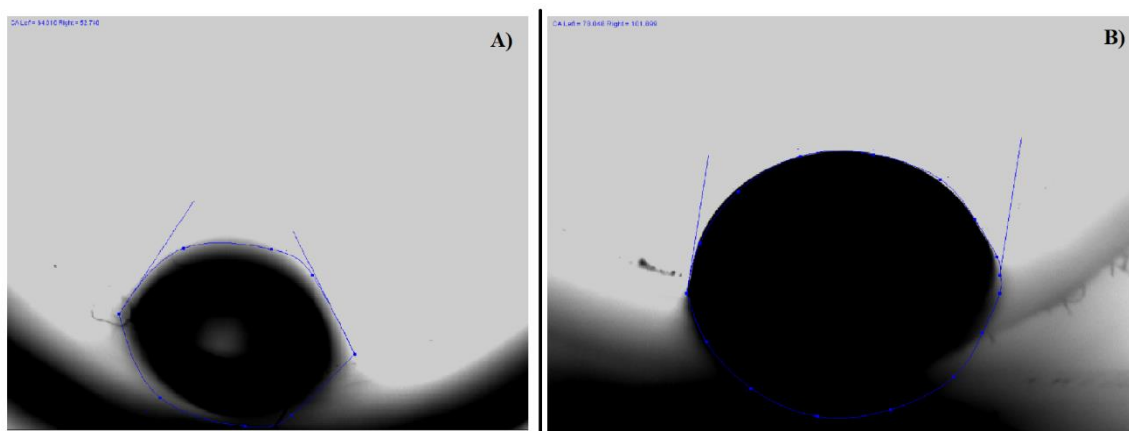
Figura 68 - Tubo T de *Montgomery*, ramo superior com um corte na sua seção transversal, com altura $h = 44,5$ mm.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Então, foram realizadas medidas de ângulo de contato na superfície interna do tubo Traqueal de *Montgomery* antes de que o jato de plasma fosse aplicado e após o tratamento com APPJ. As medidas foram realizadas utilizando o *software* de análise de imagens *ImageJ*, que é de uso gratuito, a Figura 69 mostra como foi obtido os respectivos ângulos.

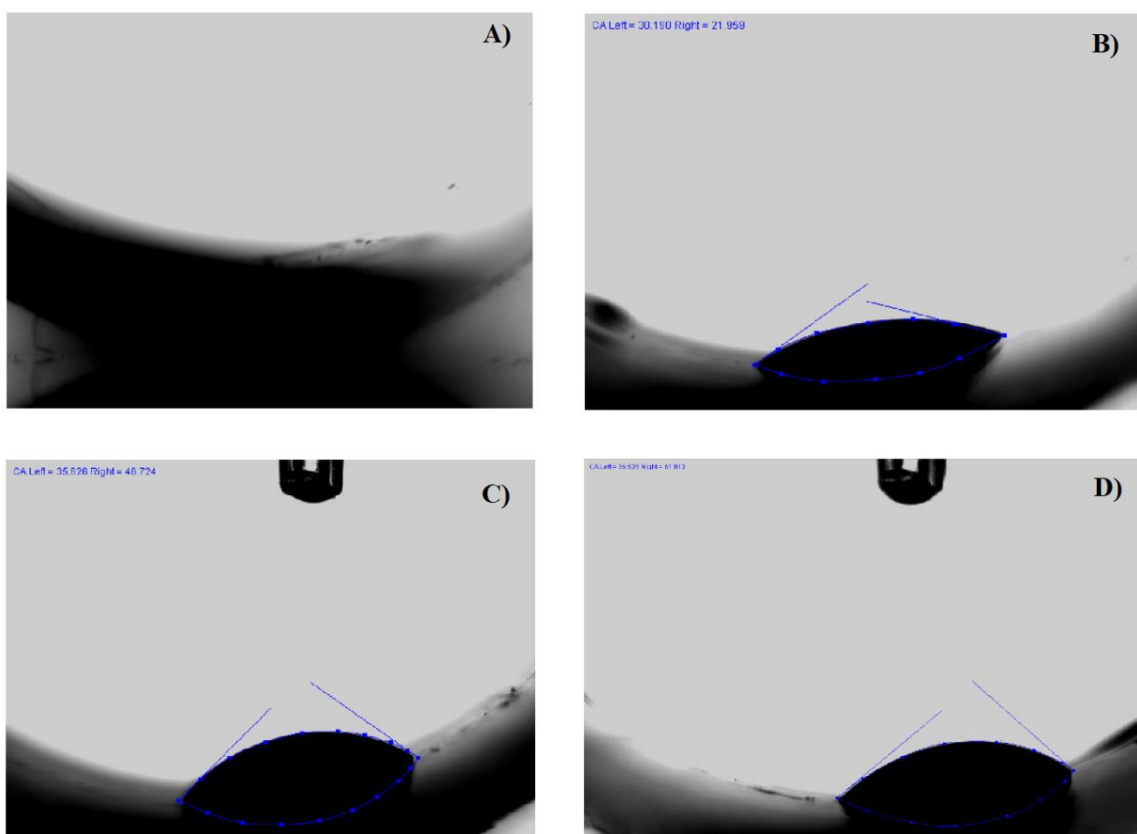
Figura 69 - Medida de ângulo de contato realizado em gotículas de água de $0,50 \mu\text{l}$ de volume. A) Ângulo de contato $53,0^\circ$ para o lado direito e $64,0^\circ$ para o lado esquerdo. B) Ângulo de contato $101,0^\circ$ para o lado direito e $78,0$ para o lado esquerdo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 69, os ângulos foram obtidos com o auxílio do *Software ImageJ*, em A, temos respectivamente o ângulo $53,0^\circ$ no lado direito e $64,0^\circ$ para o lado esquerdo, enquanto em B, os ângulos são $101,0^\circ$ para o lado direito e $78,0$ para o lado esquerdo, esses valores mostram a natureza hidrofóbica do PDMS antes do tratamento à plasma. Após o tratamento à plasma, a gotícula de água se espalhou totalmente na superfície interna do tubo, principalmente nas regiões mais próximas ao ramo transversal, mostrando que se tornou hidrofílico. A Figura 70 mostra esses resultados:

Figura 70 - Medidas de ângulo de contato medido na superfície interna do tubo traqueal de *Montgomery* após o tratamento à plasma. A) superfície totalmente hidrofílica após o tratamento à plasma. B) Medidas de ângulo de contato na superfície interna, lado direito $21,9^\circ$ e lado esquerdo $30,1^\circ$. C) Medida de ângulo lado direito $46,7^\circ$ e lado esquerdo $35,6^\circ$. D) medida de ângulo de contato na superfície interna, lado direito $51,8^\circ$ e lado esquerdo $35,5^\circ$.

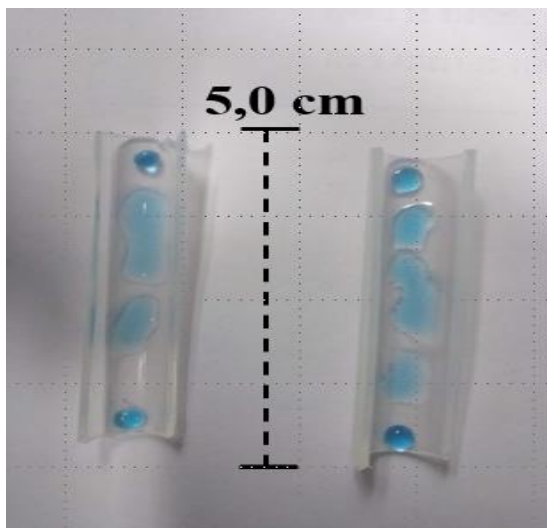


Fonte: Elaborado pelo autor.

As medidas de ângulo de contato foram obtidas em pontos diferentes do Tubo traqueal de *Montgomery*. É importante ressaltar também que diferente das formas mais convencionais, que geralmente se mede o ângulo de contato em superfícies planas (DHAR et al., 2019; WU et al., 2015), a medição deste parâmetro em superfícies curvas torna difícil as técnicas de medição padrão, no entanto, ainda é possível verificar o comportamento hidrofílico da superfície em questão. Como é mostrado na Figura 70, nota-se a diminuição do ângulo após o tratamento com APPJ, na Figura 70-A, temos a superfície totalmente hidrofílica, devido ao fato da gotícula de água se espalhar totalmente na superfície, não foi possível estimar um valor do ângulo de contato, mais temos ali uma parte totalmente hidrofílica, essa região ficou exposta frontalmente ao jato de plasma com o gás de trabalho Hélio. Para a Figura 70 – B,C e D, temos regiões parcialmente hidrofílica, onde com o auxílio do *software ImageJ*, foi estimado os valores para estas partes, em B o ângulo direito foi de 21,9° enquanto que o lado esquerdo apresentou valor de 30,1°; em C estes valores foram respectivamente 46,7 e 35,6°; em D estes valores foram respectivamente 51,8° e 35,5° para o lado direito e esquerdo. As regiões B, C e D ficaram parcialmente hidrofílica.

Para uma melhor visualização das regiões hidrofílicas e hidrofóbica, foi utilizado um corante de tonalidade azul junto com água destilada e então este foi aplicado na superfície interna como é mostrado na Figura 71. Nota-se que na região mais interna a diferença de coloração em relação a extremidade. Pode-se concluir que o tratamento desta superfície não acontece de maneira completamente homogênea, embora a diminuição do ângulo de contato acontece internamente em boa parte. Os dois tons diferentes de tonalidades da cor azul servem para mostrar a região onde a gota espalhou mais, nota-se que na extremidade da amostra a tonalidade do azul é mais forte pelo fato da gotícula se espalhar menos, o que mostra que naquela região o tratamento foi menos efetivo.

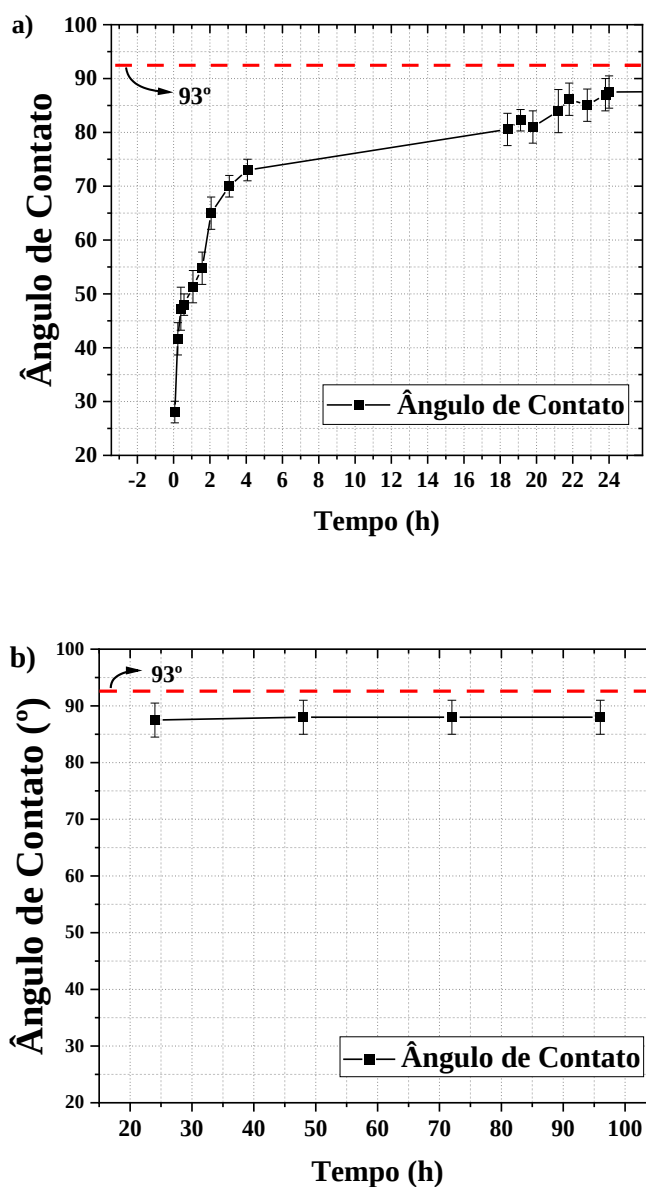
Figura 71 - Tubo Traqueal de *Montgomery* recortado, após a aplicação do APPJ em sua superfície interna. Em azul, gotículas de água destilada cujo um corante azul foi adicionado com a intenção de melhorar a visibilidade.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A fim de avaliar o processo de recuperação hidrofóbica da parte interna do tubo de *Montgomery*, análises de envelhecimento foram conduzidas. Para isso, gotículas de água de 1 μL foram depositadas sobre a sua superfície e posteriormente analisadas. Os resultados obtidos são mostrados na Figura 72. Nota-se que as amostras apresentaram uma rápida recuperação hidrofóbica com o passar do tempo. A amostra de controle apresentou um ângulo de contato de 93° (nos gráficos das Figura 72 (a-b), representada pela linha tracejada em vermelho), nas primeiras 24 h (Figura 72-a) as amostras analisadas apresentaram valores de ângulo de contato muito próximo ao da amostra de controle. Após as primeiras 24h (Figura 72-b), os valores de ângulo de contato se mantiveram estáveis, com valores abaixo do que foi medido na amostra de controle. Os valores medidos na amostra tratada a plasma não atingiram os níveis iniciais da amostra de controle, esta rápida recuperação da hidrofobicidade da amostra se deve a rápida recuperação das cadeias poliméricas do PDMS, que pode levar a migração dos grupos funcionais oxigenados para o interior da matriz polimérica. É importante ressaltar que, os grupos funcionais oxigenados que são introduzidos na superfície da minha amostra são instáveis, levando a sua eliminação com o passar do tempo e ao rearranjo desses grupos, como já foi observado no trabalho de Jofre (2016) (JOFRE-RECHE et al., 2016).

Figura 72 - Análise do envelhecimento da superfície interna do tubo T após o jato de plasma ser aplicado. (a) Medidas de ângulo de contato para as primeiras 24h após tratamento a plasma, (b) Medidas de ângulo de contato após as primeiras 24h, com cada ponto referente a um incremento de 24h. Em ambas as medidas a linha tracejada em vermelho representa a medida do ângulo na amostra de controle.

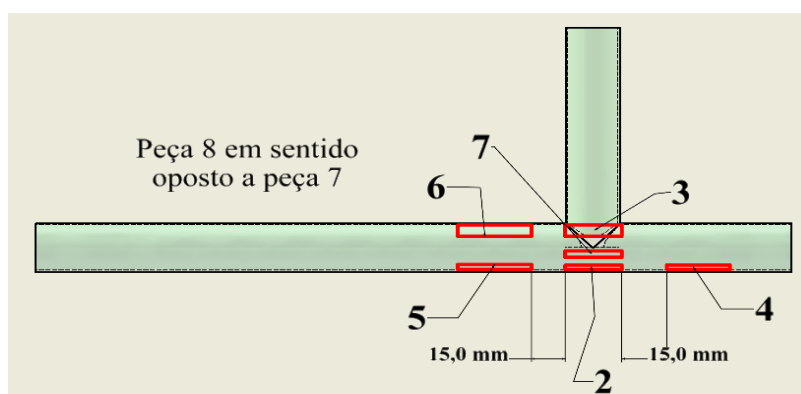


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.10 ANÁLISES DE ESPECTROSCOPIA POR FOTOELÉTRONS EXCITADOS POR RAIOS-X (XPS)

O tubo de *Montgomery* foi tratado a plasma com o gás de trabalho He durante um intervalo de tempo de 10 minutos, a distância entre a saída do jato de plasma e a base interna é de 33,0 mm, a localização das amostras foram determinadas levando em consideração as medidas de ângulo de contato, assim, foram selecionadas as peças mostradas na Figura 73. Cada peça possui 2,0 cm de comprimento e sua disposição é mostrada na Figura 73

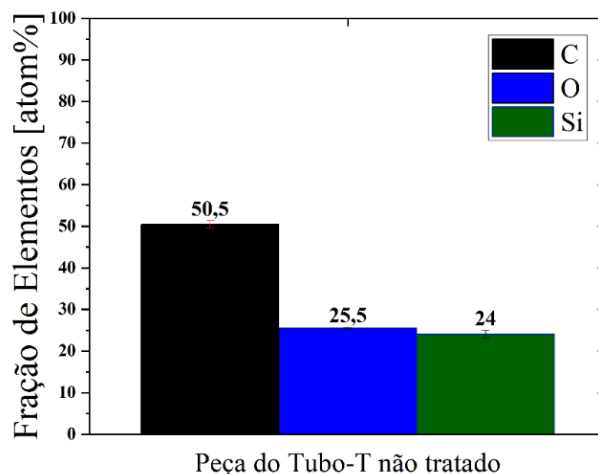
Figura 73 - Imagem demonstrativa da disposição das peças analisadas nas medidas de XPS, no Tubo em T.



Fonte: Elaborado pelo autor

Para fins comparativos, uma amostra sem tratamento foi analisada inicialmente, a sua composição química é mostrada na Figura 74. As medidas de XPS mostraram uma composição de aproximadamente 50% de Carbono, 26% de Oxigênio e 24% de Silício, a razão para O/C deste material foi de 0,5.

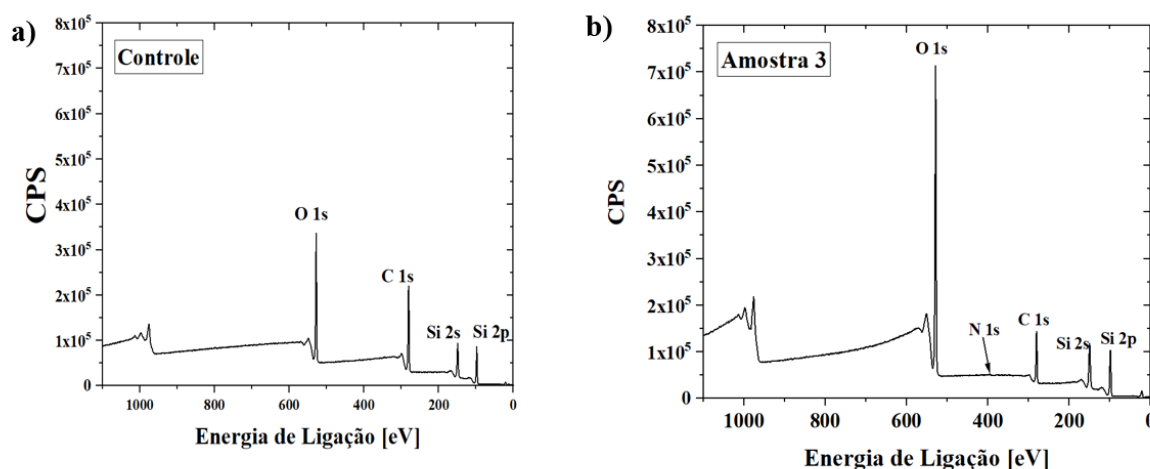
Figura 74 - Fração dos elementos químicos presentes na peça do Tubo em T de PDMS não tratado.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após analisar a composição química da amostra de controle, comparou-se a composição elementar da amostra de controle com uma das peças que foram expostas ao jato de plasma, neste caso, foi comparado a amostra de controle com a amostra 3. Os resultados estão expressos nos gráficos da Figura 75. Nela, observa-se a diminuição do pico C 1s e o aumento do pico O 1s sugerindo acréscimo de oxigênio na superfície devido a oxidação causada pelo plasma, que gera espécies reativas de O e incorporam oxigênio na estrutura superficial interna do tubo Figura 75 (b). todavia, o pico Si 2p mantém a sua amplitude para ambos os casos, indicando que a condição imposta pelo plasma não afetou a sua quantidade, alterando apenas grupos contendo oxigênio e carbono Figura 75(a-b). Essas mudanças estão associadas à formação de grupos oxigenados na superfície da amostra, tornando-a mais hidrofílica e modificada quimicamente.

Figura 75 – Composição elementar para a amostra de controle (a) e para amostra 3 (exposta ao plasma) (b).

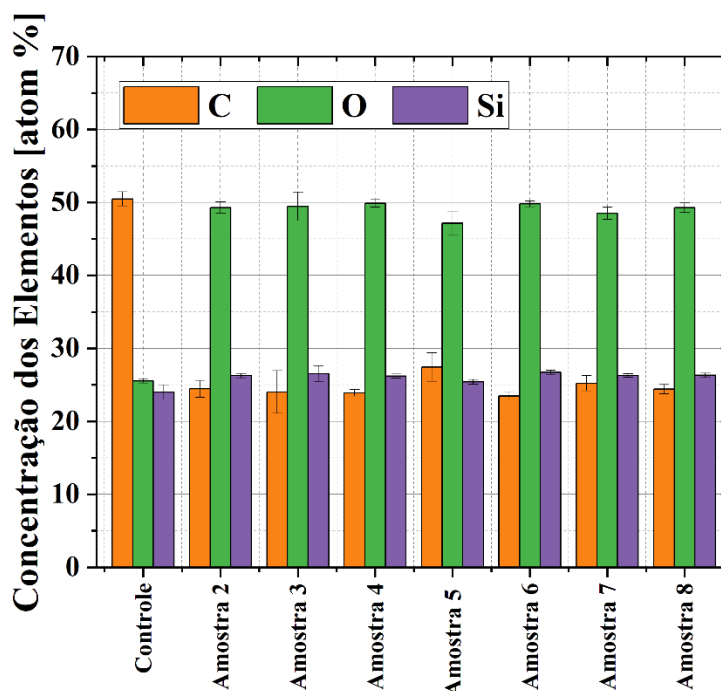


Fonte: Elaborado pelo autor.

A Concentração dos elementos da amostra de controle e das outras amostras (Amostra 2 – Amostra 8), extraídas de diferentes regiões do tubo tratado a plasma (Figura 73), é mostrada na Figura 76. Esta exposição levou as amostras a um aumento nas emissões de Oxigênio e a uma diminuição nos picos de Carbono, enquanto as emissões de Si se mantiveram estáveis. Assim, a composição elementar para a amostra não exposta ao plasma é de 50,0% de átomos de C, 26,0% de O e 24,0% de silício, composição esta que é relatada em amostras não tratada de PDMS (GOMATHI et al., 2015).

As mudanças nas amostras do tubo T expostas ao plasma (Figura 76) ocorreram devido a uma grande incorporação de átomos de O nas suas paredes internas e ao decréscimo em relação aos átomos de C que reduziu pela metade, mantendo inalterada o percentual de Si.

Figura 76 – Amostra de controle e todas as amostras (2 - 8) expostas ao tratamento de plasma.



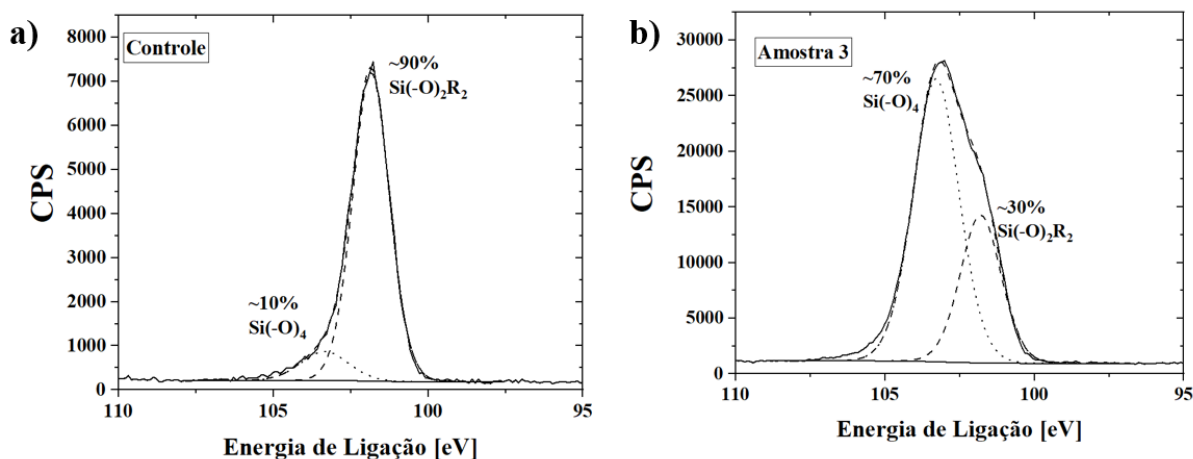
Fonte: Elaborado pelo autor.

As análises de XPS realizadas revelaram um aumento significativo na porcentagem de oxigênio (O) em todas as localizações das amostras de Polidimetilsiloxano (PDMS) expostas ao plasma na superfície interna do tubo T, independentemente da disposição da amostra. Este resultado indica que o fluxo de gás no interior do tubo T desempenha um papel fundamental no transporte e distribuição das espécies reativas geradas pelo jato de plasma. A homogeneidade do aumento de oxigênio sugere que as espécies reativas, impulsionadas pelo fluxo de gás, são distribuídas de maneira uniforme ao longo do ramo horizontal do tubo T, promovendo a oxidação da superfície do PDMS em todas as áreas expostas.

Embora a quantidade total de silício (Si) nas amostras permaneça inalterada, observou-se uma modificação significativa nas ligações químicas do Si, evidenciada pela alteração no formato do pico Si 2p, conforme ilustrado na Figura 77. Inicialmente, a amostra não tratada apresentava uma predominância de ligações $\text{Si}(\text{-O})_2\text{R}_2$ (~90%) em 101,5 eV, com uma proporção minoritária (~10%) de ligações $\text{Si}(\text{-O})_4$ inorgânicas. Após o tratamento com plasma, a deconvolução dos espectros Si 2p revelou uma transformação na forma dos picos, acompanhada de um aumento na intensidade do pico correspondente às ligações $\text{Si}(\text{-O})_4$ (caracterizadas como ligações inorgânicas), com um deslocamento para 103,6 eV, valor próximo ao observado na sílica (SiO_2). Esses resultados sugerem que o tratamento com plasma na superfície interna do tubo T induz a formação de ligações inorgânicas semelhantes ao SiO_2 .

na superfície do PDMS, corroborando as observações de Ouyang (2000) (OUYANG et al., 2000) e Jofre-Reche (JOFRE-RECHE et al., 2016).

Figura 77 - Espectros de XPS para a amostra de controle (a) e para a mostra 3 tratada (b).

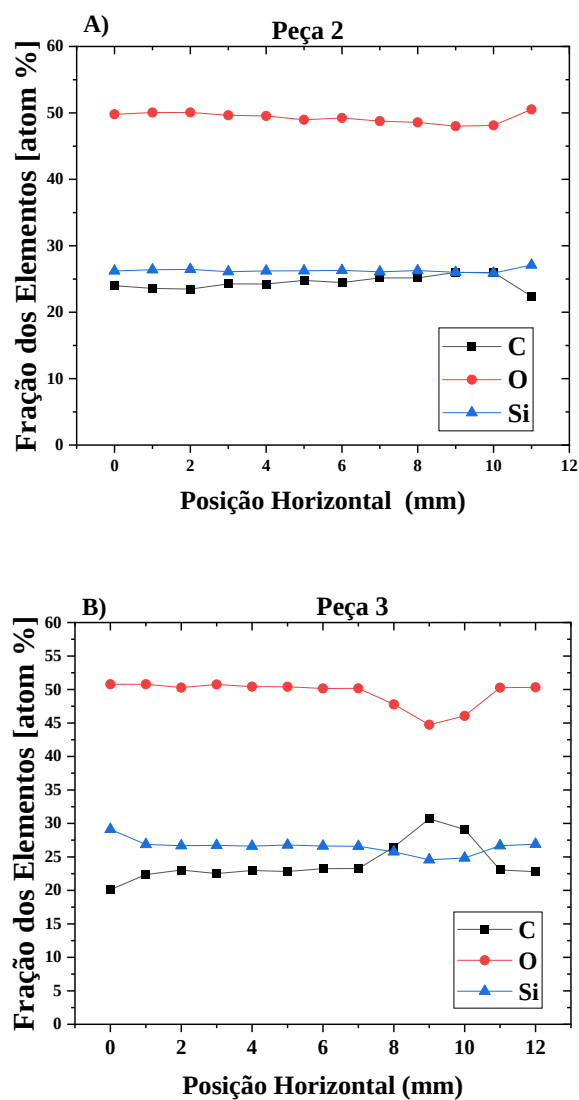


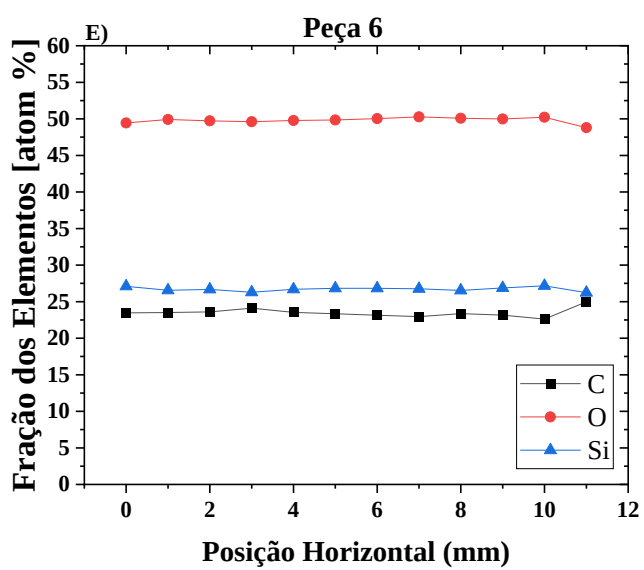
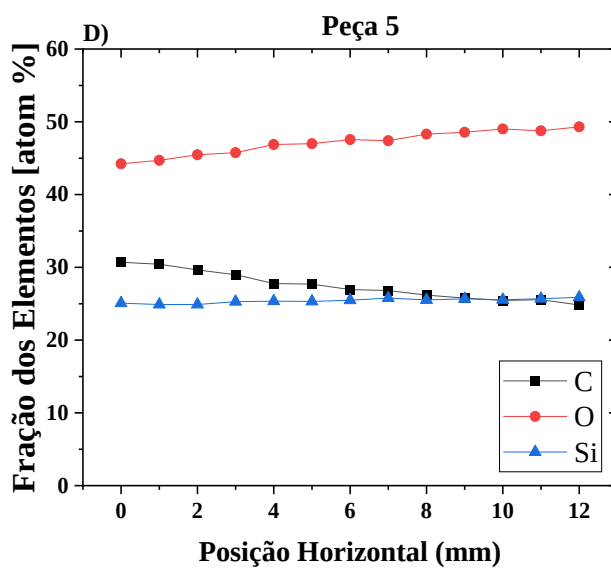
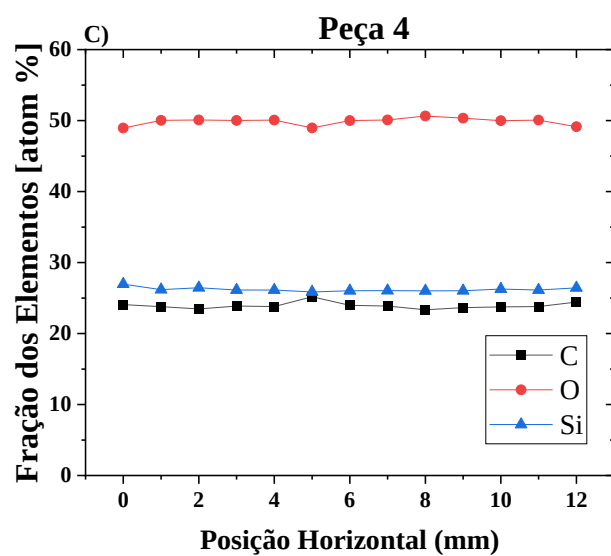
Fonte: Elaborado pelo autor.

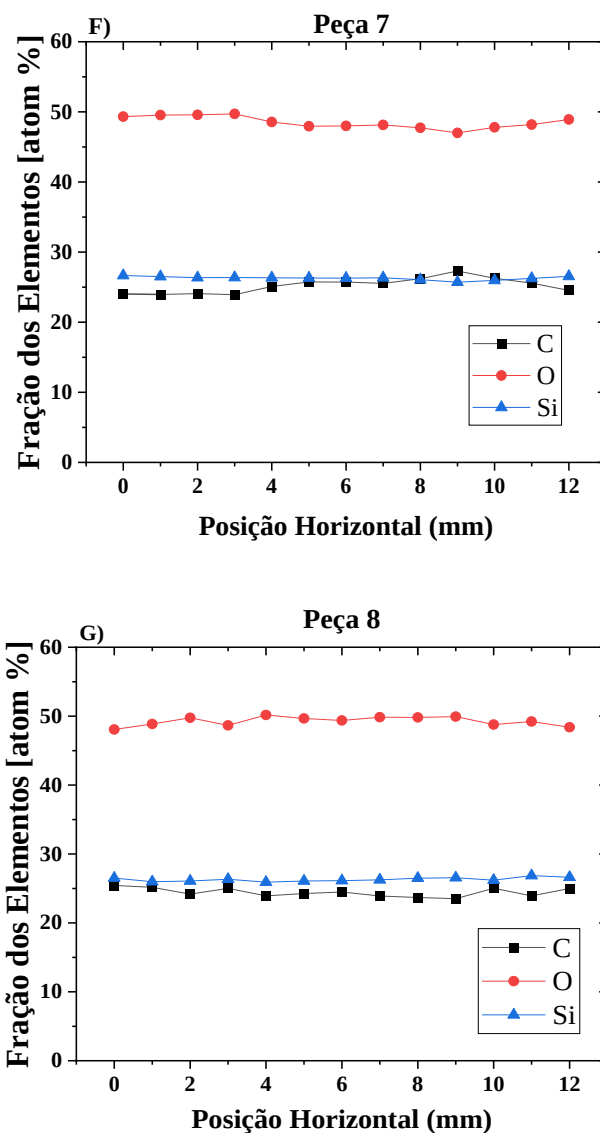
A análise por XPS de todas as amostras do tubo submetidas ao tratamento com jato de plasma revelou alterações significativas nas concentrações de oxigênio (O) e carbono (C), enquanto a concentração de silício (Si) permaneceu constante. Esses resultados, apresentados graficamente na Figura 78, evidenciam a modificação da composição química superficial do PDMS induzida pelo plasma.

As medições de XPS, mostradas na Figura 78, foram realizadas ao longo do eixo longitudinal das amostras extraídas do tubo T, como é mostrado na Figura 73, que possuíam um comprimento de 2,0 cm. A aquisição dos espectros de XPS foi realizada em pontos equidistantes, com uma separação de 1,0 mm entre cada ponto de medição. Essa resolução espacial permitiu a obtenção de um perfil detalhado da variação das concentrações de O e C e também do Si ao longo da superfície das amostras, fornecendo informações valiosas sobre a homogeneidade e a extensão da modificação química induzida pelo plasma.

Figura 78 - Fração da concentração dos elementos presentes na superfície interna do Tubo-T de *Montgomery* para as diferentes partes analisadas, onde A) mostra uma amostra não exposta ao jato de plasma, e as demais (B, C, D, E, F, G, H) são partes do tubo que ficaram expostas ao plasma.







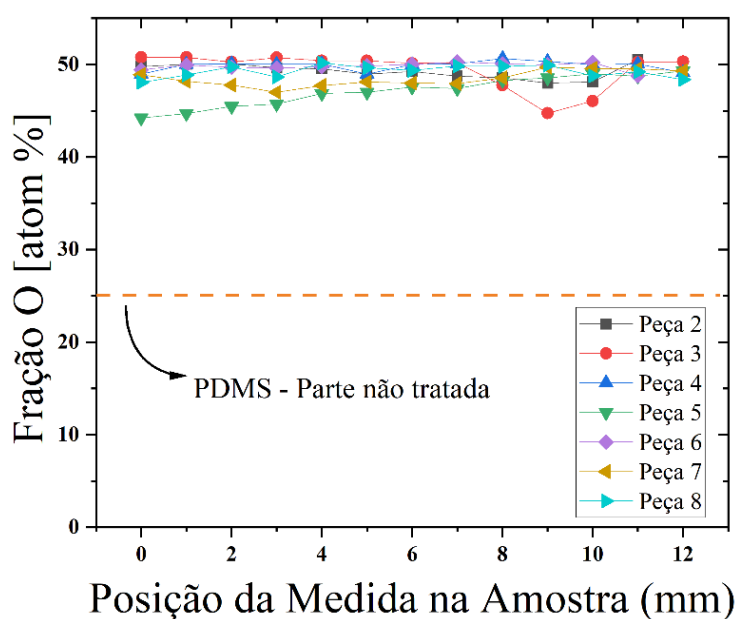
Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 79 apresenta a distribuição da fração de oxigênio (O) ao longo do eixo longitudinal das sete amostras do tubo submetidas ao tratamento com jato de plasma, comparada com o valor de referência obtido da amostra de controle. A análise dos dados apresentados na Figura 79 mostram o aumento nos níveis de O em todas as amostras que foram submetidas ao jato de plasma, em comparação com a amostra de controle. O aumento na fração de O indica uma mudança significativa na composição química superficial do PDMS, resultante da interação com as espécies reativas geradas pelo plasma.

A comparação entre as amostras tratadas com a amostra de controle permite a quantificação do grau de oxidação que ocorre devido ao plasma. A distribuição da fração de O mostra a homogeneidade da modificação superficial e a influência da distância em relação à

fonte de plasma, fornecendo uma visão abrangente da modificação química induzida pelo plasma na superfície interna do tubo de *Montgomery*.

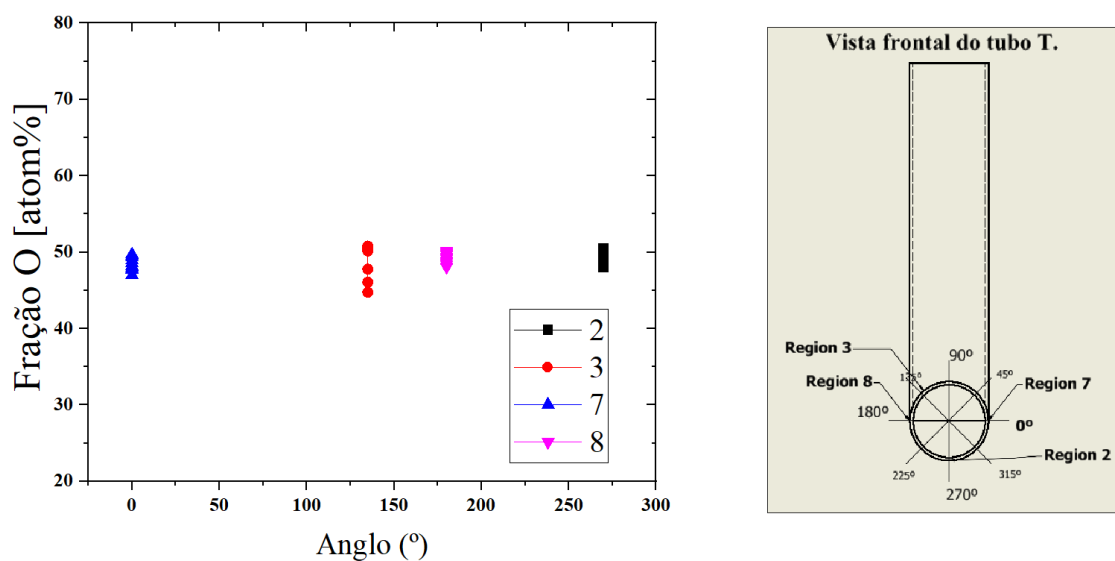
Figura 79 - Fração de O para a parte não tratada e as 8 partes analisadas no XPS.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A análise por Espectroscopia de Fotoelétrons de Raios X (XPS) da distribuição radial de oxigênio (O) nas amostras da superfície interna do tubo de *Montgomery*, revelou o aumento significativo na porcentagem de O em todas as regiões analisadas (regiões 2, 3, 7 e 8, conforme indicado na Figura 80). Esses resultados mostram que o tratamento com jato de plasma induz uma modificação química radialmente uniforme na superfície interna do tubo de *Montgomery*, evidenciada pelo aumento da concentração de O em todas as posições analisadas.

Figura 80 - Fração de O da parte interna em relação ao ângulo que a peça se encontra.



Fonte: Elaborado pelo autor.

As análises de XPS forneceram informações valiosas sobre a composição química da superfície do PDMS após o tratamento com plasma, permitindo inferir sobre os tipos de ligações químicas formadas e os mecanismos de reação envolvidos na interação do plasma com o material.

5 CONCLUSÃO

No presente trabalho, desenvolveu-se uma configuração de jato de plasma transferido operando em pressão atmosférica, utilizando uma fonte de tensão comercial de baixo custo. O sistema empregou argônio (Ar) e hélio (He) como gases de trabalho para a geração do plasma. A configuração estudada permitiu a transferência do plasma gerado em um reator primário para a extremidade de uma sonda flexível com 1,1 m de comprimento, possibilitando a aplicação do plasma em regiões de acesso restrito com alta precisão.

Os objetivos estabelecidos na Introdução deste trabalho foram, em sua maioria, alcançados. Os resultados experimentais obtidos, através das medições realizadas, mostram que o jato de plasma aplicado ao interior do tubo de *Montgomery*, induziu modificações químicas nesta superfície.

A fonte de tensão utilizada nesta pesquisa, se mostrou uma alternativa economicamente viável e tecnicamente eficaz em comparação a outros dispositivos comerciais disponíveis no mercado atualmente, ao gerar espécies de oxigênio e nitrogênio (RONS), que promovem a modificação da superfície interna do tubo traqueal. Quando o plasma é aplicado na região interna do tubo, composto por polidimetilsiloxano (PDMS), o plasma de hélio (He) induziu alterações na composição química e nas propriedades de superfície, como foi mostrado pelos dados de XPS e nas medidas de ângulo de contato.

Observou-se que a superfície interna do tubo, inicialmente hidrofóbica, tornou-se hidrofílica após a exposição ao plasma, com uma recuperação parcial do ângulo de contato nas primeiras 24 horas, devido à perda dos grupos funcionais depositados. Análises de XPS indicaram aumento significativo de oxigênio na superfície, que se manteve após cinco dias, diferindo das alterações observadas no ângulo de contato, que foram temporárias. Além disso, imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) indicaram que o jato de plasma altera a composição química sem afetar significativamente a morfologia do tubo.

As caracterizações elétricas do jato de plasma atmosférico (APPJ) revelaram, através de medidas de corrente e potência elétrica, variando-se fluxo de gás e a distância da saída do jato de plasma em relação ao alvo, que o aumento do fluxo de gás eleva ambos os parâmetros. Desta forma, o plasma produzido com o gás argônio (Ar) mostrou valores de potência superiores ao plasma de hélio (He). Especificamente, os valores de corrente eficaz (I_{RMS}) obtidos com Ar foram de 31% a 67% maiores que os obtidos com He. Este resultado, junto com os valores de corrente PLC, que seguiram o mesmo padrão, com He mantendo-se abaixo do limite de segurança de 100,0 μA para dispositivos AC, é muito relevante para

aplicações biomédicas. Os limites de corrente elétrica estabelecidos pelas normas de segurança minimizam os riscos de danos teciduais, tornando o jato de plasma promissor para a inativação de biofilmes bacterianos na superfície interna de tubos de Montgomery implantados em pacientes e para tratamentos *in vivo*. Adicionalmente, o jato de plasma aplicado no interior do tubo de Montgomery permitiu estabelecer uma distância segura de 27 mm entre a saída do plasma e a base interna do tubo que elimina a ocorrência de microdescargas que podem ocorrer entre o plasma e os tecidos internos da traquéia.

A espectroscopia de emissão óptica (OES), aplicada durante a interação do plasma com o tubo em T, permitiu a identificação de espécies reativas de oxigênio e nitrogênio (RONS). Com argônio (Ar), observaram-se emissões características de radicais hidroxila (OH) e nitrogênio molecular (N₂), além de emissões atômicas de Ar. A molécula de N₂ apresentou emissões de maior intensidade, atribuídas à transferência de energia do plasma de Ar para o nitrogênio do ar ambiente. As variações no diâmetro interno do tubo em T não influenciaram significativamente as emissões das espécies, indicando a baixa sensibilidade das linhas espectrais a esse parâmetro. As emissões de espécies de N₂ com o plasma de Ar é maior do que o que com plasma de He, devido a maior eficiência da transferência das espécies de Ar para as moléculas de N₂.

A caracterização da temperatura do APPJ de hélio (He) no interior do tubo de Montgomery é um resultado inédito na literatura e de grande relevância para a aplicação segura de plasmas em biomedicina. Assim, a pesquisa abordada neste trabalho sobre a dinâmica térmica do plasma de He em geometrias confinadas como o tubo de Montgomery, contribui muito para o meio científico. Desta forma, este estudo mostrou que a temperatura do plasma de He, sob as condições experimentais estabelecidas, mantém-se consistentemente abaixo de 28°C, um valor significativamente inferior ao limite de segurança de 40°C estipulado por normas internacionais como a ISO 10993-1, que prevê proteger células e tecidos saudáveis de danos térmicos. A observância deste limite de segurança é crucial para a translação de tecnologias de plasma para aplicações clínicas, onde a integridade tecidual é primordial. A baixa temperatura obtida neste estudo, portanto, válida o dispositivo de plasma de He estudado para experimentos *in vitro* e potencialmente *in vivo*, abrindo novas perspectivas para o tratamento de biofilmes bem como outras aplicações terapêuticas em regiões de difícil acesso, como a traquéia.

As análises de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) mostraram alterações morfológicas significativas na superfície interna do tubo de *Montgomery* após a aplicação do jato de plasma de hélio (He), quando comparadas à amostra controle. Este resultado sobre as

modificações em diferentes pontos do tubo, demonstra a homogeneidade do tratamento à plasma, um aspecto importante para aplicações biomédicas. A uniformidade das mudanças superficiais, indicam a capacidade plasma de He em promover modificações controladas e reprodutíveis, dentro de tubos com diâmetros por volta de 12,0 mm, fundamental para a eficácia de tratamentos como a inativação de biofilmes bacterianos de implantes traqueais. Este resultado inédito, obtido com plasma de He em tubos de *Montgomery*, válida a viabilidade e o potencial desta técnica para aplicações terapêuticas.

As análises de espectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR) realizadas na superfície interna do tubo de *Montgomery*, após o APPJ de He ser aplicado, mostraram a formação de novas bandas, na região de $2800\text{-}3700\text{ cm}^{-1}$, características do grupo funcional hidroxila (OH). Este resultado indica a incorporação de grupos hidroxila na superfície do polidimetilsiloxano (PDMS), responsáveis pelo aumento da molhabilidade, da região interna. A detecção consistente da banda OH em todas as regiões analisadas do tubo traqueal, mostram que o tratamento a plasma é capaz de realizar uma modificação nas paredes internas do tubo de maneira homogênea ao longo de toda a sua extensão. A introdução de grupos hidroxila, evidenciada pelas análises de FTIR, sugere um aumento da biocompatibilidade do tubo traqueal, potencialmente facilitando a adesão celular e a integração do implante.

Embora o tratamento à plasma de hélio (He) leve a um aumento significativo da molhabilidade na superfície interna do tubo de *Montgomery*, observou-se uma recuperação parcial do ângulo de contato ao longo do tempo, com valores aproximando-se dos medidos na amostra não tratada, nas primeiras 24 horas. Este fenômeno é atribuído à reorientação dos grupos funcionais hidroxila (OH) recém-formados, um processo comum em polímeros como o polidimetilsiloxano (PDMS). No entanto, as análises de XPS revelaram que, apesar da mudança na molhabilidade ser temporária, as alterações na composição química da superfície se matém com o passar do tempo. Especificamente, observou-se uma inversão nas concentrações de oxigênio e carbono, com o oxigênio atingindo 50% e o carbono 25%, enquanto a concentração de silício permaneceu estável. A alteração da composição química da superfície do PDMS é de extrema relevância para aplicações biomédicas, pois influencia diretamente a interação da superfície com fluidos biológicos e células.

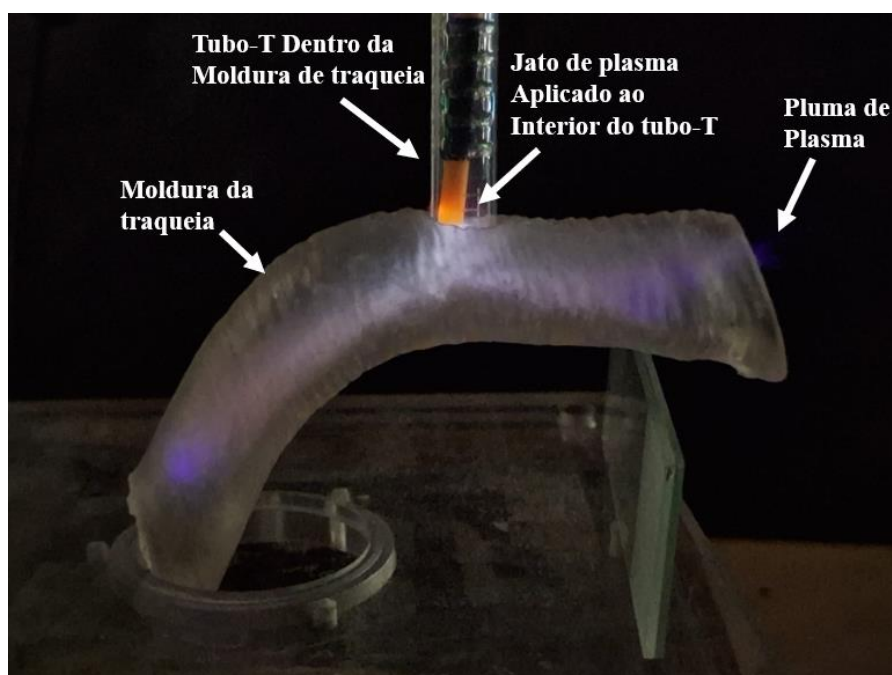
Com base nos resultados obtidos, futuros estudos irão realizar experimentos *in vitro* utilizando um nebulizador acoplado ao tubo traqueal, a fim de simular o ambiente observado *in vivo*. Essas próximas análises incluirão o cultivo de um biofilme na parede interna do tubo traqueal, que será posteriormente exposto ao jato de plasma, aplicando os parâmetros experimentais definidos neste estudo. Além dos experimentos *in vitro*, existe a possibilidade da

realização de experimentos *in vivo* mais complexos, em que se torna relevante o teste deste modelo em animais para validar a eficácia e segurança do método em condições fisiológicas mais próximas da encontrada em quadros

6 PERSPECTIVAS FUTURAS

Com base nos resultados e discussões apresentados neste trabalho, diversas áreas envolvendo do jato de plasma atmosférico frio (APPJ) de hélio em aplicações biomédicas, particularmente na modificação de próteses traqueais, como o tubo de Montgomery, podem ser trabalhadas. A Figura _ ilustra uma réplica da traqueia humana, construída através de impressora 3D, com o tubo-T acoplado, representando um cenário para a aplicação do APPJ em condições mais próximas da realidade clínica. Nesse contexto, propõem-se as seguintes investigações futuras:

Figura 81 - Jato de plasma de He aplicado dentro do Tubo de Montgomery, que se encontra no interior de uma superfície de traqueia construída através de impressora 3D.



Fonte: Elaborado pelo autor.

1. Simulação de Ambiente *In Vivo* com Nebulizador e Sistema de Respiração:

- Desenvolver um sistema experimental que incorpore um nebulizador acoplado ao tubo traqueal, juntamente com um dispositivo de simulação da respiração humana.
- Isso permitirá a análise do comportamento do plasma e de suas espécies reativas em um ambiente com umidade e fluxo de ar controlados, aproximando-se das condições fisiológicas encontradas em pacientes.

2. Avaliação da Eficácia do Plasma em Biofilmes *In Vitro*:

- Cultivar biofilmes bacterianos na superfície interna do tubo-T, reproduzindo o desafio clínico da colonização microbiana em próteses traqueais.
- Expor as próteses contaminadas ao plasma, utilizando os parâmetros experimentais encontrados neste trabalho, para avaliar a capacidade do APPJ de erradicar os biofilmes e modificar a superfície do material.
- Essa medida fornecerá informações sobre a eficácia do tratamento em condições que mimetizam a presença de biofilmes em pacientes.

3. Estudos *In Vivo* em Modelos Animais:

- Realizar experimentos *in vivo* em modelos animais, como coelhos ou porcos, para validar a segurança e a eficácia do tratamento com plasma em um contexto biológico complexo.
- Essas análises dos dados coletados nesses ambientes, é fundamental para a translação da tecnologia para aplicações clínicas em humanos.

A dessas pesquisas futuras, permitirá aprofundar o conhecimento sobre a interação do APPJ de hélio com próteses traqueais, otimizar os parâmetros de tratamento e validar a eficácia da técnica em condições cada vez mais próximas da realidade clínica. Além disso, os resultados obtidos poderão impulsionar o desenvolvimento de novas terapias que envolva pacientes com prótese de *Montgomery* alocada, resultando na melhoria da qualidade de vida de pacientes que necessitam dessas próteses traqueais.

7 BIBLIOGRAFIA

AGUERA, J. J. M. **Estudos dos espectros atômicos e moleculares de plasmas DBD atmosféricos**. Campinas, SP: Universidade Estadual de Campinas, 2013.

AKATSUKA, H. Optical Emission Spectroscopic (OES) analysis for diagnostics of electron density and temperature in non-equilibrium argon plasma based on collisional-radiative model. **Advances in Physics: X**, v. 4, n. 1, p. 1592707, 1 jan. 2019.

ALBERO, F. G. **ALBERO, Felipe Guimarães. Diagnóstico de lesões da tireóide pela espectroscopia de absorção no infravermelho por transformada de Fourier-FTIR**. São Paulo: IPEN, 2009.

ALMEIDA, A. C. DE P. L. **Estudo de Temperaturas rotacional e vibracional das espécies excitadas produzidas por jatos de plasma frio em pressão atmosférica para aplicações biomédicas**. Guaratinguetá, SP: Universidade Estadual Paulista , 2023.

AMANDA CRISTINA ZANGIROLAMI. **Funcionalização de materiais poliméricos para aplicação da Inativação fotodinâmica em biofilmes bacterianos**. São Carlos: Instituto de Física de São Carlos, 2022.

AMATO, V. S. et al. Utilização do tubo em “T” de silicone para tratamento de um caso de leishmaniose tegumentar americana com traqueomalácia. **Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical**, v. 28, n. 2, p. 129–130, jun. 1995.

ANDRADE, J. D. X-ray Photoelectron Spectroscopy (XPS). Em: **Surface and Interfacial Aspects of Biomedical Polymers**. Boston, MA: Springer US, 1985. p. 105–195.

ANDRADE, P. D. M. et al. Estenose traqueal pós-ventilação mecânica em pacientes acometidos pela Covid-19: evento isolado ou complicação direta? **Revista Eletrônica Acervo Científico**, v. 31, p. e8376, 24 jul. 2021.

BACKER, J. A.; KLINKENBERG, D.; WALLINGA, J. Incubation period of 2019 novel coronavirus (2019-nCoV) infections among travellers from Wuhan, China, 20–28 January 2020. **Eurosurveillance**, v. 25, n. 5, 6 fev. 2020.

BANIN, E.; HUGHES, D.; KUIPERS, O. P. Editorial: Bacterial pathogens, antibiotics and antibiotic resistance. **FEMS Microbiology Reviews**, v. 41, n. 3, p. 450–452, 1 maio 2017.

BARBIER, V. et al. Stable Modification of PDMS Surface Properties by Plasma Polymerization: Application to the Formation of Double Emulsions in Microfluidic Systems. **Langmuir**, v. 22, n. 12, p. 5230–5232, 1 jun. 2006.

BASTIN, O. et al. Optical and Electrical Characteristics of an Endoscopic DBD Plasma Jet. **Plasma Medicine**, v. 10, n. 2, p. 71–90, 2020.

BEKESCHUS, S. et al. The plasma jet kINPen – A powerful tool for wound healing. **Clinical Plasma Medicine**, v. 4, n. 1, p. 19–28, jul. 2016.

BERENICE ANINA DEDAVID; CARMEM ISSE GOMES; GIOVANA MACHADO. **Microscopia Eletrônica de Varredura: Aplicações e preparação de amostras**. CEMM ed. Porto Alegre: [s.n.].

BERTHOMIEU, C.; HIENERWADEL, R. Fourier transform infrared (FTIR) spectroscopy. **Photosynthesis Research**, v. 101, n. 2–3, p. 157–170, 10 set. 2009.

BISAG, A. et al. Cold atmospheric plasma decontamination of SARS-CoV-2 bioaerosols. **Plasma Processes and Polymers**, v. 19, n. 3, 1 mar. 2022.

BRITO, A. C. F. **Nanocompósitos funcionais de colágeno tipo I e nanomateriais bidimensionais**. Ouro Preto: Universidade Federal de Ouro Preto, 2022.

BRUGGEMAN, P.; BRANDENBURG, R. Atmospheric pressure discharge filaments and microplasmas: physics, chemistry and diagnostics. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 46, n. 46, p. 464001, 20 nov. 2013.

BRUGGEMAN, P. J. et al. **Gas temperature determination from rotational lines in non-equilibrium plasmas: A review. Plasma Sources Science and Technology** Institute of Physics Publishing, , 2014.

BRUGGEMAN, P. J.; IZA, F.; BRANDENBURG, R. **Foundations of atmospheric pressure non-equilibrium plasmas. Plasma Sources Science and Technology** Institute of Physics Publishing, , 22 nov. 2017.

BRUN, P. et al. Antibacterial efficacy and mechanisms of action of low power atmospheric pressure cold plasma: membrane permeability, biofilm penetration and antimicrobial sensitization. **Journal of Applied Microbiology**, v. 125, n. 2, p. 398–408, 20 ago. 2018.

CHANG, Z.-S. et al. Diagnosis of gas temperature, electron temperature, and electron density in helium atmospheric pressure plasma jet. **Physics of Plasmas**, v. 19, n. 7, 1 jul. 2012.

CHEN, D. et al. Thermal stability, mechanical and optical properties of novel addition cured PDMS composites with nano-silica sol and MQ silicone resin. **Composites Science and Technology**, v. 117, p. 307–314, set. 2015.

CHEN, Z. et al. Cold atmospheric plasma for SARS-CoV-2 inactivation. **Physics of Fluids**, v. 32, n. 11, 1 nov. 2020.

CHO, Y. K. et al. Bioactive surface modifications on inner walls of poly-tetra-fluoro-ethylene tubes using dielectric barrier discharge. **Applied Surface Science**, v. 296, p. 79–85, mar. 2014.

CHRISTOPHER JOHN OLDHAM. **Applications of Atmospheric Plasmas**. Raleigh, North Carolina: [s.n.].

CIOTTI, M. et al. The COVID-19 pandemic. **Critical Reviews in Clinical Laboratory Sciences**, v. 57, n. 6, p. 365–388, 17 ago. 2020.

CORDEIRO, A. L. P. DE C. et al. Lesão de mucosa laringotraqueal e fatores associados após extubação endotraqueal: estudo piloto. **Acta Paulista de Enfermagem**, v. 30, n. 3, p. 316–322, maio 2017.

DE JONG, M. S.; ROWLANDS, N. Proton beam diagnostics using optical spectroscopy. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 10–11, p. 822–824, maio 1985.

DEVIA, D. M.; RODRIGUEZ-RESTREPO, L. V; RESTREPO-PARRA, E. Methods Employed in Optical Emission Spectroscopy Analysis: a Review. **Ingeniería y Ciencia**, v. 11, n. 21, p. 239–267, 30 fev. 2015a.

DEVIA, D. M.; RODRIGUEZ-RESTREPO, L. V; RESTREPO-PARRA, E. Methods Employed in Optical Emission Spectroscopy Analysis: a Review. **Ingeniería y Ciencia**, v. 11, n. 21, p. 239–267, 30 fev. 2015b.

DHAR, P. et al. Superhydrophobic Surface Curvature Dependence of Internal Advection Dynamics within Sessile Droplets. **Langmuir**, v. 35, n. 6, p. 2326–2333, 12 fev. 2019.

DIN SPEC 91315:2014-06, Allgemeine Anforderungen an medizinische Plasmaquellen. BerlinDIN Media GmbH, , jun. 2014.

DO NASCIMENTO, F. et al. Properties of DBD Plasma Jets Using Powered Electrode with and without Contact with the Plasma. **IEEE Transactions on Plasma Science**, v. 49, n. 4, p. 1293–1301, 1 abr. 2021.

DO NASCIMENTO, F. et al. Different configurations of transferred atmospheric pressure plasma jet and their application to polymer treatment. **Contributions to Plasma Physics**, v. 63, n. 1, 11 jan. 2023.

DO NASCIMENTO, F. et al. A Low Cost, Flexible Atmospheric Pressure Plasma Jet Device With Good Antimicrobial Efficiency. **IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences**, v. 8, n. 3, p. 307–322, mar. 2024.

DO NASCIMENTO, F.; GERLING, T.; KOSTOV, K. G. On the gas heating effect of helium atmospheric pressure plasma jet. **Physica Scripta**, v. 98, n. 5, p. 055013, 1 maio 2023.

DUGUET, T. et al. Study by optical emission spectroscopy of a physical vapour deposition process for the synthesis of complex AlCuFe(B) coatings. **Surface and Coatings Technology**, v. 205, n. 1, p. 9–14, set. 2010.

FLOREZ, D. et al. Efficiency of an Exciplex DBD Lamp Excited Under Different Methods. **IEEE Transactions on Plasma Science**, v. 46, n. 1, p. 140–147, jan. 2018.

FRIDMAN, G. et al. Applied Plasma Medicine. **Plasma Processes and Polymers**, v. 5, n. 6, p. 503–533, 15 ago. 2008.

GAENS, W. VAN; BOGAERTS, A. Kinetic modelling for an atmospheric pressure argon plasma jet in humid air. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 46, n. 27, p. 275201, 10 jul. 2013.

GAUNT, L. F.; BEGGS, C. B.; GEORGHIU, G. E. Bactericidal Action of the Reactive Species Produced by Gas-Discharge Nonthermal Plasma at Atmospheric Pressure: A Review. **IEEE Transactions on Plasma Science**, v. 34, n. 4, p. 1257–1269, ago. 2006.

GERVASIO et al. Estenose traqueal após traqueostomia para ventilação mecânica em pneumonia COVID-19-relato de 2 casos do norte da Itália. **O jornal americano de relatos de casos**, v. 21, 2020.

GOMATHI, N. et al. Surface modification of poly(dimethylsiloxane) through oxygen and nitrogen plasma treatment to improve its characteristics towards biomedical applications. **Surface Topography: Metrology and Properties**, v. 3, n. 3, p. 035005, 3 set. 2015.

GRAVES, D. B. The emerging role of reactive oxygen and nitrogen species in redox biology and some implications for plasma applications to medicine and biology. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 45, n. 26, p. 263001, 4 jul. 2012.

HAMOUNI, S. et al. Alcohol and Alkane Organic Extraction Using Pervaporation Process. **Macromolecular Symposia**, v. 386, n. 1, 14 ago. 2019.

HE, T. et al. Discharge characteristics and reactive species diagnosis of a He + Ar + O₂ plasma jet at atmospheric pressure. **The European Physical Journal D**, v. 78, n. 6, p. 80, 27 jun. 2024.

HEINLIN, J. et al. Plasma applications in medicine with a special focus on dermatology. **Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology**, v. 25, n. 1, p. 1–11, jan. 2011.

HELMKE, A.; GERLING, T.; WELTMANN, K.-D. Plasma Sources for Biomedical Applications. Em: **Comprehensive Clinical Plasma Medicine**. Cham: Springer International Publishing, 2018. p. 23–41.

HONG, Y. C. et al. A long plasma column in a flexible tube at atmospheric pressure. **Physics of Plasmas**, v. 14, n. 7, 1 jul. 2007.

HU, H. et al. Treatment of secondary benign airway stenosis after tracheotomy with Montgomery T-tube. **Mathematical Biosciences and Engineering**, v. 16, n. 6, p. 7839–7849, 2019.

IVANKOV, A. et al. Experimental Study of a Nonthermal DBD-Driven Plasma Jet System Using Different Supply Methods. **Plasma**, v. 5, n. 1, p. 75–97, 1 fev. 2022.

J. A. BITTENCOURT. **Fundamental of Plasma Physics**. 3rd ed. ed. New York: [s.n.].

JACOB, C.; JAMIER, V.; BA, L. A. Redox active secondary metabolites. **Current Opinion in Chemical Biology**, v. 15, n. 1, p. 149–155, fev. 2011.

JAGGI, N.; VIJ, D. R. FOURIER TRANSFORM INFRARED SPECTROSCOPY. Em: **Handbook of Applied Solid State Spectroscopy**. Boston, MA: Springer US, [s.d.]. p. 411–450.

JANSEN, B.; STEINHAUSER, H.; PROHASKA, W. Plasma treatment of the inner surface of polymer tubes for the improvement of their anticoagulant properties. **Makromolekulare Chemie. Macromolecular Symposia**, v. 5, n. 1, p. 237–244, set. 1986.

JATENE, FUNCDAÇÃO A. **Tubos traqueais.**

JOFRE-RECHE, J. A. et al. Surface Treatment of Polydimethylsiloxane (PDMS) with Atmospheric Pressure Rotating Plasma Jet. Modeling and Optimization of the Surface Treatment Conditions. **Plasma Processes and Polymers**, v. 13, n. 4, p. 459–469, abr. 2016.

JOSÉ RAMON SALVATIERRA MURILLO; JENNY MAGALI CORONEL CEVALLOS. **COMPARACIÓN ENTRE TRAQUEOSTOMÍA TEMPRANA Y TARDÍA EN LOS PACIENTES CRÍTICOS HOSPITALIZADOS EN LA UNIDAD DE CUIDADOS INTENSIVOS DEL HOSPITAL LUIS VERNAZA.** Samborondón: Universidad de Especialidades Espirito Santo, mar. 2019.

JUÁREZ-MORENO, J. A. et al. Effect of wettability and surface roughness on the adhesion properties of collagen on PDMS films treated by capacitively coupled oxygen plasma. **Applied Surface Science**, v. 349, p. 763–773, set. 2015.

JUÁREZ-MORENO, J. A. et al. Effect of the type of plasma on the polydimethylsiloxane/collagen composites adhesive properties. **International Journal of Adhesion and Adhesives**, v. 77, p. 85–95, set. 2017.

KARRER, S. et al. In Vitro Safety Study on the Use of Cold Atmospheric Plasma in the Upper Respiratory Tract. **Cells**, v. 13, n. 17, p. 1411, 23 ago. 2024.

KC, S. K. et al. How to control the plasma jet production of reactive species for medical therapy? A topical review. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 58, n. 14, p. 143006, 7 abr. 2025.

KIM, H. T.; JEONG, O. C. PDMS surface modification using atmospheric pressure plasma. **Microelectronic Engineering**, v. 88, n. 8, p. 2281–2285, ago. 2011.

KIM, S. J.; CHUNG, T. H. Cold atmospheric plasma jet-generated RONS and their selective effects on normal and carcinoma cells. **Scientific Reports**, v. 6, n. 1, p. 20332, 3 fev. 2016.

KOGA-ITO, C. Y. et al. Cold Atmospheric Plasma as a Therapeutic Tool in Medicine and Dentistry. **Plasma Chemistry and Plasma Processing**, v. 44, n. 3, p. 1393–1429, 27 maio 2024.

KONG, M. G. et al. Plasma medicine: an introductory review. **New Journal of Physics**, v. 11, n. 11, p. 115012, 26 nov. 2009.

KOSTOV, K. G. et al. Transfer of a cold atmospheric pressure plasma jet through a long flexible plastic tube. **Plasma Sources Science and Technology**, v. 24, n. 2, p. 025038, 7 abr. 2015.

KUROSAWA, M. et al. Endoscopic Hemostasis in Porcine Gastrointestinal Tract Using CO₂ Low-Temperature Plasma Jet. **Journal of Surgical Research**, v. 234, p. 334–342, fev. 2019.

KWOK, D. Y.; NEUMANN, A. W. Contact angle measurement and contact angle interpretation. **Advances in Colloid and Interface Science**, v. 81, n. 3, p. 167–249, set. 1999.

LAROUSSI, M.; LU, X. Room-temperature atmospheric pressure plasma plume for biomedical applications. **Applied Physics Letters**, v. 87, n. 11, 12 set. 2005.

LI, J. et al. Atmospheric diffuse plasma jet formation from positive-pseudo-streamer and negative pulseless glow discharges. **Communications Physics**, v. 4, n. 1, p. 64, 31 mar. 2021.

LIU, G. et al. Penetration effect of the kINPen plasma jet investigated with a 3D agar-entrapped bacteria model. **Microchemical Journal**, v. 183, p. 107973, dez. 2022.

LU, X.; LAROUSSI, M.; PUECH, V. On atmospheric-pressure non-equilibrium plasma jets and plasma bullets. **Plasma Sources Science and Technology**, v. 21, n. 3, p. 034005, 1 jun. 2012.

MAGNANTE, J. et al. Incidência de Estenose Traqueal em Pacientes pós SARS-CoV-2. **Research, Society and Development**, v. 11, n. 17, p. e188111739054, 24 dez. 2022.

MAHO, T. et al. Anti-Bacterial Action of Plasma Multi-Jets in the Context of Chronic Wound Healing. **Applied Sciences**, v. 11, n. 20, p. 9598, 15 out. 2021.

MANN, M. S. et al. Introduction to DIN-specification 91315 based on the characterization of the plasma jet kINPen® MED. **Clinical Plasma Medicine**, v. 4, n. 2, p. 35–45, dez. 2016.

MATA, A.; FLEISCHMAN, A. J.; ROY, S. Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems. **Biomedical Microdevices**, v. 7, n. 4, p. 281–293, dez. 2005.

MELLO, C. B. **Deposição de Filmes Finos Baseada em Implantação Iônica por Imersão em Plasma com Descarga Luminescente e Magnetron Sputtering**. São José dos Camoos: Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais, 2011.

MICHAEL A. LIEBERMAN; ALLAN J. LICHTENBERG. **Principles of Plasma Discharges and Materials Processing**. 2. ed. [s.l.: s.n.]. v. 30

MINKYUNG LEE et al. **Blood coagulation with atmospheric-plasma jets**. 2012 Abstracts IEEE International Conference on Plasma Science. **Anais...IEEE**, jul. 2012.

MIWA, M. et al. Two Cases of Post-intubation Laryngotracheal Stenosis Occurring after Severe COVID-19. **Internal Medicine**, v. 60, n. 3, p. 473–477, 1 fev. 2021.

MOISAN, M. et al. Low-temperature sterilization using gas plasmas: a review of the experiments and an analysis of the inactivation mechanisms. **International Journal of Pharmaceutics**, v. 226, n. 1–2, p. 1–21, set. 2001.

MONTGOMERY, W. W. T-Tube Tracheal Stent. **Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery**, v. 82, n. 3, p. 320–321, 1 set. 1965.

NASRAZADANI, S. **Review of Applications of Fourier Transform Infrared Spectrophotometry (FTIR) in Characterization of Construction Materials**. Geo-Frontiers 2011. **Anais...Reston, VA: American Society of Civil Engineers**, 11 mar. 2011.

NATHAN, C.; DING, A. SnapShot: Reactive Oxygen Intermediates (ROI). **Cell**, v. 140, n. 6, p. 951- 951.e2, mar. 2010.

NICOL, M. J. et al. Antibacterial effects of low-temperature plasma generated by atmospheric-pressure plasma jet are mediated by reactive oxygen species. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, p. 3066, 20 fev. 2020.

NISHIME, T. M. C. **JATO DE PLASMA FRIO EM PRESSÃO ATMOSFÉRICA PARA TRATAMENTO DE MATERIAIS E ESTERILIZAÇÃO**. [s.l: s.n.].

NORTHAGE, N. et al. Efficient endoscope inner channel surface disinfection using a two-step atmospheric pressure plasma treatment. **Applied Surface Science**, v. 623, p. 156936, jun. 2023.

NOTÍCIAS ONU. **ONU News - COVID-19: ONU lança plano para ajudar países mais vulneráveis**.

ONYSHCHENKO, I. et al. Atmospheric Pressure Plasma Penetration inside Flexible Polymeric Tubes. **Plasma Processes and Polymers**, v. 12, n. 3, p. 271–284, mar. 2015.

PAULA M. BELLAN. **Fundamentals of Plasma Physics**. Cambridge: [s.n.].

PEARSE, R. W. B.; GAYDON, A. G. Identification of molecular spectra. **Chapman and Hall**, p. 280, 1976.

PRYSIAZHNYI, V.; RICCI, A. H. C.; KOSTOV, K. G. On Power Measurements of Single-Electrode Low-Power Ar Plasma Jets. **Brazilian Journal of Physics**, v. 46, n. 5, p. 496–502, 30 out. 2016.

PRYSIAZHNYI, V.; SATURNINO, V. F. B.; KOSTOV, K. G. Transferred plasma jet as a tool to improve the wettability of inner surfaces of polymer tubes. **International Journal of Polymer Analysis and Characterization**, v. 22, n. 3, p. 215–221, 3 abr. 2017.

RAISER, J.; ZENKER, M. Argon plasma coagulation for open surgical and endoscopic applications: state of the art. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 39, n. 16, p. 3520–3523, 21 ago. 2006.

ROBERT, E. et al. Characterization of pulsed atmospheric-pressure plasma streams (PAPS) generated by a plasma gun. **Plasma Sources Science and Technology**, v. 21, n. 3, p. 034017, 1 jun. 2012.

RODRIGO PERITO CARDOSO; HENRIQUE CEZAR PAVANATI. **Aspectos básicos sobre plasmas DC fracamente ionizados**. 1. ed. Florinópolis: [s.n.].

SIEGBAHN, K. Electron Spectroscopy and Molecular Structure. **Pure and Applied Chemistry**, v. 48, n. 1, p. 77–97, 1 jan. 1976.

SMITH, B. C. **Fundamentals of Fourier transform infrared spectroscopy**. London: [s.n.]. v. 2nd ed.

SOUZA, J. H. C. **Estudos de esterilização por plasma a pressão atmosférica**. Brasília: Universidade de Brasília, 2012.

STANCAMPIANO, A. et al. Mimicking of Human Body Electrical Characteristic for Easier Translation of Plasma Biomedical Studies to Clinical Applications. **IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences**, v. 4, n. 3, p. 335–342, maio 2020.

STEPANOVA, O. et al. Bactericidal Effect of a Dielectric Barrier Discharge Plasma Jet Generated in Laminar and Preturbulent Helium Flows. **Plasma Medicine**, v. 7, n. 3, p. 187–200, 2017.

STOFFELS, E. “Tissue Processing” with Atmospheric Plasmas. **Contributions to Plasma Physics**, v. 47, n. 1–2, p. 40–48, fev. 2007.

TAY, J. K.; KHOO, M. L.-C.; LOH, W. S. Surgical Considerations for Tracheostomy During the COVID-19 Pandemic. **JAMA Otolaryngology–Head & Neck Surgery**, v. 146, n. 6, p. 517, 1 jun. 2020.

TENDERO, C. et al. Atmospheric pressure plasmas: A review. **Spectrochimica Acta Part B: Atomic Spectroscopy**, v. 61, n. 1, p. 2–30, jan. 2006.

THALITA MAYUMI CASTALDELLI NISHIME. **Development and characterization of extended and flexible plasma jets**. Guaratinguetá: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, ago. 2019.

THULLIEZ, M. et al. Effect of gas flow on a helium/oxygen endoscopic plasma jet. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 55, n. 41, p. 415202, 13 out. 2022.

TIMMERMAN, E. et al. Piezoelectric-driven plasma pen with multiple nozzles used as a medical device: risk estimation and antimicrobial efficacy. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 54, n. 2, p. 025201, 14 jan. 2021.

VAN CHARANTE, F. et al. Microbial diversity and antimicrobial susceptibility in endotracheal tube biofilms recovered from mechanically ventilated COVID-19 patients. **Biofilm**, v. 4, p. 100079, dez. 2022.

VIJAY NEHRA; ASHOK KUMAR; H K DWIVEDI. Atmospheric Non-Thermal Plasma Sources. **International Journal of Engineering**, v. v.2, p. 53–68, fev. 2008.

VON WOEDTKE, T.; LAROUSSI, M.; GHERARDI, M. Foundations of plasmas for medical applications. **Plasma Sources Science and Technology**, v. 31, n. 5, p. 054002, 1 maio 2022.

VORÁČ, J. et al. Batch processing of overlapping molecular spectra as a tool for spatio-temporal diagnostics of power modulated microwave plasma jet. **Plasma Sources Science and Technology**, v. 26, n. 2, p. 025010, 31 jan. 2017.

WANG, D. et al. Clinical Characteristics of 138 Hospitalized Patients With 2019 Novel Coronavirus–Infected Pneumonia in Wuhan, China. **JAMA**, v. 323, n. 11, p. 1061, 17 mar. 2020.

WANG, Q. et al. Experimental and theoretical study of the effect of gas flow on gas temperature in an atmospheric pressure microplasma. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 40, n. 14, p. 4202–4211, 21 jul. 2007.

WANG, T. et al. Flexible atmospheric brush-like microplasma jet source with needle-shaped protrusion electrode for internal surface treatment. **Applied Surface Science**, v. 656, p. 159699, maio 2024.

WEIDMANN. **FIBER OPTIC THERMOMETER FOTEMP OEM DATA-SHEET.** , 2024.

WELTMANN, K. -D. et al. Atmospheric Pressure Plasma Jet for Medical Therapy: Plasma Parameters and Risk Estimation. **Contributions to Plasma Physics**, v. 49, n. 9, p. 631–640, 10 nov. 2009.

WINTER, J. et al. On the development of a deployable cold plasma endoscope. **Contributions to Plasma Physics**, v. 58, n. 5, p. 404–414, jun. 2018a.

WINTER, J. et al. On the development of a deployable cold plasma endoscope. **Contributions to Plasma Physics**, v. 58, n. 5, p. 404–414, 2 jun. 2018b.

WINTER, J. et al. Enhanced atmospheric pressure plasma jet setup for endoscopic applications. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 52, n. 2, p. 024005, 9 jan. 2019.

WINTER, J.; BRANDENBURG, R.; WELTMANN, K.-D. Atmospheric pressure plasma jets: an overview of devices and new directions. **Plasma Sources Science and Technology**, v. 24, n. 6, p. 064001, 8 out. 2015.

WU, D. et al. Determination of contact angle of droplet on convex and concave spherical surfaces. **Chemical Physics**, v. 457, p. 63–69, ago. 2015.

XINPEI LU et al. An RC Plasma Device for Sterilization of Root Canal of Teeth. **IEEE Transactions on Plasma Science**, v. 37, n. 5, p. 668–673, maio 2009.

DADOS CURRICULARES

IDENTIFICAÇÃO	
	Ananias Alves Barbosa 22/07/1994
Nacionalidade	brasileira
Nome em citações bibliográficas:	Barbosa, Ananias Alves, B.
Currículo Lattes	http://lattes.cnpq.br/9658470665092476
ORCID	0000-0001-5588-5844
outro identificador	URL
FORMAÇÃO ACADÊMICA	
2015	Licenciatura em Física - Licenciado Instituto Federal do Norte de Minas Gerais
2019	Mestre em Física – Mestre Universidade Federal de Juiz de Fora
PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA	
Kostov, K.G.; Barbosa, A.A.; do Nascimento, F.; Cardoso, P.F.G.; Almeida, A.C.P.L.; Quade, A.; Legendre, D.; Hein, L.R.O.; Silva, D.M.; Koga-Ito, C.Y. Plasma Surface Modification of the Inner Wall of Montgomery's Tracheal Implant (T-Tube). <i>Polymers</i> 2024 , 16, 3223. https://doi.org/10.3390/polym16223223	
PARTICIPAÇÃO EM BANCAS E ORIENTAÇÕES	
Bancas de trabalhos de conclusão	
JUNIOR, William Chiappin; ALMEIDA, Ana Carla de Paula Leite; BARBOSA, Ananias Alves. Participação em banca de Andre Henrique Rabello Ferreira. Plasma Frio a pressão atmosférica como ferramenta de tratamento de água . 2024. TCC (Bacharelado em Física) – Universidade Estadual Paulista-FEG, Guaratinguetá, 2024.	
Orientações	
SOBRENOME, N. Título: subtítulo. 2011.Orientador: Nome Completo do Orientador. 2011. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Nome do Curso) - Nome da Universidade, Cidade, 2011	
PARTICIPAÇÃO EM EVENTOS CIENTÍFICOS	

XXII BRAZILIAN MATERIALS RESEARCH SOCIETY (B-MRS) Meeting, September 29 to October 3, Santos, SP 2024. Effect of Atmospheric Plasma Jet on the Wettability of PDMS Surfaces. 2024. (Pôster)

8º WORKSHOP DE ENGENHARIA E INOVAÇÃO, 9 a 10 de Outubro, Guaratinguetá, SP 2024. Tratamento Interno do Tubo em T de Montgomery por Jato de Plasma de He. 2024. (Apresentação oral)

10TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON PLASMA MEDICINE (ICPM10) & 9TH INTERNATIONAL WORKSHOP ON PLASMA FOR CANCER TREATMENT (IWPCT9), 8-13 september, Portoroze, Eslovênia. Plasma Jet Treatment of the Inner Wall of Montgomery Tracheal Implant (T-Tube). 2024. (Pôster).

XLIV CONGRESSO BRASILEIRO DE APLICAÇÕES DE VÁCUO NA INDÚSTRIA E NA CIÊNCIA, 25-29 November, Campos do Jordão, SP, Brasil. Understanding the interaction of plasma jets with the human body for medical applications. 2023. (Pôster).

XLIII CONGRESSO BRASILEIRO DE APLICAÇÕES DE VÁCUO NA INDÚSTRIA E NA CIÊNCIA (XLIII CBrAVIC), 8 a 12 de Agosto 2022, Sorocaba, SP. Improved Wettability of Polydimethylsiloxane (PDMS) Sample Through Plasma Jet at Atmospheric Pressure. 2022. (Pôster).

AUTUMN MEETING 2022 BRAZILIAN PHYSICAL SOCIETY, April 10 to 14, São Paulo, SP. Treatment of Inner Walls of Polydimethylsiloxane (PDMS) Cylindrical Objects Using Atmospheric Pressure Plasma Jet. 2022. (Pôster).