

AVALIAÇÃO DE PERFORMANCE DE ANTENA MICROSTRIP VESTÍVEL CONSIDERANDO CURVATURA CORPORAL

Rafael Saraiva Campos (CEFET/RJ) E-mail: rafael.campos@cefet-rj.br

Resumo: Este trabalho avalia os efeitos da curvatura mecânica imposta em uma antena de microfita com substrato têxtil, posicionada sobre um modelo de cabeça humana, simulando uma situação típica em aplicações de Rede de Área Corporal Sem Fio (WBAN - Wireless Body Area Network). Inicialmente, os parâmetros geométricos da antena são definidos sob condições ideais de espaço livre, assumindo uma frequência central de 5.8 GHz. Em seguida, este trabalho avalia os efeitos da proximidade do corpo e da curvatura da antena nas características operacionais, como frequência de ressonância, largura de banda e padrão de radiação. O projeto e a avaliação da antena empregam modelos de método de elementos finitos. A maioria dos parâmetros geométricos da antena é definida de forma analítica, mas alguns são obtidos usando otimização Nelder-Mead. Além disso, a Taxa de Absorção Específica resultante na cabeça é calculada e comparada com os padrões de segurança internacionais. Os resultados computacionais mostram que a curvatura da antena, quando colocada na cabeça humana, causa um deslocamento relevante na frequência de ressonância. Portanto, o projeto inicial da antena deve fornecer uma largura de banda suficientemente grande para considerar tal efeito prejudicial. Consequentemente, a antena proposta alcançou uma largura de banda de 790 MHz (à custa de um substrato mais espesso), o que garante o funcionamento adequado quando posicionada sobre o corpo em aplicações WBAN. A antena projetada também produziu uma relação frente-costa de 19 dB, minimizando a exposição do cérebro à radiação.

Palavras-chave: Rede de Área Corporal Sem Fio, Antena de Microfita, Taxa de Absorção Específica, Otimização Nelder-Mead.

PERFORMANCE EVALUATION OF A MICROSTRIP WEARABLE ANTENNA CONSIDERING ON-BODY CURVATURE

Abstract: This work evaluates the effects of the mechanical curvature imposed on a textile inset-fed microstrip patch antenna positioned over a human head phantom, simulating a typical situation in Wireless Body Area Network (WBAN) applications. Initially, the antenna geometrical parameters are defined under ideal free-space conditions, assuming a 5.8 GHz center frequency. Following, this work assesses the effects of body proximity and antenna curvature on operational characteristics, such as resonant frequency, bandwidth, and radiation pattern. The antenna design and evaluation employs finite-element method models. Most of the antenna geometrical parameters are analytically defined, but some are obtained using Nelder-Mead optimization. Furthermore, the resulting Specific Absorption Rate on the head is calculated and compared with international safety standards. Computational results show that the curvature of the antenna, when placed on the human head, causes a relevant shift on resonant frequency. Thereby, the initial antenna design must provide a sufficiently large bandwidth to account for such detrimental effect. Accordingly, the proposed antenna reached 790 MHz bandwidth (at the expenses of a thicker substrate), which ensures proper operation when applied over the body in WBAN applications. The designed antenna also yielded a 19 dB front-to-back ratio, minimizing brain radiation exposure.

Keywords: Wireless Body Area Network, Microstrip Antenna, Specific Absorption Rate, Nelder-Mead Optimization.

1. Introdução

Redes de Sensores Sem Fio (WSNs – Wireless Sensor Networks) são redes ad hoc compostas por nós de sensores capazes de monitorar áreas de interesse específicas (AKYILDIZ, 2002). Este trabalho está inserido no contexto de uma aplicação específica de WSNs, chamada de Redes de Área Corporal Sem Fio (WBAN - Wireless Body Area

Network) na qual os nós coletam dados biométricos de pacientes, como eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG) ou glicemia (O'HARE, 2008). Os sensores WBAN são geralmente colocados no corpo do paciente ou implantados sob sua pele. Apesar da reduzida potência de transmissão dos sensores, sua proximidade com o corpo humano levanta preocupações em relação à exposição à radiação eletromagnética (AHMED, 2018).

As antenas de microfita são baratas, leves, e possuem um perfil baixo, podendo, portanto, ser integradas em circuitos impressos. Essas características as tornam escolhas preferidas para aplicações relacionadas a WBAN. No entanto, existem duas principais desvantagens associadas a essas antenas: alta impedância de entrada e largura de banda estreita. A primeira questão pode ser evitada usando a técnica de alimentação por inserção, na qual a quantidade de inserção da linha de alimentação controla a impedância de entrada da antena. A última pode ser resolvida aumentando a altura do substrato dielétrico (KOLIAS, 2000).

Este trabalho aborda o projeto de uma antena de microfita com substrato têxtil com alimentação por inserção, operando na frequência central de 5.8 GHz, que está na faixa alocada pela Comissão Federal de Comunicações (FCC – Federal Communications Commission) dos EUA para redes de Banda Ultra Larga (UWB – Ultra-Wide Band) (FERREIRA et al., 2017). No entanto, a principal contribuição deste trabalho é a avaliação dos parâmetros eletromagnéticos da antena vestível, como ganho isotrópico, largura de banda de impedância, frequência de ressonância e coeficiente de reflexão, quando aplicada sobre uma superfície curva no corpo, como a cabeça humana. Além disso, é calculada a Taxa de Absorção Específica (SAR) resultante nos modelos de cabeça e cérebro humano, a fim de verificar o cumprimento das diretrizes da Comissão Internacional de Proteção contra Radiação Não Ionizante (ICNIRP – International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection) (ICNIRP, 2020). Para alcançar os objetivos mencionados acima, modelos de simulação de método de elementos finitos (FEM – Finite Element Method) são criados usando o software COMSOL Multiphysics. A colocação da antena têxtil na cabeça considera situações específicas do monitoramento de saúde, como o acesso remoto ao eletroencefalograma (EEG) (BITTIUM CORPORATION, 2021), onde o posicionamento da antena em outra parte do corpo exigiria fios longos conectando os eletrodos (colocados na cabeça) e a antena, ou detecção de tumores por meio de um sistema de imagem cerebral por micro-ondas no qual a antena também deve ser colocada na cabeça (INUM et al., 2016; INUM et al., 2018).

Vários artigos avaliam o efeito da curvatura no desempenho de antenas têxteis vestíveis, mas não muitos avaliam a SAR dentro do corpo do usuário, ou mais especificamente, dentro da cabeça e do cérebro. Medir a SAR dentro da cabeça e, particularmente, dentro do cérebro, é difícil e não recomendado. Assim, em grande parte, depende-se de simulações para tal análise.

Em Baelen (2020), os autores avaliam o desempenho de uma antena têxtil vestível quando submetida a diferentes raios de curvatura. A antena é projetada para operar em torno de 4 GHz. A antena é colocada no torso e no braço direito do sujeito de teste. Os autores relataram que o padrão de radiação e a impedância na proximidade de um corpo humano e sob curvatura mecânica permanecem estáveis.

Em Osman et al. (2012) e Shakhirul et al. (2014), os autores avaliam o desempenho de uma antena têxtil submetida a diferentes curvaturas, e estudam seus parâmetros elétricos em diferentes estados de umidade (imersa em água, molhada, aproximadamente seca,

completamente seca). Nenhuma consideração em relação à proximidade do corpo é feita em ambos os artigos.

Em Kassim (2020), os autores projetam e avaliam uma antena UWB flexível para comunicação em redes WBAN usando diferentes substratos: feltro e cerâmica Rogers RO4350B. Suas simulações indicam uma redução de 30% na largura de banda da antena com o substrato RO4350B, quando o raio de curvatura é de 80 mm. A largura de banda da antena usando feltro como substrato aumentou quando o raio de curvatura era de 40 mm, mas às custas de um S_{11} pior e frequência ressonante mais baixa. Novamente, o efeito da proximidade do corpo no desempenho da antena não é considerado.

Em Freiras et al. (2020), os autores estudam o desempenho de uma antena de microfita com substrato têxtil quando colocada sobre uma superfície curva sobre o corpo (o braço esquerdo). A largura de banda da antena e o SAR dentro do braço são avaliados para curvaturas de 40°, 60° e 90°. Os autores usaram um modelo FEM nas simulações.

Em Zainal et al. (2018), os autores avaliam o SAR colocando a antena a diferentes distâncias do corpo e usando diferentes polarizações. O efeito da curvatura no desempenho da antena não é avaliado, mas o efeito da proximidade do corpo sim: os autores usam um modelo cilíndrico para representar a estrutura do corpo humano na simulação. Seus resultados indicaram que a SAR é maximizada quando a antena têxtil vestível é polarizada horizontalmente. A simulação utiliza a Técnica de Integração Finita (FIT – Finite Integration Technique). Assim como o FEM, FIT é um esquema de discretização espacial para resolver numericamente problemas de campo eletromagnético (DEMENKO et al., 2010).

2. Materiais Dielétricos e Modelo da Cabeça Humana

O substrato da antena vestível deve ser totalmente flexível, por isso o tecido jeans, um material têxtil barato e prontamente disponível, é utilizado. Folhas finas de cobre compõem as superfícies condutoras da antena (patch, microfita e plano terra). O modelo FEM importado para o modelo da cabeça humana segue as especificações da IEEE para simulações de exposição à radiação não ionizante (IEEE, 2006). A geometria da cabeça é reduzida para 60% do seu tamanho original, resultando em um modelo compatível com o de um recém-nascido humano. Um elipsoide dentro do crânio representa o cérebro. A Figura 1 ilustra o modelo simplificado do cérebro e da cabeça.

A supracitada redução é realizada para diminuir o número de elementos (e, portanto, graus de liberdade) na discretização espacial do FEM. Isso pode ser uma preocupação em termos de requisitos de hardware para as simulações, pois esses números podem ser extremamente altos.

Tanto o cérebro quanto o crânio são assumidos como homogêneos e isotrópicos. As propriedades dielétricas do modelo da cabeça são as do tecido ósseo cortical. A Tabela 1 informa a constante dielétrica (ϵ_r), a condutividade (σ) e a densidade volumétrica de massa (ρ) dos materiais utilizados no modelo FEM (MOHAMED, 2018; ITIS 2020; ITIS 2021). As densidades de massa do cérebro e da cabeça são necessárias para calcular o SAR nessas regiões.

Tabela 1 – Propriedades dos materiais na frequência de 5.8 GHz

Material	ϵ_r	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)
Jeans	1.78	0.04882	-
Cobre	1	5.8×10^7	-
Ar	1	0	-
Cérebro	44	4.99	1046
Cabeça	8.67	1.15	1908

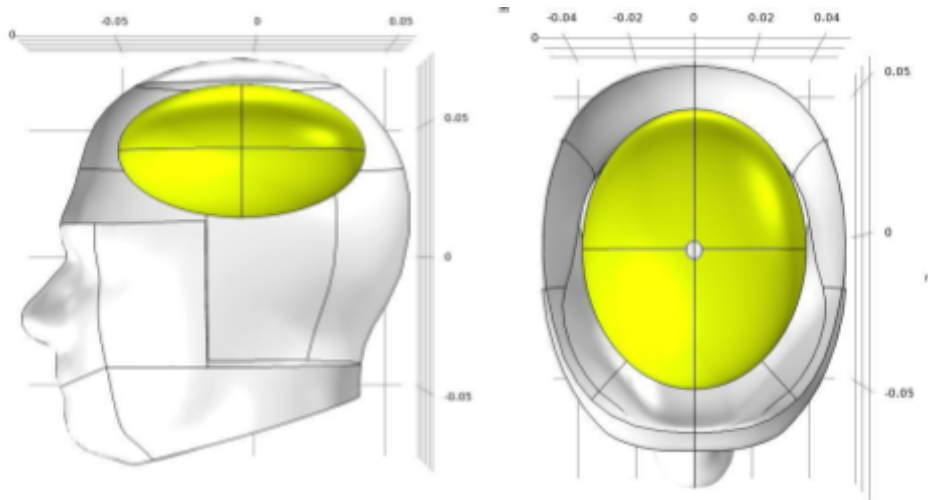


Figura 1 – Vistas lateral e superior do modelo simplificado do cérebro e da cabeça humana. Partes da superfície da cabeça foram omitidas na figura para permitir visualização do interior.

3. Parâmetros Geométricos da Antena

A Figura 2 mostra os parâmetros geométricos da antena. O plano terra e o patch foram modelados como condutores elétricos perfeitos (PEC – Perfect Electric Conductor), uma vez que a profundidade pelicular no cobre em 5.8 GHz é $\delta = 0.86 \mu\text{m}$, logo $\delta \ll h$. O plano terra tem as mesmas dimensões planas do dielétrico, estando posicionado logo abaixo deste, razão pela qual não aparece na Figura 1.

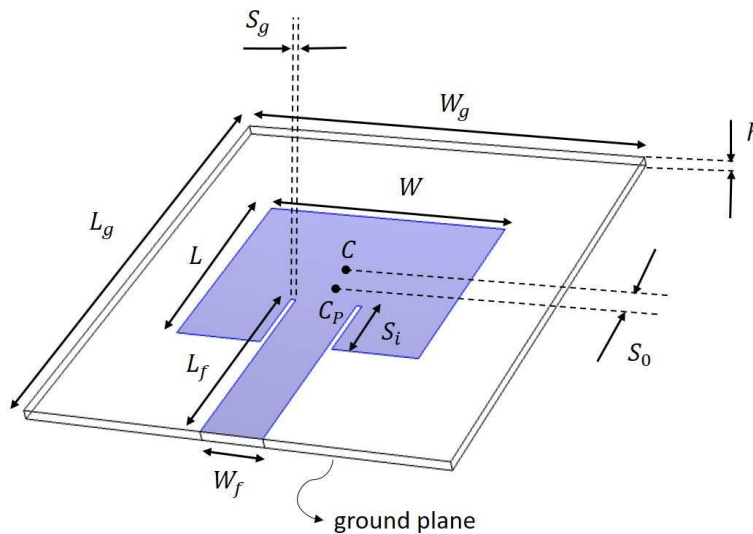


Figura 2 – Parâmetros geométricos da antena.

3.1. Definição dos valores de L, W, L_g, W_g, S_i e L_f

Os valores de L, W, L_g, W_g, S_i e L_f foram definidos usando expressões analíticas (KOLIAS et al., 2000; MATIN et al., 2010). Primeiro, o valor do parâmetro W é calculado por meio de

$$W = \frac{\lambda}{2} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (1)$$

onde ϵ_r é a permissividade elétrica relativa (F/m), também conhecida como constante dielétrica, do substrato dielétrico e λ é o comprimento de onda (em metros) no espaço livre na frequência de ressonância da antena. Em seguida, o parâmetro L é definido por:

$$L = \frac{\lambda}{2\sqrt{\epsilon_{eff}}} - 2\Delta L \quad (2)$$

onde ϵ_{eff} é a constante dielétrica efetiva e ΔL é a extensão normalizada do comprimento, que leva em conta o efeito de bordas (fringing), que aumentam o comprimento efetivo (do ponto de vista elétrico) do patch. Os parâmetros ϵ_{eff} e ΔL são especificados por:

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2\sqrt{1 + 12\frac{h}{W}}} \quad (3)$$

$$\Delta L = 0.412 \left[\frac{\epsilon_{eff} + 0.3}{\epsilon_{eff} - 0.258} \right] \left[\frac{\frac{W}{h} + 0.264}{\frac{W}{h} + 0.813} \right] \quad (4)$$

A seguir, as dimensões planares do substrato são definidas como L_g = 2L e W_g = 2W. O comprimento da inserção da linha de alimentação no patch (inset) é fornecido por:

$$S_i = \frac{L}{\pi} \left(\sqrt{\frac{Z_0}{R_{in}}} \right) \quad (5)$$

onde Z₀ é a impedância de entrada da linha de alimentação e R_{in} é a parte real da impedância de entrada da antena, dada por:

$$R_{in} = \frac{1}{G_{11} + G_{12}} \quad (6)$$

onde G₁₁ é a condutância de uma única fenda no circuito equivalente da antena e G₁₂ é a condutância mútua das duas fendas no circuito equivalente da antena. Esses dois parâmetros são definidos por

$$G_{11} = \frac{1}{90} \left(\frac{W}{\lambda} \right)^2 \quad (7)$$

$$G_{12} = \frac{1}{120\pi^2} \int_0^\pi J_0(x)\theta f^2(W, \lambda, \theta) d\theta \quad (8)$$

com x e f definidos por

$$x = \frac{2\pi L}{\lambda} \sin \theta \quad (9); \quad f(W, \lambda, \theta) = \frac{\sin \left(\frac{W\pi \cos \theta}{\lambda} \right)}{\cos \theta} \quad (10)$$

e J₀ é a função de Bessel de primeira espécie de ordem zero. Finalmente, o comprimento da linha de alimentação é dado por:

$$L_f = \frac{L_g - L}{2} + S_i - S_0 \quad (11)$$

3.2. Definição dos valores de S_g, W_f, S₀ e h

Os valores iniciais de S_g , W_f e S_0 são, respectivamente, 200 μm , 5.68 mm e 1.34 mm. Os valores finais de S_g , W_f e S_0 foram obtidos usando otimização de Nelder-Mead (NELDER et al., 1965) no primeiro cenário de simulação (Seção 4.1), sujeita às seguintes restrições: $100 \mu\text{m} \leq S_g \leq 2000 \mu\text{m}$, $3 \text{ mm} \leq W_f \leq 8 \text{ mm}$, $0.1 \text{ mm} \leq S_0 \leq 6 \text{ mm}$. A função objetivo (a ser minimizada) é o parâmetro S_{11} .

O método de Nelder-Mead (NMM) é um algoritmo de busca direta simplex para otimizar funções escalares. Métodos de busca direta são baseados apenas na comparação de valores de função, não necessitando de informações sobre derivadas. Isso representa uma vantagem do NMM: a função objetivo não precisa ser diferenciável, como no caso de métodos de gradiente descendente, nem contínua. O elemento básico do NMM é o simplex, que é um invólucro convexo formado por $n + 1$ pontos (vértices). Durante a execução do algoritmo, o simplex muda de forma, orientação e posição, seguindo um conjunto de regras. O algoritmo para após 1000 iterações. A solução sub-ótima é fornecida pelo centroide do simplex na última iteração. O NMM é um método de simplex de descida, portanto, ele só se move para baixo. Como resultado, o algoritmo pode ficar preso em um mínimo local, fornecendo uma solução ruim. Uma alternativa para contornar isso é perturbar o simplex atual com ruído aleatório e começar novamente (NMM + perturbações). Apesar do problema mencionado, o NMM tem a vantagem de ser adequado para otimizar funções não diferenciáveis, e tem se mostrado muito eficaz na prática. De fato, no problema abordado neste artigo, ou seja, otimização do parâmetro S_{11} , o NMM obteve sucesso onde o método de Levenberg-Marquardt e a simulação de Monte Carlo falharam.

Por fim, o valor de h (espessura do substrato dielétrico) foi ajustado manualmente no primeiro cenário de simulação de modo a aumentar a largura de banda da antena.

4. Cenários de Simulação

4.1. Primeiro cenário: antena sem deformação

No primeiro cenário, a antena é avaliada sob circunstâncias ideais (espaço livre). Como mostra a Figura 3, a antena é colocada no centro de uma camada esférica de Combinação Perfeita (PML – Perfect Matching Layer), emulando as condições dentro de uma câmara anecoica.

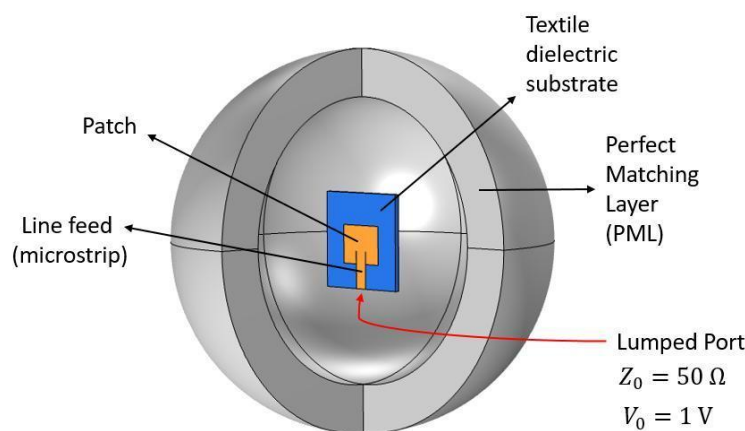


Figura 3 – Primeiro cenário de simulação.

Como mencionado anteriormente, os valores de S_g , W_f e S_0 são otimizados usando o método simplex de Nelder-Mead, a fim de minimizar reflexões na porta de entrada, e todos os demais parâmetros geométricos são definidos analiticamente (com exceção de h , que é empiricamente ajustado). A antena é alimentada usando uma porta de circuito impresso na borda da microfita, com impedância de entrada $Z_0 = 50$ ohms. A Tabela 2 lista os valores finais dos parâmetros geométricos da antena.

Tabela 2 – Parâmetros Geométricos da Antena: L , W , L_g , W_g , S_i e L_f foram definidos analiticamente, com as equações da Seção 3.1; W_f , S_g , S_0 foram definidos usando otimização de Nelder-Mead no COMSOL; h último parâmetro foi ajustado manualmente.

Parâmetro	Descrição	Valor (mm)
L	comprimento do patch	17.68
W	largura do patch	21.92
L_g	comprimento do substrato dielétrico	43.84
W_g	largura do substrato dielétrico	43.84
S_i	comprimento do <i>inset</i> da linha de alimentação	5.79
L_f	comprimento da linha de alimentação	17.09
W_f	largura da linha de alimentação	5.89
S_g	separação (gap) entre o patch e a linha de alimentação	0.10
S_0	dist. entre o centro do patch (C_p) e o centro do substrato (C)	1.77
h	espessura do substrato dielétrico	2.22

Para reduzir o custo computacional, é necessário limitar o número de elementos finitos em forma de tetraedro na malha do modelo FEM. No entanto, isso deve ser feito sem degradar perceptivelmente a resolução do modelo ou prejudicar a convergência da simulação. Portanto, os tamanhos mínimos e máximos dos elementos finitos foram definidos como $\lambda/10$ e $\lambda/3$, respectivamente, onde $\lambda = 5.1$ cm é o comprimento de onda em 5.8 GHz. Durante a geração da malha, o tamanho do elemento começa com o valor mínimo nas bordas e arestas e aumenta com uma taxa máxima de crescimento de 1.5 por camada à medida que se afasta dessas regiões. Isso resultou em uma malha contendo 45 258 elementos tetraédricos e 304 750 graus de liberdade. A Figura 4 ilustra uma região da malha de elementos de tamanho variável.

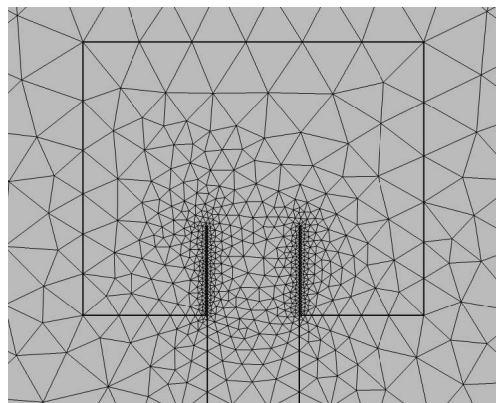


Figura 4 - Detalhe da malha de elementos de tamanho variável usada na discretização do modelo FEM. A seção exibida compreende o patch da antena, a linha de alimentação e uma parte da superfície superior do substrato dielétrico. Observe o maior detalhamento nos “gaps” entre a linha de alimentação e o patch.

4.2. Segundo cenário: antena curvada posicionada sobre a cabeça

No segundo cenário, a antena têxtil projetada no primeiro cenário é posicionada sobre a cabeça do modelo humano. A antena é colocada sobre a região parietal esquerda do crânio, como ilustrado na Figura 5a. Isso resulta em um ângulo de curvatura de $\theta = 49.5^\circ$, como mostra a Figura 5b.

Em seguida, o modelo FEM é excitado por frequências variando de 5 a 7 GHz, com um passo de 10 MHz. Durante essa varredura de frequência, a resposta do modelo é calculada, permitindo obter o coeficiente de reflexão, bem como os padrões de radiação em cada frequência.

A adição do modelo de cabeça humana, bem como do modelo de cérebro, resulta em um aumento dramático no número de elementos finitos (e, portanto, graus de liberdade) no modelo, em comparação com o primeiro cenário. A malha do modelo FEM é gerada da mesma forma que no primeiro cenário. Portanto, o número de elementos varia com a frequência durante a varredura de frequência, já que os tamanhos mínimo e máximo dos elementos são funções do comprimento de onda. Consequentemente, o número de elementos varia de 257 571 (em 5 GHz) a 599 265 (em 7 GHz). Na frequência mais alta, o modelo FEM possui 3 715 566 graus de liberdade.

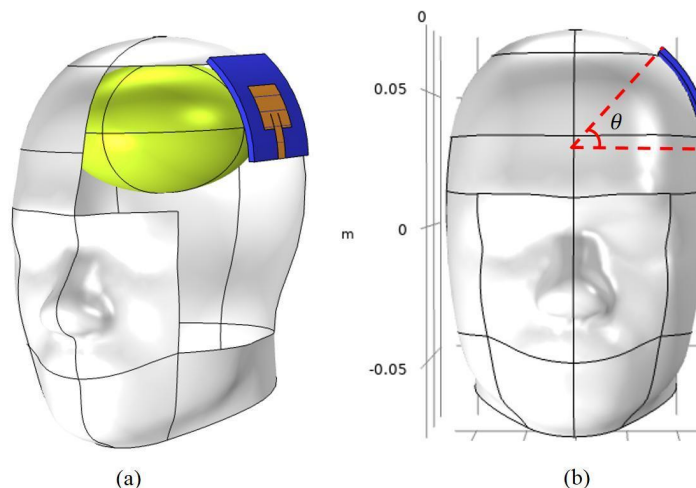


Figura 5 - (a) Modelo de cabeça humana com parte de sua superfície removida na figura para permitir a visualização do modelo simplificado de cérebro (elipsoide amarelo); (b) Curvatura da antena colocada sobre a cabeça.

5. Resultados e Discussão

5.1. Largura de Banda

A Figura 6 mostra o coeficiente de reflexão (S_{11}) em função da frequência nos dois cenários simulados. A curva para o primeiro cenário (azul) indica que a antena foi ajustada com sucesso para operar na frequência central de 5.8 GHz, com uma largura de banda de -10 dB igual a 790 MHz. A curva para o segundo cenário (vermelho) mostra que a frequência de ressonância muda de 5.8 GHz para 5.67 GHz e que a largura de banda de -10 dB diminui de 790 MHz (5.43 a 6.22 GHz) para 660 MHz (5.34 a 6 GHz). Isso resulta em uma faixa de 400 MHz centrada na frequência de ressonância originalmente projetada, ou seja, 5.8 GHz. Essa largura de banda é mais do que suficiente para acomodar as taxas de dados esperadas em aplicações típicas de monitoramento remoto do paciente.

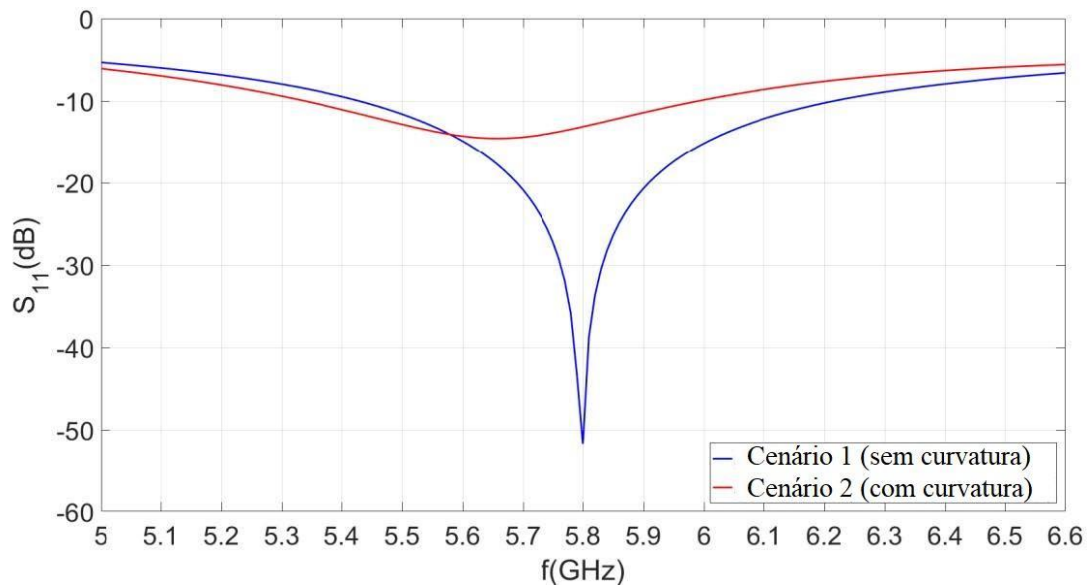


Figura 6 - Coeficiente de reflexão em função da frequência para ambas as condições simuladas (antena plana em espaço livre e antenna curva sobre a cabeça).

5.2. Diagrama de Radiação e Ganho Isotrópico

A Figura 7 mostra que a curvatura da antena e a presença da cabeça não afetam significativamente a largura do feixe de -3 dB (que cai de 65 para 58 graus) nem a relação frente-verso (que aumenta de 19 para 23 dB). Uma relação frente-verso tão alta quanto 23 dB mostra que a irradiação da antena é direcionada para longe da pessoa, o que resulta tanto em menos energia sendo dissipada inutilmente no corpo quanto em uma menor exposição à radiação não-ionizante.

O ganho isotrópico da antena em ambos os cenários permanece em torno de 4 dB. Esses resultados sugerem que a antena projetada neste trabalho preserva suas capacidades operacionais (em relação às aplicações WBAN) na frequência ressonante pretendida de 5,8 GHz.

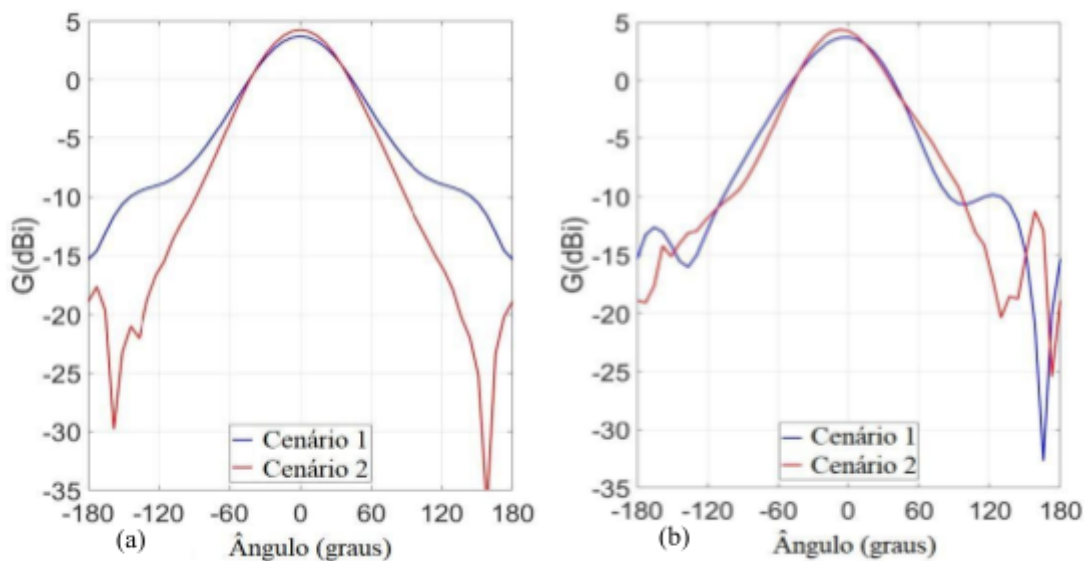


Figura 7 - Diagramas de radiação (a) horizontal e (b) vertical em 5,8 GHz da antena não deformada em espaço livre (azul) e da antena curvada sobre a cabeça (vermelho).

5.3. SAR e Conformidade com Normas de Segurança

A Figura 8a mostra a intensidade do campo elétrico, que é significativamente mais intensa nas bordas da fita de alimentação e do patch, devido ao efeito de borda (fringing). As Figuras 8c e 8d mostram a SAR sobre a superfície e dentro do modelo da cabeça, respectivamente. Os valores SAR são expressos em escala logarítmica para melhor visualização. Na Figura 8d, a seção superior do modelo da cabeça humana é cortada, para que o SAR dentro do cérebro possa ser visualizada.

O maior valor de SAR ocorreu na superfície externa da cabeça, próximo ao ponto de alimentação da antena, e foi igual a 0.955 W/Kg. O maior valor dentro do modelo simplificado do cérebro foi de 0.01 W/Kg (ver Figura 8b). Esses valores correspondem a 47.5% e 0.5%, respectivamente, do limite máximo recomendado pelo ICNIRP para o público em geral para a SAR local na cabeça e no tronco (2 W/Kg) (ICNIRP, 2020).

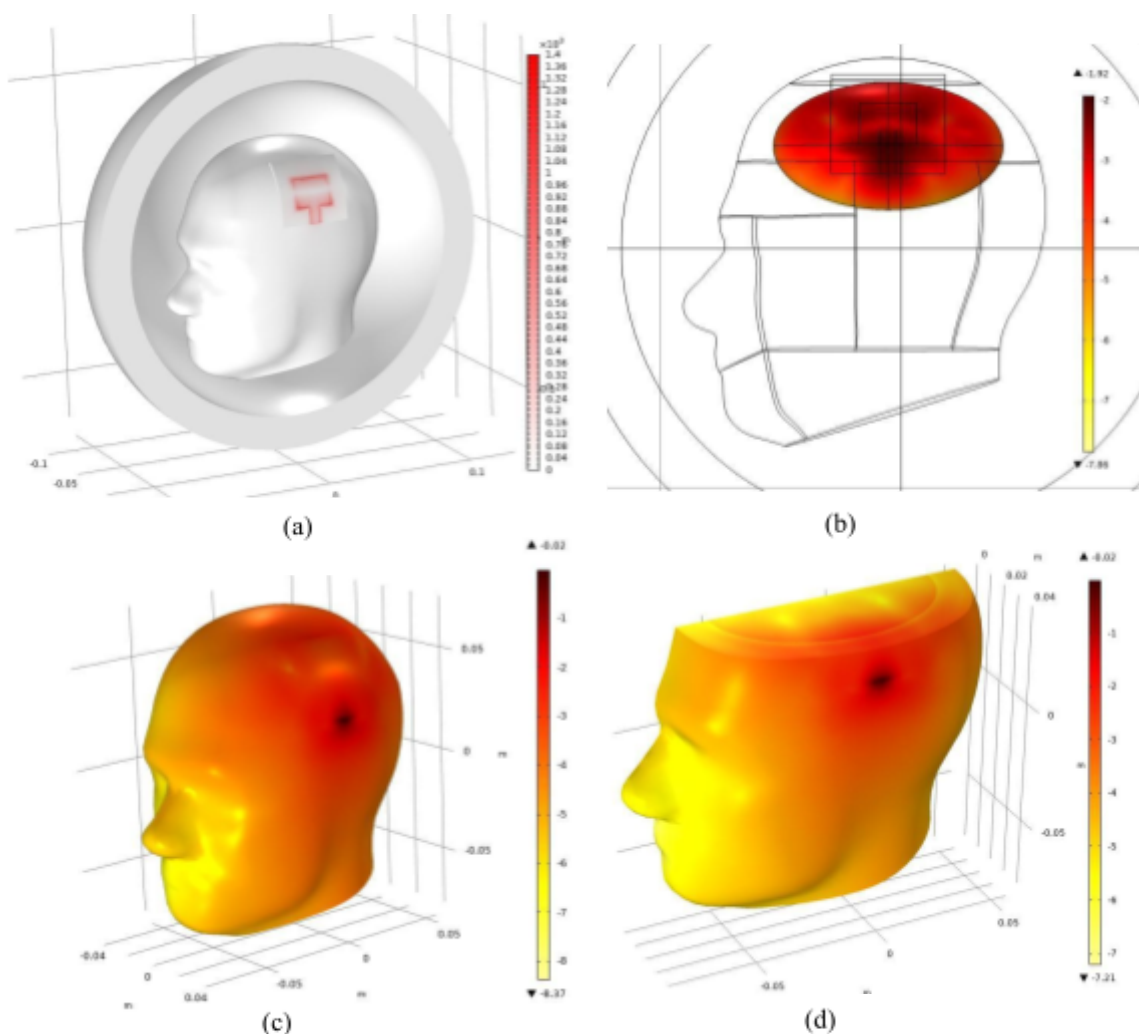


Figura 8 – (a) Intensidade do campo elétrico (V/m). A imagem mostra tanto o modelo da cabeça quanto o PML esférico usado na simulação; (b) SAR na escala logarítmica dentro do modelo simplificado do cérebro; (c-d) SAR na escala logarítmica na superfície e interior do modelo da cabeça humana.

6. Conclusão

Os resultados da simulação FEM indicam que a antena de microfita com substrato têxtil proposta é adequada - tanto do ponto de vista de radiofrequência quanto de segurança à saúde - para implantação no corpo no contexto de aplicações WBAN para monitoramento de saúde. Futuros desenvolvimentos deste trabalho se concentrarão em (1) melhorar a precisão da simulação por meio do uso de modelos de cabeça e cérebro em camadas múltiplas que levem em conta a não uniformidade dessas regiões e representem melhor a morfologia cerebral; (2) otimização usando Algoritmos Genéticos; (3) fabricar e testar a antena proposta em um cenário real.

Referências

- AHMED, G. et al.** *Rigorous Analysis and Evaluation of Specific Absorption Rate (SAR) for Mobile Multimedia Healthcare*, IEEE Access, vol.6, pp. 1–9, May 2018.
- AKYILDIZ, F.; SU, W.; SANKARASUBRAMANIAM, Y. & CAYIRC, E.** *Wireless Sensor Networks: A Survey*, Computer Networks, vol. 38, no. 4, pp. 393–422, March 2002.
- BAELEN, D. V.; BRANDE, Q. V.; LEMEY, S.; VERHAEVERT, J. & ROGIER, H.** *Foldable All-Textile Cavity-Backed Slot Antennas for Personal UWB Localization*, Radio Science, 55, e2019RS006990, February 2020.
- BITTIUM CORPORATION**, *Bittium BrainStatus™ Wireless EEG Amplifier*, <https://www.bittium.com/medical/bittium-brainstatus>, 2021.
- DEMENKO, A.; SYKULSKI, J. K. & WOJCIECHOWSKI, R.** *On the Equivalence of Finite Element and Finite Integration Formulations*, IEEE Transactions on Magnetics, vol.46, no.8, pp. 3169–3172, August 2010.
- FERREIRA, V. C.; BALBI, H.; SEIXAS, F. L.; ALBUQUERQUE, C. & MUCHALUAT-SAADE, D. C.** *Wireless Body Area Networks: XXXV Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais – SBRt 2017*, São Pedro, Brasil, 2017, pp. 1–14.
- FREITAS, E.; QUEIROZ, L.; SILVA, J. & HOLANDA, S.** *Análise do desempenho de antena têxtil em superfícies curvas para aplicação em WBAN*, XXXVIII Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais (SBRt 2020), Florianópolis, Brasil, 2020, pp.1–5.
- ICNIRP**, *ICNIRP Guidelines for Limiting Exposure to Electromagnetic Fields (100 KHz TO 300 GHz)*, Health Physics, vol. 118, no.5, pp. 483–524, May 2020.
- IEEE**, *IEEE Standard 1528a-2005 - Amendment 1: CAD File for Human Head Model (SAM Phantom)*, Feb. 2006.
- INUM, R.; RANA, M. & QUADER, A.** *Modelling of an efficient microstrip patch antenna for microwave brain imaging system*, 2016 3rd International Conference on Electrical Engineering and Information Communication Technology (ICEEICT), Dhaka, Bangladesh, 2016, pp.1–6.
- INUM, R.; RANA, M.; SHUSHAMA, K. N. & QUADER, A.** *EBG Based Microstrip Patch Antenna for Brain Tumour Detection via Scattering Parameters in Microwave Imaging System*, International Journal of Biomedical Imaging, vol. 2018, Article ID 8241438, 12 pages, 2018.
- ITIS - Foundation for Research on Information Technologies in Society**, *Tissue properties - dielectric properties*, <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/>, 2020
- ITIS - Foundation for Research on Information Technologies in Society**, *Tissue properties – density*, <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/density/>, 2021.
- KASSIM S. et al.** *Flexible Co-Planar Waveguide (CPW)-Fed Y-Shaped Patch UWB Antenna for Off-Body Communication*, Journal of Physics: Conference Series, vol. 1464, no.012058, 2020.
- KOLIAS, N.J.; COMPTON, R.C.; PATRICK, J. & POZAR, D. M.** *Microstrip Antennas*, in The Electrical Engineering Handbook, R. C. Dorf (Editor), 2nd Ed., Boca Raton, Florida, CRC Press, 2000, Ch.38, pp. 1012–1020.
- MATIN, M. & SAYEED, A. I.** *A Design Rule For Inset-Fed Rectangular Microstrip Patch Antenna*, WSEAS Transactions on Communications, Vol. 9, No. 1, Pp. 63–72, 2010

MOHAMED, M. F. A.; AHMED, I. & SHAALAN, A. *Novel electro-textile patch antenna on jeans substrate for wearable applications*, Progress in Electromagnetics Research, vol. 83, pp. 255–265, 2018.

NELDER, J. A. & MEAD, R. *A Simplex Method for Function Minimization*, The Computer Journal, vol. 7, no. 4, pp. 308–313, 1965.

O'HARE, D. *Biosensors and Sensor Systems*, in Body Sensor Networks, G. Yang (Editor), 1st Ed., London, Springer, 2008, pp.55–115.

OSMAN, N. A. R et al. *Textile UWB Antenna Bending and Wet Performances*, International Journal of Antennas and Propagation, vol. 2012, Article ID 251682, pp. 1–12, March 2012.

SHAKHIRUL, M. S. et al. *Embroidered wearable textile antenna on bending and wet performances for UWB reception*, Microwave and Optical Technology Letters, vol. 56, no.9, pp. 2158–2163, September 2014.

ZAINAL H. H. et al. *SR Evaluation of Metallic Loop-like Accessory Effect of Broadband Wearable Planar Monopole Textile Antenna*, Advanced Electromagnetics, vol.7, no.3, pp. 17–22, August 2018.