

ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA UMIDADE NA PERMISSIVIDADE ELÉTRICA DE MATERIAIS TÊXTEIS NA FAIXA DE MICRO-ONDAS

Alexandre Maia Gomes Chaves¹, Samanta Mesquita de Holanda²

Resumo: O crescimento da tecnologia vestível tem incentivado a pesquisa sobre o uso de materiais têxteis em dispositivos eletrônicos como sensores de umidade, sendo esta, uma variável crucial para monitoramento em diversas áreas como na medicina. Este estudo investiga o comportamento de diferentes tipos de tecidos que podem ser usados para construção de sensores de umidade, com ênfase nas suas propriedades elétricas. Três tecidos foram selecionados para os ensaios: 100% algodão (CO), 100% poliéster (PES) e uma mistura de 67% algodão com 33% poliéster (COPES). As amostras foram submetidas a testes de absorção de umidade e medições de permissividade elétrica, utilizando um analisador de redes vetoriais (VNA). Os resultados indicaram que o tecido de algodão, por ser uma fibra natural, retém mais umidade e apresentou maior permissividade elétrica em comparação ao poliéster, que, por sua natureza sintética, absorveu menos umidade e demonstrou menor variação na permissividade. O tecido misto de algodão e poliéster mostrou um comportamento intermediário. A partir dessas análises, pode-se concluir que as amostras que possuem algodão em sua composição, podem resultar no desenvolvimento de sensores de umidade mais eficientes e sensíveis, enquanto o poliéster pode ser mais adequado para aplicações que exigem menor absorção de água. Além disso, a utilização de materiais têxteis no processo de fabricação dos sensores pode implicar em eletrônicos com características únicas, como flexibilidade e adaptabilidade em dispositivos vestíveis. Para estudos futuros, recomenda-se o uso dos tecidos selecionados para o desenvolvimento de um sensor de umidade que possa desempenhar sua função com precisão.

Palavras-chave: sensores de umidade, materiais têxteis, permissividade elétrica, tecnologia vestível.

1. INTRODUÇÃO

Na sociedade contemporânea, o avanço tecnológico está diretamente relacionado com a melhoria da qualidade de vida. Dessa forma, a necessidade de desenvolvimento de novos materiais é essencial para diversificar os recursos utilizados para a produção de componentes eletrônicos. Nesse contexto, as pesquisas relacionadas à fabricação de sensores à base têxtil estão sendo realizadas de forma que possam ser encontrados caminhos alternativos para alteração estrutural desses eletrônicos convencionais [1,2]. Para aplicações de monitoramento em tecidos inteligentes, o uso de sensores é essencial, já que sua função básica é coletar e transmitir informações desejadas [3].

O rápido avanço das tecnologias de comunicação sem fio impulsionou o desenvolvimento de dispositivos eletrônicos vestíveis para diversas aplicações, como na interação humano-computador, pele eletrônica e monitoramento da atividade humana [4]. Devido ao seu amplo potencial de integração em tecnologias vestíveis, monitoramento de saúde e outros campos, os sensores de umidade se tornam cada vez mais utilizados nessas aplicações. Além disso, a utilização de materiais têxteis na fabricação desses dispositivos pode implicar em uma redução na produção do lixo eletrônico e, consequentemente, proteger o meio ambiente em caso de descarte. Esses sensores podem ser divididos em resistivos [5], capacitivos [6] e do tipo impedância [7,8], a depender do parâmetro que será variado no seu funcionamento.

Em relação às tecnologias de comunicação sem fio e ao aumento da capacidade de processamento, esses fatores resultaram em pesquisas que incentivam o uso de redes corporais sem fio em diversas aplicações médicas, a exemplo do monitoramento de saúde do paciente à distância [9] e diagnóstico de enfermidades [10, 11]. Dessa forma, um bom sistema de saúde deve ter em sua propriedade redes de comunicação desenvolvidas, que possam se adaptar às situações necessárias e possuírem facilidade de uso, para atender às necessidades dos pacientes. Essas condições podem ser alcançadas por uma rede de área corporal sem fio (*Wireless Body Area Network* – WBAN) [12].

Embora as primeiras tentativas de implementação tenham se concentrado em sensores mais básicos para monitorar sinais vitais básicos, como gasto calórico e frequência cardíaca [13], em pouco tempo, houve um grande avanço no desenvolvimento dos sensores, como os biossensores capazes de detectar enzimas, anticorpos e receptores celulares, por exemplo [14,15].

Paralelamente, a tecnologia de identificação por radiofrequência (*Radio Frequency Identification* - RFID), apresenta ampla aplicabilidade em uma grande diversidade de campos, já que as ondas de rádio irradiam em todas

as direções, possibilitando estabelecer comunicação sem fio [16]. Diante disso, a variação de umidade no dispositivo pode implicar em diversos resultados. Alguns estudos, como o trabalho de [17], teve como foco pesquisa a detecção de umidade em materiais de construção, e, a partir disso, percebeu-se que a variação de umidade implicava em alterações na frequência de ressonância. Outro estudo realizado em [18], foi desenvolvido um sensor para detecção de alagamentos e a partir disso, foi possível verificar alterações na posição da frequência de ressonância devido a mudanças entre meios (ar-água), ou seja, a interferência da umidade no sensor implicou nessa alteração da frequência de ressonância.

Para o desenvolvimento de materiais têxteis aplicados à eletrônica vestível, estudos aprofundados sobre tecidos condutores tornam-se imprescindíveis, uma vez que estes funcionarão como substratos estruturais para os sensores. A viabilidade desses dispositivos requer o atendimento a critérios específicos que garantam sua eficácia operacional. Neste contexto, a produção de sensores têxteis de umidade com desempenho otimizado exige: Caracterização prévia das propriedades elétricas dos tecidos componentes; Análise do impacto da variação de umidade no comportamento em radiofrequência; Avaliação ergonômica para garantia de conforto na aplicação médica. Esses requisitos são particularmente críticos considerando a aplicação final em dispositivos médicos vestíveis, onde o conforto do usuário é tão essencial quanto a precisão das medições.

2. PERMISSIVIDADE ELÉTRICA

Materiais isolantes ou maus condutores (dielétricos), apresentam uma propriedade crítica conhecida como rigidez dielétrica, definida como a tensão máxima por unidade de comprimento [kV/mm] que o material pode suportar antes de sofrer ruptura dielétrica. Quando o material dielétrico é submetido a uma tensão acima do valor da tensão de ruptura, ele fica apto a conduzir corrente elétrica. Essa propriedade é chamada de rigidez dielétrica. O campo elétrico ao qual o dielétrico é submetido, apresenta um comportamento diferente de acordo com o tipo de material. Essa interação do campo elétrico com o meio, ou ainda, a capacidade de um material se polarizar em função de um campo elétrico é denominado permissividade elétrica [19]. A determinação do coeficiente de permissividade elétrica relativa de materiais é de extrema importância para a caracterização destes, sendo uma informação indispensável para implementação em diversos campos [20].

A permissividade elétrica consiste em um parâmetro constitutivo dos materiais que relaciona a capacidade de reforço da densidade de fluxo elétrico sob a aplicação de campo elétrico externo, através da polarização das cargas elétricas ou íons no material. Esta propriedade é medida em Farads por metro [F/m]. Considerando o espaço livre, tem-se a permissividade elétrica do vácuo (ϵ_0), que equivale a $10^{-9}/(36\pi)$ [F/m]. Esta grandeza pode ser vista como um valor de referência para as constantes de permissividade elétrica dos materiais dielétricos, visto que todos possuem ϵ superior a ϵ_0 , devido à ausência de cargas elétricas e íons no vácuo e, conseqüentemente, à ausência do fenômeno de polarização elétrica [21].

Em outras palavras, a permissividade elétrica é o quanto um campo elétrico afeta e é afetado por um meio. Dessa forma, a permissividade está diretamente relacionada ao tipo de material, podendo ter um valor único diferenciando um dos demais. É importante salientar que, de acordo com a Equação 1, a razão entre a permissividade de um material (ϵ) e a permissividade do vácuo (ϵ_0) é definida como a permissividade relativa (ϵ_r) [22].

$$\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0} \quad (\text{Equação 1})$$

3. METODOLOGIA

O processo metodológico se iniciou a partir das escolhas das amostras que seriam utilizadas nos ensaios e para a análise de dados obtidos, dessa forma, foram selecionados três tipos de tecidos seguindo as normas da ABNT NBR 13734 e ABNT NBR 16064 [23,24], que informam os tipos de tecidos mais utilizados na área hospitalar. Os materiais selecionados possuem as seguintes composições: 100% poliéster (PES) (A), 100% algodão (CO) (B) e 67% algodão + 33% poliéster (COPES) (C) (Figura 1).

Para a realização dos ensaios, definiu-se que os corpos de prova teriam as dimensões de 5 x 5 cm e seriam agrupados em três camadas sobrepostas por tecido (Figura 1), devido à facilidade no manuseio durante os ensaios e medições de permissividade elétrica, como também por conta que, no estudo de [25], as mesmas amostras foram dispostas a esta forma de agrupamento. Além disso, neste mesmo estudo, foi observado que, além do processo de caracterização dos tecidos, foram utilizadas essas composições para desenvolver antenas de microfita, o que implica em possibilidades para outras aplicações no futuro, neste caso utilizados como parte têxtil de um sensor de umidade.

O processo pode ser dividido em duas fases, onde na fase 1 ocorreram a medição e pesagem dos tecidos secos, e na fase 2 a medição e pesagem dos tecidos molhados, já que possuem metodologias distintas.

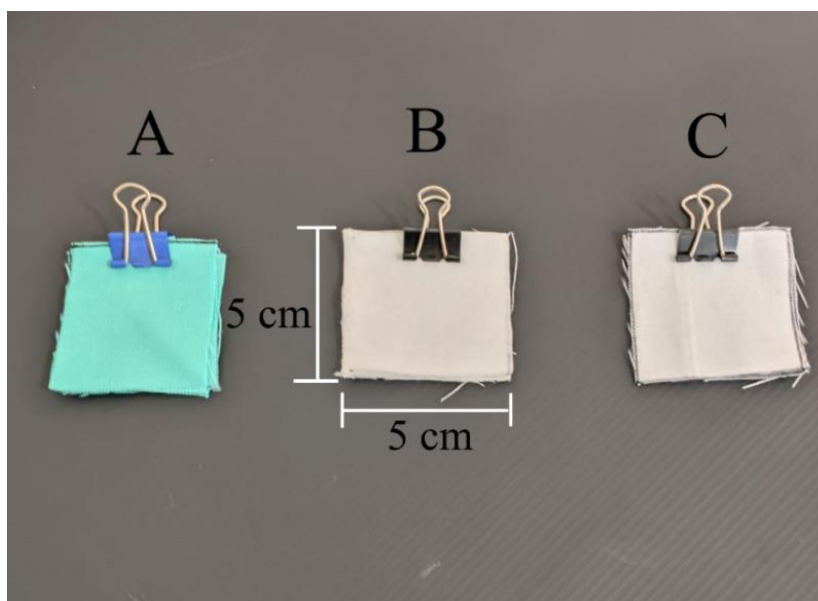


Figura 1. Tecidos Seleccionados: PES (A), CO (B) e COPES (C) (Autoria Própria).

Durante a fase 1, os tecidos passaram por um processo de secagem em uma estufa de secagem e esterilização (FANEM Modelo 315 SE) durante 60 minutos com temperatura de 60° C (Figura 2.a), para garantir que as amostras estivessem secas durante a primeira medição, eliminando assim a influência da umidade ambiente. Após secagem, os materiais foram pesados em uma balança analítica (Figura 2.b), a fim de obter os dados iniciais de massa [g] destes, para que posteriormente se verificasse a diferença de massa entre os tecidos secos e molhados. Além disso, foram medidas suas respectivas permissividades elétricas usando o *Vector Network Analyzer* (VNA Rohde & Schwarz) juntamente com o DAK 3.5 (*Dielectric Assessment Kit*) da SPEAG (Figura 2.c).

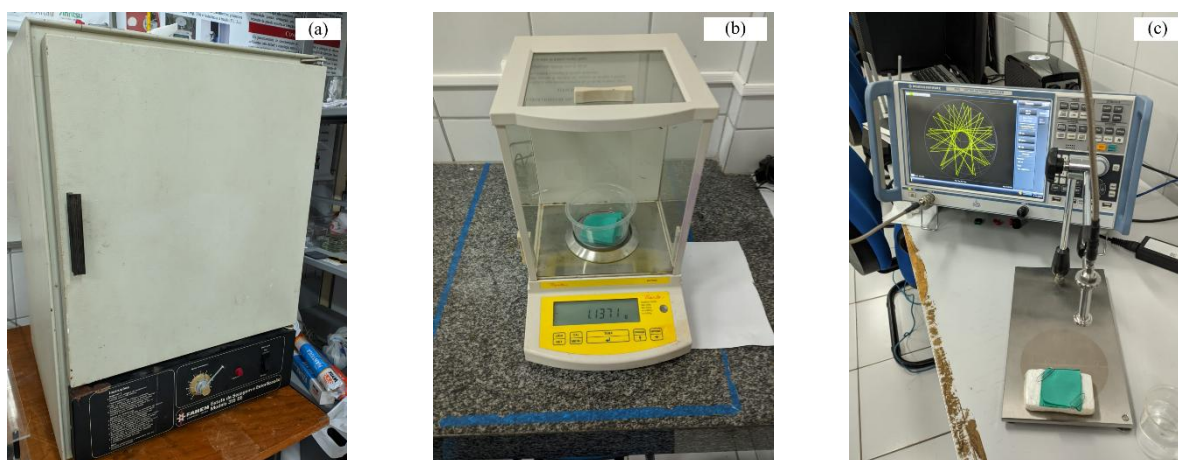


Figura 2. Aparelhos utilizados na metodologia: estufa de secagem e esterilização (a), balança analítica (b), VNA e DAK 3.5 (c) (Autoria Própria).

Após obter os resultados de massa [g] e permissividade dos tecidos secos, as amostras foram submetidas à imersão em 200 ml de água deionizada com o intuito de prosseguir com a fase experimental. Dessa forma, foi proposto um protocolo para a fase 2, onde o tecido permaneceria 1 minuto submerso na água deionizada e após isso, 1 minuto em repouso em uma grade que permitisse o escoamento da água. Em seguida, a amostra foi submetida a uma sequência de secagens, de forma que o tecido voltaria ao estado seco. O tempo escolhido foi o intervalo de 5 em 5 minutos à 60° C e assim, ele foi levado à estufa para secagem parcial, para variar os resultados de massa ao longo do tempo. Esperava-se que houvesse uma alteração em relação aos valores obtidos na fase 1, por conta da adição de água na composição.

Para a medição da permissividade durante a fase 2, o mesmo protocolo foi utilizado, tanto a submersão na água como as secagens parciais de 5 em 5 minutos, este tempo foi escolhido com base no trabalho de [28], que fez um estudo sobre o tempo necessário para diferentes tipos de tecidos secarem totalmente. Dessa forma, foi possível medir a permissividade elétrica de cada material com diferentes quantidades de água em suas composições e era esperado. É esperado que, a diferença de umidade resulte na alteração da permissividade das amostras.

Diante disso, após coleta de dados, estes foram organizados em um *software* de planilha que permite a

visualização gráfica e, dessa forma, os gráficos comparativos do valor da permissividade elétrica (eixo vertical) por frequência (eixo horizontal) em cada tecido foram construídos, alterando apenas a quantidade de umidade presente nos mesmos. Em resumo, todo o processo metodológico se desenvolveu baseado no passo a passo do fluxograma (Figura 3). Além disso, os procedimentos foram repetidos mais de uma vez para que fosse possível coletar dados suficientes para fazer uma média de todos eles.

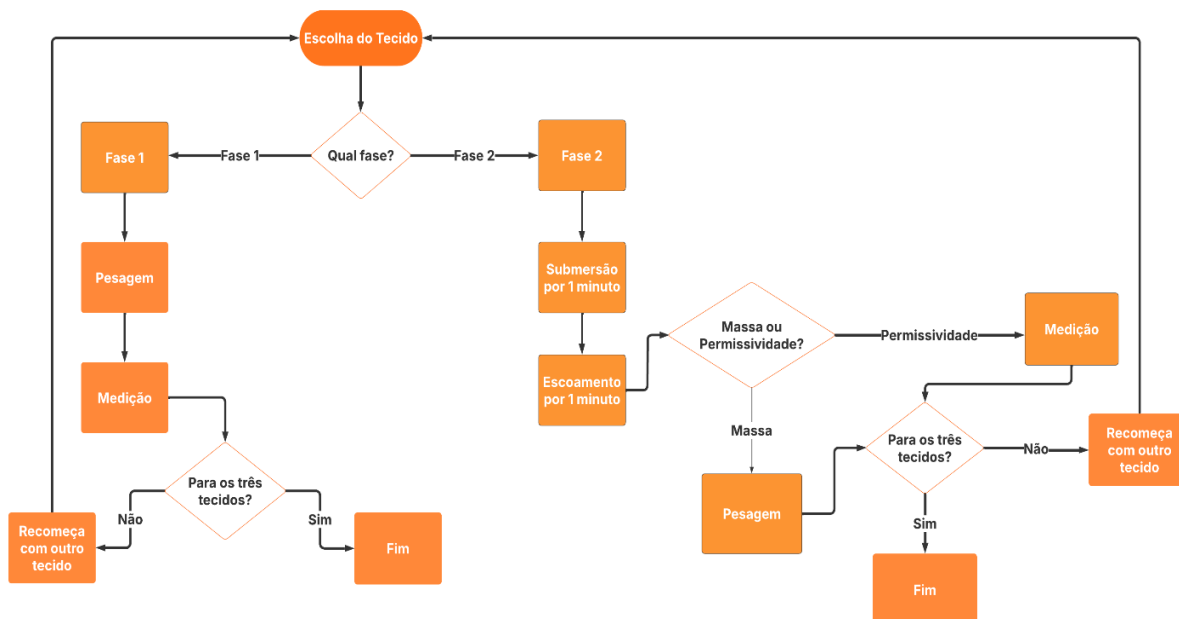


Figura 3. Fluxograma metodológico (Autoria própria).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A partir de todos os dados coletados tanto de massa [g] e de permissividade elétrica cada material enquanto seco, pode-se notar que após a adição de umidade em cada um deles, houve variações destes valores. Primeiramente, analisando a alteração percebida na pesagem dos tecidos após submersão em água deionizada e múltiplas secagens a cada 5 minutos, verificou-se que à medida que as amostras passavam por esse processo, seus valores de massas eram máximos no início e diminuía à medida que o tecido era submetido há mais tempo de secagem, de forma que essa mudança era esperada, já que a diferença dos valores entre seco e umedecido era justamente a quantidade de água que o tecido estava absorvendo. De acordo com a Tabela 1, nota-se que as três amostras selecionadas tiveram o mesmo comportamento, ou seja, ao realizar a pesagem notou-se que o valor de massa de cada amostra diminuiu consideravelmente à medida que eram submetidas ao processo subsequente na estufa de secagem. Vale ressaltar que os resultados presentes nas tabelas são valores médios de cada amostragem.

Tabela 1. Relação entre massa dos tecidos secos e úmidos

Tecidos	Estado do tecido				
	Úmido	Secagem 1	Secagem 2	Secagem 3	Seco
100 % Algodão	3,3675 g	2,2724 g	1,5207 g	0,9285 g	0,9024 g
100 % Poliéster	3,6002 g	2,3806 g	1,6130 g	1,1279 g	1,1274 g
67 % Algodão + 33 % Poliéster	2,4936 g	1,2820 g	0,7236 g	0,7114 g	0,7110 g

Fonte: (Autoria própria).

Na Tabela 2, é mostrada a relação em porcentagem da diferença entre o valor inicial (molhado) e final dos tecidos após serem submetidos a secagens, ou seja, a quantidade de perda de massa ocasionada pela diminuição de água presente no material. Esses percentuais foram obtidos analisando os valores da Tabela 1 comparando o valor máximo de massa em relação às amostras após as secagens. Dessa forma, foi possível verificar que os tecidos de apenas um material tiveram resultados próximos e o tecido que apresenta mais de um material em sua composição teve um resultado diferente do esperado, porém nota-se que este (COPES) possuía uma gramatura [g/m²] (medida que indica a densidade e a espessura de um material) diferente dos outros dois, já que não foi sintetizado a partir deles (CO e PES), dessa forma apenas era composto pelos mesmos materiais, porém com características têxteis diferentes.

Tabela 2. Valores percentuais da diminuição de umidade presente no material ocasionados pelas secagens.

Tecidos	Porcentagem de perda de massa		
	Secagem 1	Secagem 2	Secagem 3
-			
100 % Algodão	32,51%	54,84%	72,42%
100 % Poliéster	33,87%	55,19%	68,67%
67 % Algodão + 33 % Poliéster	54,75%	70,98%	71,47%

Fonte: (Autoria própria).

A segunda análise baseou-se em verificar como a quantidade de água presente interferiu no valor da permissividade. Dessa forma, com os dados coletados do VNA, percebeu-se que a amostra contendo apenas algodão (CO) em sua composição obteve um valor de permissividade mais elevada em comparação aos outros tecidos. Além disso, com o passar das etapas de secagem, o CO foi o material que mais tempo levou para voltar ao estado inicial, tendo em vista que foi a única amostra que se fez necessário realizar uma secagem a mais que os outros, para estar completamente seca. Em relação ao tecido 100% poliéster (PES), os resultados foram os esperados já que seus valores obtidos estavam abaixo em relação ao tecido de algodão. Isso se deve ao fato de que as fibras naturais em relação às sintéticas possuem maior capacidade de reter água por mais tempo, semelhante aos resultados de estudos anteriores [26].

Paralelamente, os resultados obtidos em relação ao tecido COPES seguiram outra linha, já que como a amostra é composta por 67% de algodão e 33% poliéster, era esperado que este tecido seria uma média entre os dois anteriores. Porém, os valores foram inferiores ao tecido PES. Então, pode-se dizer que a influência nesse resultado está na diferença de gramatura entre os tecidos, ou seja, em aspectos estruturais.

Os gráficos representados pelas Figuras 4, 5 e 6 mostram a mudança de permissividade elétrica à medida que a quantidade de água era reduzida ao longo das secagens, sendo o maior valor representado referente ao tecido totalmente molhado e o menor valor se refere ao tecido completamente seco, pois segundo alguns estudos [27], a água possui permissividade elétrica 10 vezes maior que a matéria seca.

Para plotagem dos gráficos foi necessário que houvesse a medição em diferentes pontos do tecido em cada um dos cinco estados, totalizando três medições por estado. Vale ressaltar que o tecido de algodão (CO) necessitou de uma medição a mais que as outras amostras (4 secagens), tendo em vista que o tempo determinado para secagem não foi suficiente para retirar completamente sua umidade, pois o material tem como característica reter a água por mais tempo que o poliéster, por exemplo.

Dessa forma, os gráficos foram feitos utilizando os valores médios de cada medição e foi possível observar em todos os tecidos um comportamento semelhante. Considerando que a faixa de frequência ISM (*Industrial Scientific and Medical*) de 2,4 GHz e 5 GHz é amplamente utilizada, a permissividade elétrica nesses pontos de frequência são mais significativos que em valores maiores.

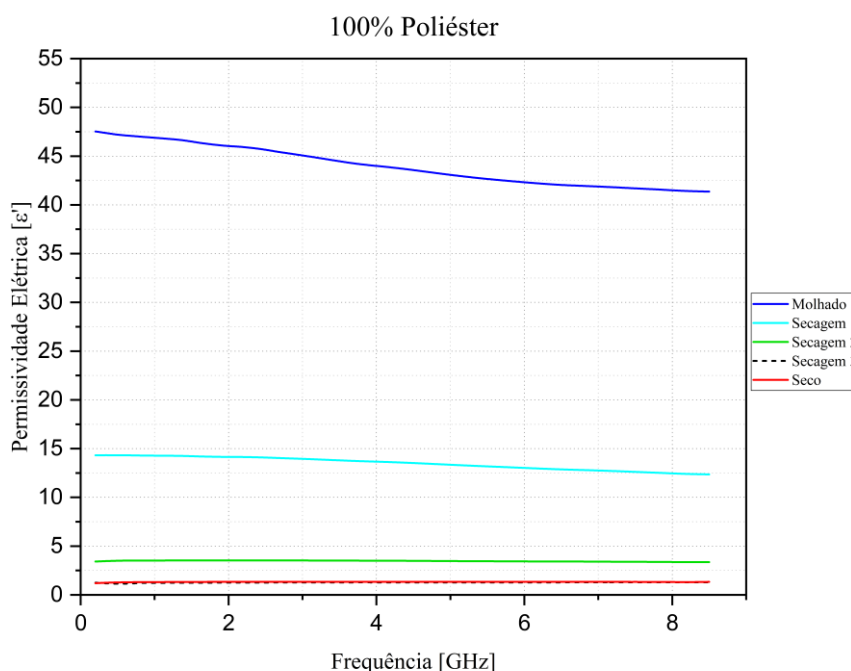


Figura 4. Gráfico Tecido 100% PES (Autoria própria).

Analisando o gráfico da Figura 4, observa-se que o material 100% PES (Poliéster) obteve um valor entre 42 e 45 levando em conta a faixa de frequência de 2,4 e 5GHz. Porém, por ser um material de fibra sintética, possui característica hidrofóbica, ou seja, absorve quantidades menores de água comparadas ao algodão, que é uma fibra natural [19]. Consequentemente, observa-se que os valores de permissividade ao longo das secagens decaem rapidamente, por conta da velocidade que o tecido perde umidade.

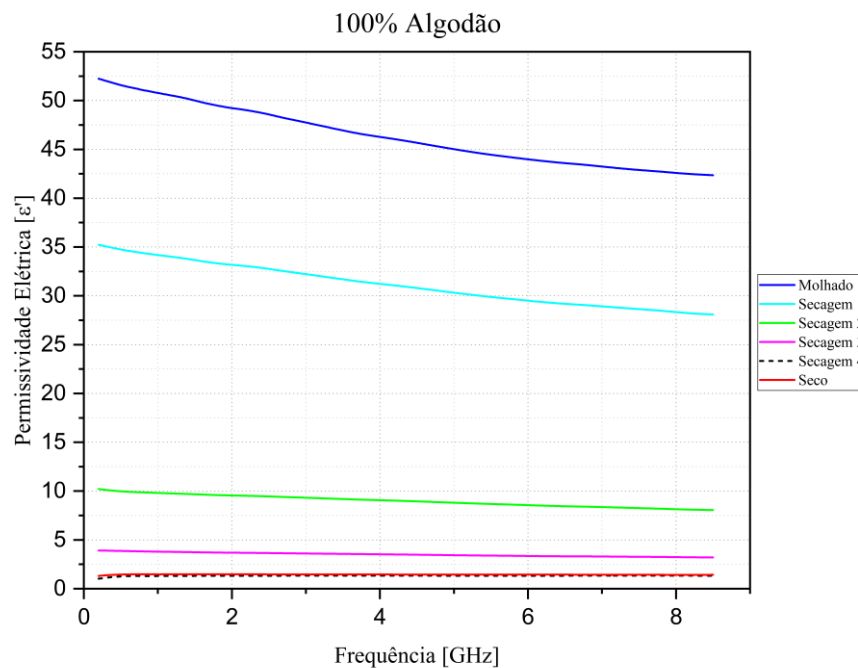


Figura 5. Gráfico Tecido 100% CO (Autoria própria).

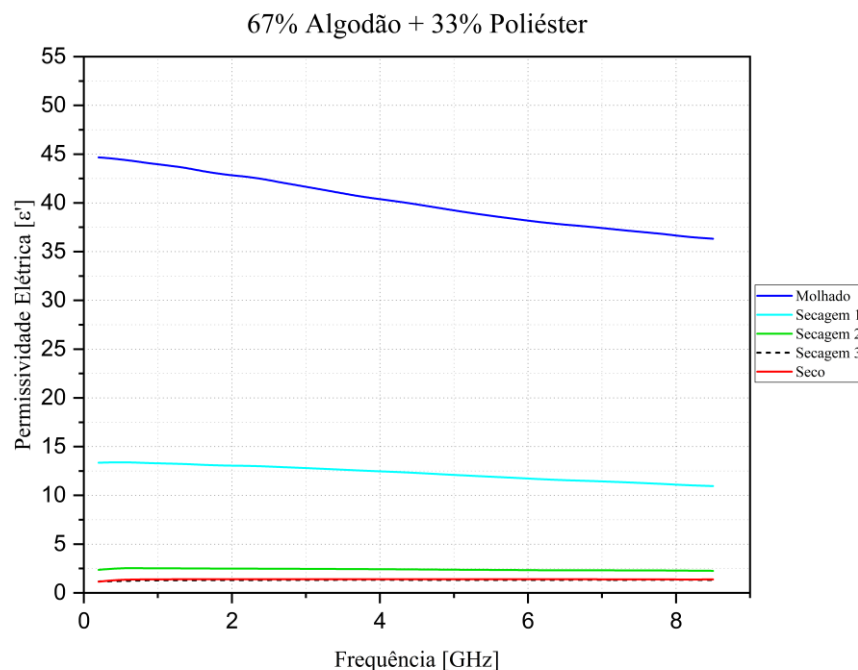


Figura 6. Gráfico Tecido COPES (Autoria própria).

Outrossim, comparando os gráficos (Figuras 5 e 6), a permissividade elétrica não decai tão abruptamente quando comparado ao gráfico anterior. Apesar do tecido COPES ter um valor de permissividade próximo ao valor do tecido de poliéster, a diferença desse valor entre o estado úmido e seco é menor. Isso pode ser explicado devido

à presença da fibra natural (algodão) na composição dos tecidos, visto que a água é retida por mais tempo. Assim, pode-se observar que o tecido de algodão (CO) necessitou de mais uma etapa de secagem e medição devido a sua elevada capacidade de absorção (4 secagens),

Dessa forma, a depender da aplicação e da faixa de frequência desejada, a escolha do tecido pode ser alterada. Nesse caso, o tecido 100% algodão possuiu maiores valores de permissividade durante toda a prática, porém a sua característica de retenção de água, pode implicar em imprecisões no sensor, aumentando o seu tempo de resposta. Da mesma forma, o tecido de poliéster pode apresentar imprecisões por sua rápida perda de água.

Além disso, nota-se que a umidade eleva o valor da permissividade elétrica e à medida que a frequência aumenta, o valor da permissividade diminui. Isso acontece, provavelmente, pela forma que ocorre a polarização nos tecidos, ou seja, um tipo de polarização “lenta”, como a polarização dipolar, ocorre principalmente em tecidos com umidade. Dessa forma, em baixas frequências, a polarização pode acompanhar o campo elétrico aplicado, porém conforme a frequência aumenta, a água presente no tecido não pode mais responder ao campo rapidamente, resultando em uma queda acentuada da permissividade.

6. CONCLUSÃO

Portanto, a partir dos resultados obtidos, é possível concluir que a variação na umidade dos tecidos influenciou diretamente os valores da permissividade elétrica, consequentemente alterando as propriedades dielétricas dos materiais. A utilização de materiais têxteis como base para sensores de umidade revela-se promissora, uma vez que esses dispositivos apresentam vantagens como flexibilidade, leveza e potencial para integração em dispositivos eletrônicos vestíveis. No entanto, futuros trabalhos devem focar em desenvolvimento de metodologias que garantam maior precisão e eficiência na detecção de umidade, potencializando o uso desses dispositivos em aplicações práticas. Vale ressaltar que, a depender da frequência desejada para a aplicação, o tipo de tecido pode se alterar, porém, a escolha de composições mistas de algodão e poliéster mostrou um equilíbrio entre retenção de umidade e propriedades elétricas. Dessa forma, a utilização dessa combinação para otimizar o desempenho de sensores de umidade surge como recomendações para estudos futuros.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] SARDANA, Sagar *et al.* Self-powered biocompatible humidity sensor based on an electrospun anisotropic triboelectric nanogenerator for non-invasive diagnostic applications. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 371, p. 132507, 2022.
- [2] PARK, Sang-Joon; JEON, Jun-Young; HA, Tae-Jun. Wearable humidity sensors based on bar-printed poly (ionic liquid) for real-time humidity monitoring systems. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 354, p. 131248, 2022.
- [3] ZAHID, Muhammad *et al.* Recent developments in textile based polymeric smart sensor for human health monitoring: A review. **Arabian Journal of Chemistry**, v. 15, n. 1, p. 103480, 2022.
- [4] SUN, Zhenfeng *et al.* Flexible and breathable textile-based multi-functional strain sensor for compressive sensing, electromagnetic shielding, and electrical heating. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 983, p. 173867, 2024.
- [5] ZHAO, Qiuni *et al.* A Nb2CTx/sodium alginate-based composite film with neuron-like network for self-powered humidity sensing. **Chemical Engineering Journal**, v. 438, p. 135588, 2022.
- [6] PARK, Sang-Joon; KIM, Myeong-Hyeon; HA, Tae-Jun. All-printed wearable humidity sensor with hydrophilic polyvinylpyrrolidone film for mobile respiration monitoring. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 394, p. 134395, 2023.
- [7] DUAN, Zaihua *et al.* Halloysite nanotubes: Natural, environmental-friendly and low-cost nanomaterials for high-performance humidity sensor. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 317, p. 128204, 2020.
- [8] WANG, Zhen *et al.* Self-powered and degradable humidity sensors based on silk nanofibers and its wearable and human-machine interaction applications. **Chemical Engineering Journal**, v. 497, p. 154443, 2024.
- [9] SUN, Jingyao *et al.* Multifunctional wearable humidity and pressure sensors based on biocompatible graphene/bacterial cellulose bioaerogel for wireless monitoring and early warning of sleep apnea syndrome. **Nano Energy**, v. 108, p. 108215, 2023.
- [10] JIANG, Yaowen *et al.* Power generation humidity sensor based on NaCl/halloysite nanotubes for respiratory patterns monitoring. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 380, p. 133396, 2023.
- [11] RUBANI, Qudsia; GUPTA, Sindhu Hak; RAJAWAT, Asmita. A compact MIMO antenna for WBAN operating at Terahertz frequency. **Optik**, v. 207, p. 164447, 2020.
- [12] RAJASEKARAN, Arun Sekar *et al.* A Survey on Exploring the Challenges and Applications of Wireless Body Area Networks (WBANs). **Cyber Security and Applications**, p. 100047, 2024.
- [13] CHAUDHARY, Vishal *et al.* Towards hospital-on-chip supported by 2D MXenes-based 5th generation intelligent biosensors. **Biosensors and Bioelectronics**, v. 220, p. 114847, 2023.
- [14] NARESH, Varnakavi; LEE, Nohyun. A review on biosensors and recent development of nanostructured materials-enabled biosensors. **Sensors**, v. 21, n. 4, p. 1109, 2021.

-
- [15] MUHAMMAD, Hevin A. *et al.* A Highly Flexible and Low-Profile Metasurface Antenna for Wearable WBAN Systems. **Optik**, p. 171974, 2024.
- [16] ALVES, Miguel; JUNIOR, Pires. **Pontifícia Universidade Católica De Goiás Escola Politécnica Engenharia De Computação Monitoramento Remoto Da Temperatura E Umidade De Uma Chocadeira Usando Radiofrequência**. [s.l.: s.n.], 2022.
- [17] WANG, Xiaodong; LARSSON, Oscar; PLATT, Duncan; *et al.* An all-printed wireless humidity sensor label. **Sensors and Actuators B Chemical**, v. 166-167, p. 556–561, 2012.
- [18] JKUHN, Matheus F.; JACQUES, Ricardo C.; CLARKE, Thomas GR. Preliminary study of an underwater wireless sensor designed for interrogating the environmental condition of flexible pipe annulus. **Journal of Nondestructive Evaluation**, v. 38, p. 1-10, 2019
- [19] ANDRADE, Geisa Moreira De. **Sistema de Aquisição de Sinais Tácteis em Tecido com Protótipo em FPGA, São Bernardo do Campo: FEI, 2014. 81 f.** Tese de Doutorado. Dissertation-Postgraduate Program in Electrical Engineering, Centro Universitário FEI
- [20] SANTANA, Matheus Andrade; DOS SANTOS, Edson Tafeli Carneiro. DETERMINAÇÃO DA PERMISSIVIDADE ELÉTRICA RELATIVA DE MATERIAIS UTILIZANDO ANÉIS RESSOADORES.
- [21] PEREIRA, Vinícius Macedo *et al.* Abordagem Empírica para Determinação da Permissividade Elétrica de Materiais Dielétricos Usando Cavidades Ressonantes. 2021.
- [22] FERREIRA, Astor Martins. Tomometria por impedância elétrica aplicada na determinação de umidade em amostras de fosfogesso. 2021.
- [23] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). **NBR 13734: Produtos têxteis para saúde - Características de lençóis, fronha e pijama hospitalar**. Rio de Janeiro, 2016.
- [24] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). **NBR 16064: Produtos têxteis para saúde - Campos cirúrgicos, aventais e roupas para sala limpa, utilizados por pacientes e profissionais de saúde e para equipamento - Requisitos e métodos de ensaio**. Rio de Janeiro, 2016
- [25] HOLANDA, S. M. Estudo de metamaterial têxtil para aplicação em substrato de antenas planares para tecnologia WBAN. Tese de doutorado. PPGEEC / UFRN – Natal, 2021.
- [26] GRADELA, Yuri Fazion. **Análise da capacidade de isolamento e transporte de vapor das principais matérias-primas têxteis em tecidos de malha, utilizando o sistema SMTEX de medição**. 2022. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- [27] FÜHR, Cassiano César. Projeto de um sensor de umidade de grãos através da perturbação da cavidade ressonante em microondas. 2019.
- [28] CANEDA, Chaiane Messa. Secagem de materiais têxteis. 2016.