

Dosimetry Strategies for Non-Autonomous UV-C Robots

Maikel Roberto Siqueira Gambetá-Leite , Rodrigo Araújo Real , Chiara das Dores do Nascimento , and Everton Granemann Souza 

Abstract—This study aimed to evaluate the coverage and disinfection effectiveness of SIDUV-C, a non-autonomous UV-C robot operating at a peak wavelength of 254 nm and a power output of 3900 W, which made it the most powerful in its category. Experimental methods included the determination of UV irradiation doses, UV-Vis spectral analysis, and modeling of irradiance fields to estimate the system’s ability to deliver adequate doses of UV energy to target surfaces or airborne pathogens. Commercially available dosimetric films sensitive to UV-C radiation were employed to quantify doses across different spatial regions, and their accuracy was validated against UV spectroradiometry techniques and microbiological assays with methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* (MRSA). The results demonstrated that both dosimetric films and spectroradiometer measurements consistently indicated the robot’s rapid and effective disinfection performance across an unshaded area of 12.25 m². The doses delivered were sufficient to neutralize a wide range of bacterial species commonly found in hospital environments across Latin America, including multidrug-resistant pathogens, thereby underscoring the potential of UV-C disinfection robots as a critical tool in mitigating antimicrobial resistance in healthcare settings.

Link to graphical and video abstracts, and to code:
<https://latam.ieceer9.org/index.php/transactions/article/view/9461>

Index Terms—UV-C disinfection, non-autonomous robot, dosimetric films, antimicrobial resistance, hospital infection control.

I. INTRODUÇÃO

A resistência antimicrobiana (AMR) é atualmente uma das maiores preocupações globais em saúde pública, especialmente em países em desenvolvimento [1]. Reconhecido como uma prioridade crítica, mas frequentemente negligenciado, o combate a AMR está alinhado ao Objetivo de Desenvolvimento Sustentável (ODS) 3: Saúde e Bem-Estar, que busca garantir vidas saudáveis e promover o bem-estar para todos, em todas as idades [2]. Estimativas indicam que a AMR pode levar à perda de até dez milhões de vidas por ano até 2050, resultando em consequências clínicas e econômicas significativas [3]–[6].

The associate editor coordinating the review of this manuscript and approving it for publication was Pedro Machado de Almeida (*Corresponding author: Everton Granemann Souza*).

This work was partially supported by the Secretariat of Innovation, Science, and Technology of Rio Grande do Sul (SICT-RS), through the Techfuturo program, under Collaboration Agreement No. 34/2023, FPE No. 3704/2023.

M. R. S. Gambetá-Leite, R. A. Real, C. D. Nascimento, and Everton Granemann Souza are with the Master’s Program in Electronic and Computer Engineering at the Catholic University of Pelotas, Pelotas, Brazil (e-mails: maikel.leite@sou.ucpel.edu.br, rodrigo@freedom.ind.br, chiara.nascimento@ucpel.edu.br, and everton.granemann@ucpel.edu.br).

Um aspecto crítico na transmissão de patógenos envolve superfícies contaminadas. Pesquisas mostram que microrganismos patogênicos, incluindo vírus e bactérias, podem permanecer viáveis e infecciosos em superfícies por longos períodos, variando de horas a vários dias, dependendo das propriedades do material da superfície e das condições ambientais [7]–[9].

Embora vacinas e materiais antimicrobianos possam atuar como métodos preventivos contra essas ameaças, é necessário desenvolver procedimentos eficientes de descontaminação para ambientes já contaminados [10]–[14].

Atualmente, em ambientes hospitalares, o método convencional de descontaminação envolve limpeza manual seguida de desinfecção com produtos químicos. No entanto, esse processo é intensivo em mão de obra, sujeito a erros e frequentemente apresenta eficácia limitada. Além disso, desinfetantes químicos hospitalares, como hipoclorito de sódio e compostos de amônio quaternário, podem ter efeitos nocivos para os humanos, deixar resíduos indesejados e, com o tempo, tornar-se alvos de resistência por certos patógenos [15]–[18].

Como método complementar aos procedimentos convencionais de limpeza, a luz ultravioleta de comprimento de onda curto, conhecida como UV-C (200 – 280 nm), tem sido empregada como uma solução mais rápida, ambientalmente adequada e eficaz em comparação com a limpeza química [19]–[22]. Enquanto os antibióticos visam estruturas ou processos celulares específicos, o UV-C danifica diretamente o DNA e o RNA desses microrganismos, interrompendo suas atividades celulares e impedindo sua replicação e sobrevivência. Dessa forma, os microrganismos irradiados com UV-C apresentam menor probabilidade de desenvolver AMR, devido aos danos genéticos extensivos ou à morte celular [23], [24].

Nesse contexto, robôs de desinfecção UV-C têm sido cada vez mais utilizados em diferentes ambientes, como hospitais, aeroportos e shopping centers, especialmente em resposta à pandemia de COVID-19 [25], [26]. No entanto, mesmo com a variedade de níveis de potência desses dispositivos, há informações limitadas sobre o processo de dosimetria, especialmente no que se refere às áreas do teto e do piso dos ambientes. Além disso, mesmo sob incidência perpendicular da radiação, o monitoramento é realizado para um número reduzido de valores de dose.

Por exemplo, o estudo de Cadnum et al. [27] analisou a correlação entre a mudança de cor em dosímetros comerciais e a dose de UV-C, porém avaliou apenas quatro valores de dose (5, 15, 25 e 46 mJ/cm²). Essa abordagem restringe a aplicabilidade dos resultados para microrganismos mais resistentes ou para faixas intermediárias de dose, que não

foram contempladas no estudo.

Já em outros estudos, como o de Yang *et al.* [28], amplamente citado na literatura, os autores apresentam uma análise bastante superficial do equipamento utilizado. O estudo menciona apenas que o dispositivo fornece uma dose de 2.75 mW/cm^2 a uma distância de 1 m, sem apresentar curvas de intensidade em função da distância, do tempo ou o espectro das lâmpadas. A ausência desses dados inviabiliza uma comparação direta com estudos similares.

O objetivo deste estudo, então, é avaliar o alcance e a eficácia do Sistema Inteligente de Desinfecção por UV-C (SIDUV-C), um robô UV-C não autônomo operando com um comprimento de onda de pico de 254 nm e potência de 3900 W. Este trabalho apresenta um detalhamento completo do processo de dosimetria (incidência reta, teto e chão), incluindo a aquisição do espectro, ensaios microbiológicos e controle da dose no ambiente.

Para o controle espacial da dose, foi utilizado um sistema de medição baseado em dosímetros de filme (filmes colorimétricos), os quais foram comparados com técnicas de espectralradiometria UV, cobrindo um amplo intervalo de dose de 4 a 205 mJ/cm^2 .

Além disso, em comparação com resultados em um dos mais amplos e recentes artigos de revisão sobre robôs de desinfecção UV [10], o SIDUV-C se destaca como o robô mais potente da categoria, estabelecendo novos padrões de referência para recomendações em pesquisas sobre desinfecção com radiação UV-C.

A estrutura do artigo está organizada da seguinte forma: a seção II descreve em detalhes a estrutura e a arquitetura de software do SIDUV-C, além da metodologia utilizada nos testes de dosimetria. A seção III, apresenta os principais resultados, incluindo as curvas de intensidade ao longo do tempo, doses em função da distância e ensaios microbiológicos. Por fim, a última seção traz as conclusões do estudo.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

A. Descrição e Arquitetura de Software do SIDUV-C

O SIDUV-C é um robô não autônomo de alta potência, projetado para realizar desinfecção rápida em ambientes hospitalares e ambulatoriais. Ele está equipado com 12 lâmpadas de mercúrio de baixa pressão (JPNLamps, G10.4A Socket, Modelo GPHHA1580T6L - 251653, Florida, Pompano Beach, EUA), cada uma com 1,58 m de comprimento, um consumo médio de 2 A, e uma potência total de 325 W, dos quais 134 W são emitidos na faixa de 254 nm (UV-C). As 12 lâmpadas estão dispostas em uma estrutura dodecagonal para garantir uma distribuição uniforme da radiação no ambiente, resultando em uma potência total de 3900 W. O robô foi desenvolvido em parceria com a empresa Freedom Veículos Elétricos LTDA (Rio Grande do Sul, Pelotas, Brasil) e a Universidade Católica de Pelotas (Rio Grande do Sul, Pelotas, Brasil). Sua estrutura está ilustrada na Fig. 1.

Devido à periculosidade da radiação UV-C de 254 nm para seres vivos, o SIDUV-C é acionado remotamente por meio de um aplicativo móvel dedicado (SIDUV-C Mobile), garantindo a segurança do operador, conforme ilustrado na Fig.



Fig. 1. SIDUV-C: Robô UV-C não autônomo de 3900 W utilizado para desinfecção de ambientes hospitalares e ambulatoriais.

2. O sistema também incorpora sensores de UV-C calibrados (GenUV, modelo GUVCT21GH, Seul, Coreia do Sul) para monitoramento preciso da dose aplicada. Além disso, conta com sensores de movimento PIR (modelo IVP 3021, Intelbras, São José, Santa Catarina, Brasil), que garantem que o ambiente esteja devidamente isolado antes da ativação do equipamento e desligam o sistema automaticamente caso alguém entre no local durante o processo de desinfecção.

Os dados coletados são processados localmente pela SIDUV-C Fog e transmitidos para a nuvem (SIDUV-C Cloud), possibilitando armazenamento, análise e controle remoto da operação. Essa abordagem permite uma gestão eficiente do processo de desinfecção, otimizando a distribuição da radiação e minimizando riscos de exposição indevida.

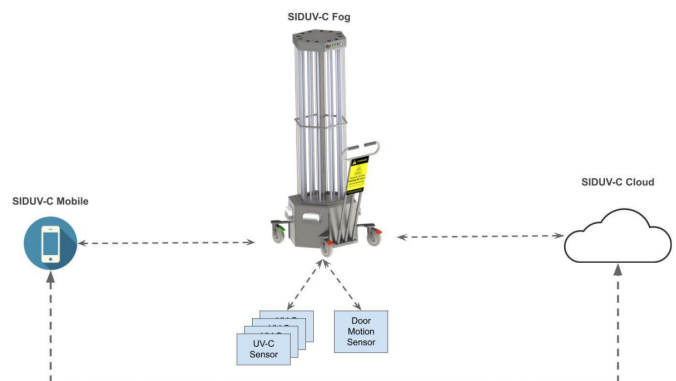


Fig. 2. Diagrama esquemático ilustrando a arquitetura de software do SIDUV-C.

B. Aquisição Espectral, Dosimetria e Procedimentos de Análise

Para aquisição do espectro e determinação dos comprimentos de onda, uma fibra óptica de 200 μm de diâmetro, acoplada a um espectrômetro UV/Vis (Sarspec, modelo Flex STD, Porto, Portugal), foi posicionada a uma distância de 25 cm do ponto médio de uma das lâmpadas. O espectro foi gerado utilizando o software Light Scan (Versão 1.1.17).

As curvas dosimétricas em função do tempo e da distância foram obtidas com um espectrorradiômetro (Lisun, modelo LMS-6000UV, Xangai, China), capaz de medir a irradiância total de UV no intervalo de 0,1 a 500.000 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ com precisão de $\pm 0.01 \mu\text{W}/\text{cm}^2$. Para aquisição dos dados, o equipamento foi posicionado na metade da altura da lâmpada, com sua fibra óptica orientada diretamente para a fonte emissora, formando um ângulo de 90° em relação ao plano do chão. Dessa forma, foi possível capturar a média da intensidade da radiação UV ao longo do comprimento da lâmpada. As medições foram conduzidas em condições controladas, com umidade relativa de 75% e temperatura de 26°C .

Para realizar a dosimetria em diferentes direções, foram utilizados filmes dosimétricos sensíveis à UV-C (Fujifilm Corporation, UVSCALE LM, Tóquio, Japão). Esses filmes foram posicionados no teto, no chão e na região central, na metade da altura das lâmpadas, sendo expostos à radiação por 90 segundos após o período de aquecimento.

Após a exposição dos filmes, e com o objetivo de padronizar o procedimento, eles foram imediatamente digitalizados para comparação, utilizando um scanner colorido de mesa com resolução de 300 dpi (Epson America Inc, modelo TX125, Califórnia, EUA). O mesmo procedimento foi utilizado para o modelo de referência (gabarito), previamente preparado com uma lâmpada germicida com as mesmas especificações das lâmpadas usadas no robô.

Para cada ponto experimental ou medição da escala de cores, foram realizadas três repetições, com um desvio padrão máximo de 2% em cada conjunto de dados. Devido à baixa dispersão e à reduzida representatividade do erro, as barras de erro não foram incluídas nas figuras.

C. Ensaio Microbiológicos

Para a realização do ensaio microbiológico, culturas padronizadas de *Staphylococcus aureus* resistente à metilina (MRSA, ATCC 43300) foram suspensas em solução salina estéril e ajustadas à escala de 0.5 McFarland, correspondente a uma concentração aproximada de 1.5×10^8 UFC/mL.

Esse inóculo foi então submetido a uma diluição seriada, e a partir do tubo correspondente à diluição de 10^{-6} , 100 μL da suspensão bacteriana foi inoculado e semeado em placas de Petri contendo ágar PCA (Plate Count Agar, Modelo K25-1056, Marca Kasvi, Pinhas, Paraná, Brasil), previamente preparado de acordo com as recomendações do fabricante. Em seguida, as placas foram posicionadas a 1 m de distância do robô, formando um ângulo de 90° com o plano do chão, garantindo incidência direta da radiação. O tempo de exposição variou entre 4 e 22 s, com exceção do controle positivo, que não foi irradiado.

Após a irradiação, as placas foram incubadas em estufa por 24 h para permitir o crescimento das colônias sobreviventes. A contagem das colônias foi realizada manualmente e todos os testes foram realizados em triplicata, assegurando a reprodutibilidade e confiabilidade dos resultados. As amostras foram irradiadas sob as mesmas condições de temperatura e umidade em que os espectros foram obtidos.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A. Espectroscopia UV-Vis e Distribuição Espacial da Radiação UV-C

A espectroscopia óptica UV-Vis foi empregada para caracterizar a luz UV e visível transmitida, permitindo a obtenção da intensidade em diferentes comprimentos de onda das lâmpadas do SIDUV-C. A Fig. 3 ilustra o espectro das lâmpadas usadas neste estudo. Para esta medição, a intensidade é expressa em termos de contagens.

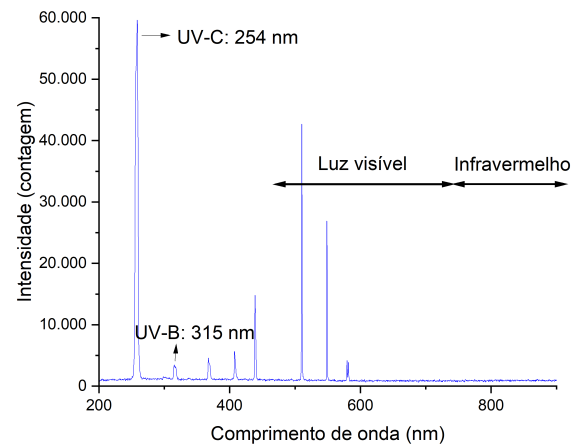


Fig. 3. Espectro UV-Vis das lâmpadas de vapor de mercúrio de baixa pressão do SIDUV-C.

Observa-se um pico germicida dominante em aproximadamente 254 nm. Além disso, pequenos picos também são detectados na região UV-B, em 315 nm e, na região UV-A, em 370 nm. Entre os comprimentos de onda dominantes no espectro visível, destaca-se um pico em 510 nm, correspondente a uma coloração azul-esverdeada, que contribui para o tom predominantemente azulado visto na Fig. 1.

Os comprimentos de onda UV variando de 200 a 320 nm possuem os efeitos mais severos para os humanos. Embora a luz UV seja invisível ao olho humano, sendo detectável apenas entre 400 nm e 700 nm, a exposição a raios UV intensos pode levar a cataratas e perda de visão [29]. Além disso, os efeitos potenciais da exposição UV na pele incluem eritema, fotoenvelhecimento, imunossupressão e câncer de pele [30].

De acordo com a Comissão Internacional de Proteção contra Radiação Não Ionizante (ICNIRP), a dose efetiva de exposição UV para os olhos e pele humanos não deve exceder 3.0 mJ/cm^2 em um período de 8 horas [31]. Essa recomendação foi incorporada à regulamentação tanto pela Food and Drug

Administration (FDA) dos Estados Unidos quanto pela União Europeia.

Diferentemente dos raios X, que possuem capacidade de penetração e necessitam de blindagem com materiais mais densos [32]–[34], a radiação UV-C não penetra em materiais sólidos, assim, a maioria dos plásticos acrílicos e vidros, exceto o quartzo, não permite a penetração de comprimentos de onda UV-C (100-280 nm). Folhas acrílicas e vidros comuns muito finos bloqueiam completamente a luz UV-C. Para ilustrar esse fenômeno, a Fig. 4 mostra o espectro das lâmpadas usadas neste estudo quando a luz é bloqueada por um vidro borossilicato de 3 mm.

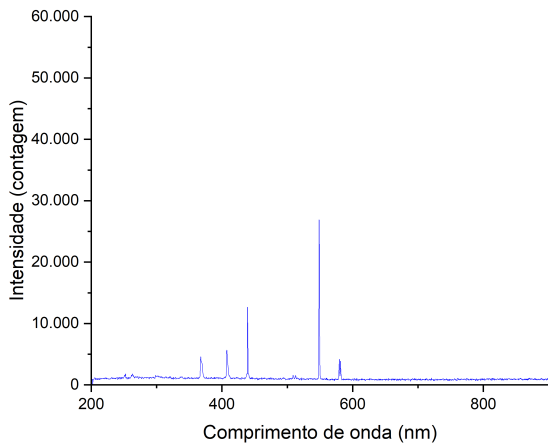


Fig. 4. Espectro UV-Vis das lâmpadas de vapor de mercúrio de baixa pressão do SIDUV-C com bloqueio por vidro borossilicato de 3 mm.

Com base na Fig. 4, observa-se que todos os comprimentos de onda abaixo de 370 nm foram totalmente absorvidos pelo vidro borossilicato 3 mm, um dos tipos mais comuns utilizados em janelas residenciais e também nas salas de cirurgia.

Do ponto de vista do comportamento da intensidade de radiação UV-C em função do tempo, a Fig. 5 apresenta um cenário típico da variação da intensidade de radiação emitida pelo SIDUV-C a uma distância de 2 m da fonte, por um intervalo de 90 s.

Após um período de aquecimento de 2 min (não representado na figura), a curva de intensidade exibe um crescimento exponencial, atingindo um platô por volta de 70 s. Após esse ponto, a intensidade atinge um valor aproximadamente constante e permanece assim até 10 min de operação, quando começa a diminuir lentamente devido ao aquecimento.

Embora a intensidade seja um parâmetro importante, ela mede apenas a energia radiante por unidade de área em um dado momento. A dose, por outro lado, representa a quantidade total de energia absorvida por uma superfície ao longo do tempo e é o parâmetro mais utilizado para determinar a taxa de desinfecção de ambientes, pois leva em consideração tanto a intensidade da radiação quanto a duração da exposição, fornecendo uma medida mais precisa do impacto da radiação na eliminação microbiana. Ambos os parâmetros podem ser relacionados através da equação [35]:

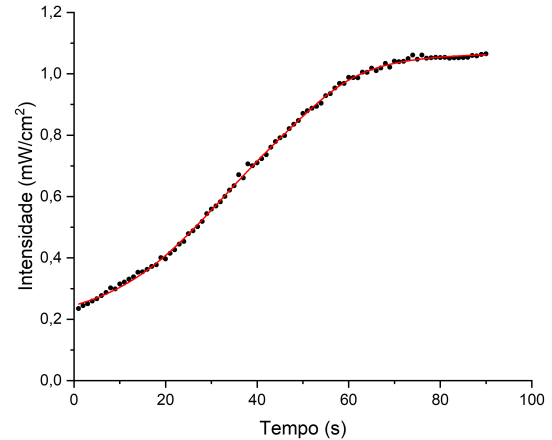


Fig. 5. Comportamento típico da variação de intensidade de lâmpadas UV-C de vapor de mercúrio de baixa pressão ao longo do tempo.

$$D = t \cdot I \quad (1)$$

onde D representa a dose UV dose medida em mJ/cm^2 , t é o tempo de exposição em segundos, e I é a intensidade, irradiância ou fluxo radiante por unidade de área medido em mW/cm^2 .

A Fig. 6 representa os valores da dose acumulada pela irradiação do robô durante um período de 90 s, em diferentes distâncias, considerando uma medição com o detector a um ângulo de 90° em relação ao plano do chão.

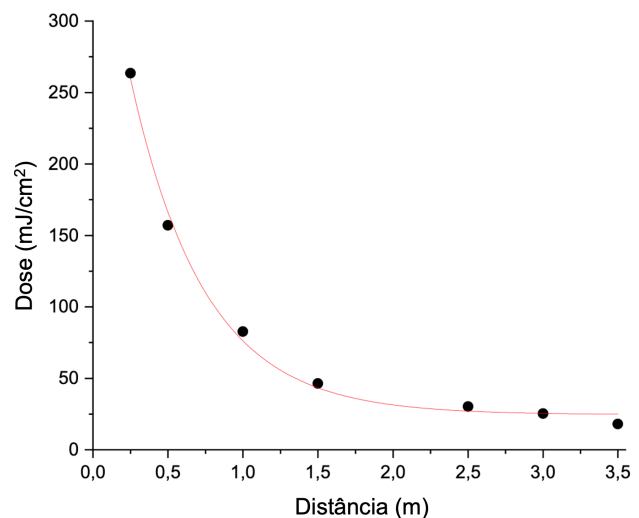


Fig. 6. Dose para diferentes distâncias da fonte. A curva vermelha representa o ajuste exponencial aos dados experimentais. Os desvios padrão de cada medição não são exibidos, pois seus valores são inferiores ao tamanho dos pontos de cada medição.

Como pode ser observado, para um tempo constante, a dose diminui exponencialmente com a distância, seguindo a curva:

$$y = y_0 + A \cdot e^{-R_0 x}$$

onde $y_0 = 24.57076 \pm 4.25866$, $A = 389.51157 \pm 21.82652$, $R_0 = 2.02118 \pm 0.17427$ com $R^2 = 0.99581$.

Esses resultados destacam o impacto direto da distância na eficácia da dose acumulada, fator crucial na avaliação de sistemas de desinfecção baseados em radiação UV-C. A aplicação prática desse modelo é especialmente relevante em contextos hospitalares, onde superfícies contaminadas podem variar em termos de localização.

Embora a composição bacteriana varie entre diferentes regiões geográficas, observa-se uma prevalência notável de certas espécies e gêneros microbianos. De acordo com dados de hospitais da região do Rio de Janeiro, Brasil [36], entre 238 amostras coletadas de pacientes, foram identificadas 24 espécies bacterianas, sendo as mais predominantes *S. aureus* (21%) e *P. aeruginosa* (18.5%). Entre as amostras de *S. aureus*, 36% foram classificadas como *Staphylococcus aureus* resistente à meticilina (MRSA).

Estudos mais amplos realizados em 35 países da América Latina [3], [37]–[39] indicam que seis patógenos foram responsáveis por 79.5% das mortes associadas à resistência bacteriana: *S. aureus*, *E. coli*, *Klebsiella pneumoniae*, *Streptococcus pneumoniae*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Acinetobacter baumannii*.

As taxas de desinfecção de pelo menos 90% (log 1) para esses seis patógenos variam entre 5.5 mJ/cm² e 50 mJ/cm² [40]–[43].

Com base nesses dados, a dose máxima necessária para o SIDUV-C, ou seja, uma dose de 50 mJ/cm², pode ser alcançada, por exemplo, a uma distância de 1.5 m da fonte em apenas 90 s de operação (além do tempo de aquecimento de 2 min), conforme ilustrado na Fig. 6. No entanto, ao extrapolar o eixo das abscissas da Fig. 6 e utilizar a relação 1, observa-se que o SIDUV-C também é eficaz em distâncias maiores. Ou seja, com 2 min e 45 s de operação, ele mantém ação germicida a 3.5 m.

Assim, em menos de 5 min (2 min de aquecimento e 2 min e 45 s de operação), um tempo viável para atividades de desinfecção em ambientes hospitalares, o SIDUV-C pode desinfetar uma área de 12.25 m². Para períodos mais longos, o SIDUV-C pode ser usado em áreas maiores, conforme previsto pelo ajuste exponencial obtido na Fig. 6.

Para capturar a radiação em diferentes ângulos de incidência, dosímetros sensíveis à energia UV-C foram posicionados a uma altura de 1.35 m acima do ponto de medição (teto) e 1.18 m abaixo do ponto de medição (piso), assumindo as mesmas distâncias em linha reta mostradas na Fig. 7.

Os dados mostram que a dose diminui exponencialmente tanto no piso quanto no teto. No entanto, há uma diferença notável nos valores iniciais da dose: a dose inicial no piso é aproximadamente 2.5 vezes menor em comparação com a referência padrão, enquanto no teto, a dose inicial é cerca de 7.0 vezes menor. Essa diferença indica que a distribuição da radiação varia significativamente entre as duas superfícies. Do ponto de vista experimental, essa variação pode ser melhor observada na escala de cores dos filmes dosimétricos, que representa a dose correspondente, conforme ilustrado na Fig. 8. A gradação começa no branco (ausência de radiação) e evolui para um azul mais intenso, correspondente à dose máxima,

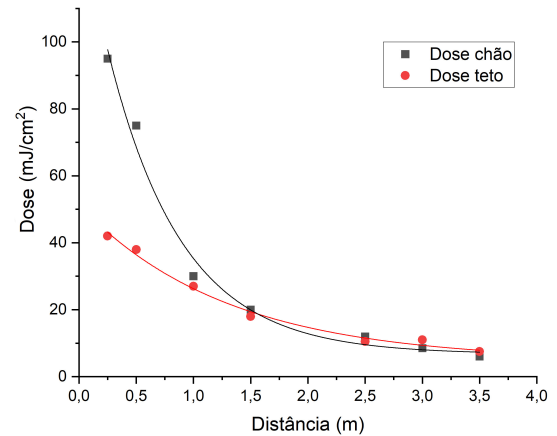


Fig. 7. Dose de radiação medida com filmes dosimétricos no piso (chão) e no teto. As distâncias são medidas em linha reta conforme mostrado na Fig. 6.

destacando a distribuição da radiação em diferentes regiões do piso e do teto.

mJ/cm ²		mJ/cm ²	
0		50	
4,0		75	
8,5		95	
12		140	
27		182	
35		205	

Fig. 8. Filmes dosimétricos sensíveis à UV-C e as doses correspondentes obtidas a partir de medições de calibração utilizando o espectrorradiômetro.

Um aspecto importante a ser discutido durante o processo de desinfecção é a contribuição devido a refletividade das paredes. Em ambientes hospitalares, as paredes são geralmente de concreto cobertas com tinta, e a taxa de reflexão da radiação UV-C pode variar conforme o tipo de tinta utilizada. No entanto, de forma geral, pode-se considerar a refletividade das paredes pintadas com tinta branca, que é aproximadamente 6%, conforme indicado por Endo et al. [44].

Assim, por exemplo, apenas 0.6 mJ/cm² de uma dose de 10 mJ/cm² é entregue em um ponto de sombreamento exclusivamente por reflexão. Como a relação entre dose e tempo de exposição é linear, para compensar essa perda, o tempo de exposição deve ser aumentado na mesma proporção. Dessa forma, é necessário um aumento de 16,6 vezes (1/0.06) no tempo de exposição em relação ao necessário para atingir a mesma dose em uma área sem obstruções. Portanto, robôs com maior alcance de irradiação podem ser mais eficazes na desinfecção de regiões sombreadas desde que o tempo seja ajustado corretamente.

B. Ensaios Microbiológicos

Para estabelecer a correspondência entre os ensaios realizados com os filmes dosimétricos, apresentados na Fig. 8, e a

eficácia da desinfecção no ambiente, placas de Petri contendo inóculos de cepas de MRSA foram irradiadas pelo SIDUV-C a uma distância fixa, com tempos de exposição variáveis.

Conforme detalhado na seção II-C, foi escolhida a bactéria MRSA, devido ao seu alto grau de periculosidade em ambientes hospitalares e por ser uma das bactérias do grupo ESKAPE [45], conhecidas por sua resistência antimicrobiana e relevância clínica na disseminação de infecções associadas à assistência à saúde.

Os ensaios foram conduzidos a uma distância de 1 m, com as placas de Petri posicionadas perpendicularmente ao plano do chão, garantindo incidência direta da radiação. Esse arranjo experimental é semelhante ao apresentado na Fig. 6.

A Tabela I e a Fig. 9 apresentam a taxa de desinfecção e a redução logarítmica obtida pelo SIDUV-C, após um período de 24 h de incubação das placas em estufa bacteriológica, seguido da contagem das unidades formadoras de colônia (UFC) remanescentes.

Cada linha da Tabela I corresponde a um tempo específico de exposição, variando de 4 a 22 s, juntamente com a respectiva dose acumulada de radiação UV-C absorvida pelas amostras. Para cada valor de tempo selecionado, foram realizados ensaios em triplicata. A escolha dos tempos de irradiação, e, conseqüentemente, das doses, foi progressivamente fracionada até atingir a redução máxima da bactéria em estudo.

A terceira coluna apresenta a média do número de UFC, acompanhada do desvio padrão, evidenciando a variação das contagens entre as amostras. As duas últimas colunas mostram a redução logarítmica em relação à contagem inicial, correspondente ao controle positivo exibido na primeira linha da tabela, além da taxa de desinfecção correspondente.

TABELA I

TAXA DE DESINFECÇÃO E REDUÇÃO LOGARÍTMICA DA CONTAGEM DE UFC EM FUNÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO UV-C. A MÉDIA E O DESVIO PADRÃO DAS UFC FORAM CALCULADAS A PARTIR DE TRIPPLICATAS. A PRIMEIRA LINHA REPRESENTA O CONTROLE POSITIVO (NÃO IRRADIADO)

Tempo (s)	Dose (mJ/cm ²)	Média ± DP (UFC)	Redução Log ₁₀	Taxa de Desinfecção (%)
0	-	292.3 ± 15.1	-	0.0
4	0.88	179.0 ± 38.4	0.21	16.5
8	1.76	89.3 ± 20.1	0.51	38.8
12	2.64	17.6 ± 7.3	1.22	69.4
16	3.52	4.7 ± 2.5	1.79	94.0
22	4.84	0.3 ± 0.6	2.94	99.9

Em relação à eficácia do SIDUV-C, os resultados demonstram compatibilidade com os dados disponíveis na literatura. Estudos recentes, como o de Cadnum *et al.* [27], relataram que uma dose de 5.0 mJ/cm² resultou em uma redução de 1.6 log₁₀ UFC, enquanto uma dose de 10.0 mJ/cm² levou a uma redução superior a 3 log₁₀ UFC ambas as doses para cepas de MRSA (ATCC 43598).

O estudo realizado por Nerandzic *et al.* [46], também com a bactéria MRSA (ATCC 43000), reportou uma redução de 2.9 log₁₀ UFC com uma dose média de 5.0 mJ/cm², utilizando o robô Tru-D. No entanto, o trabalho não especifica o comprimento de onda predominante da luz UV-C nem apresenta a

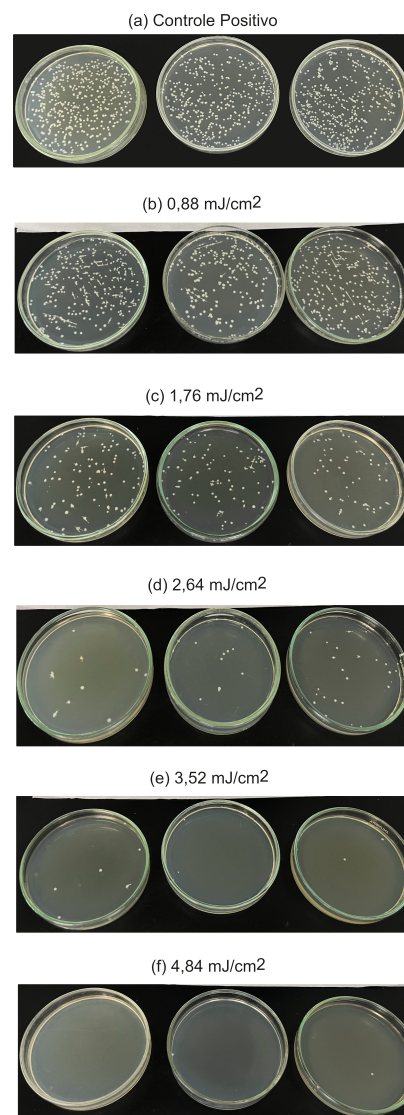


Fig. 9. Crescimento de UFC de MRSA após exposição a diferentes doses de radiação UV-C. (a) Controle positivo (sem exposição à radiação UV-C). (b-f) Culturas bacterianas expostas a doses crescentes de UV-C.

espectroscopia das lâmpadas utilizadas, impossibilitando uma comparação mais direta.

Nossos experimentos indicam reduções semelhantes, porém com doses ligeiramente menores. Em nossos testes, uma redução de 2.94 log₁₀ UFC foi alcançada com uma dose de 4.84 mJ/cm², enquanto uma redução de 1.79 log₁₀ UFC foi obtida com uma dose de 3.52 mJ/cm².

CONCLUSÕES

Neste estudo, propusemos a dosimetria do SIDUV-C, um robô UV-C não autônomo de 3900 W para uso em processos de desinfecção em ambientes de saúde. Com base em nossas análises, um tempo de exposição de apenas 5 min, sob condições de incidência direta, é suficiente para o robô desinfetar os patógenos mais comuns encontrados em ambientes hospitalares, considerando uma área de 12.25 m². Para

períodos de exposição mais longos, o SIDUV-C pode ser utilizado em áreas maiores.

Com base em nossos estudos propõe-se as seguintes recomendações para otimizar a exposição ao UV-C e reduzir ao máximo as áreas de sombra em ambientes hospitalares:

- **Posicionamento:** Para quartos pequenos (menores que 12 m²), o posicionamento central do robô garante uma cobertura mais uniforme, já que paredes e superfícies refletivas contribuem para uma exposição secundária à UV-C. Em ambientes maiores (maiores que 12 m²) ou corredores, o posicionamento periférico combinado com múltiplos ciclos de realocação maximiza a cobertura e reduz a formação de áreas sombreadas atrás de equipamentos médicos e móveis.
- **Maximização da Exposição e Cobertura:** A eficácia da radiação UV-C está diretamente relacionada à exposição dentro da linha de visão. Posicionar a fonte de luz em altura elevada melhora significativamente a cobertura sobre leitos e superfícies médicas, minimizando sombras e obstruções. Além disso, a dose inicial no piso é aproximadamente 2.5 vezes menor em comparação com a referência padrão, enquanto no teto, a dose inicial pode ser até 7.0 vezes menor. Dessa forma, para ambientes hospitalares com múltiplos leitos, recomenda-se um modelo de ciclos múltiplos, no qual o robô deve ser posicionado estrategicamente, evitando áreas de sombra e garantindo uma distribuição mais homogênea da radiação. Idealmente, o equipamento deve ser colocado a pelo menos 1.5 m de grandes obstruções, maximizando tanto a exposição direta quanto a reflexão da luz UV-C.
- **Tempo de Exposição e Ajustes Baseados na Distância:** Para superfícies altamente contaminadas, o tempo de exposição deve ser ajustado com base em curvas dose-resposta de UV-C (exemplo: para redução de 3 log₁₀ UFC de *Clostridium difficile* considere uma dose maior que 50 mJ/cm² [27]). Como a intensidade da UV-C diminui com a distância, a duração da exposição deve ser dobrada para cada aumento de 1 metro na separação, da fonte UV-C em relação à superfície-alvo.
- **Uso de Indicadores Dosimétricos para Validação em Tempo Real:** A implementação de dosímetros sensíveis à UV-C em diferentes pontos do ambiente permite validar, em tempo real, a dose recebida, ajudando os profissionais de assistência à saúde a ajustar dinamicamente o posicionamento do robô para garantir eficácia total.

Embora a eficácia do UV-C na desinfecção bacteriana esteja bem estabelecida, estudos adicionais devem ser conduzidos para avaliar a resposta de fungos frequentemente associados a infecções nosocomiais e problemas respiratórios. A resistência diferencial de diferentes classes de microrganismos à radiação UV-C requer uma caracterização mais detalhada, considerando não apenas a redução de carga fúngica, mas também os impactos na viabilidade e estrutura celular desses organismos. Nesse contexto, futuros estudos devem explorar a relação dose-

resposta específica para fungos, além da influência de fatores ambientais, como umidade e presença de material orgânico, que podem interferir na eficácia da desinfecção. Esse aprofundamento contribuirá para expandir as aplicações da tecnologia UV-C, tornando-a uma alternativa ainda mais robusta para o controle de infecções em ambientes hospitalares.

AGRADECIMENTOS

Os autores expressam sua sincera gratidão à empresa Freedom Veículos Elétricos, Pelotas, RS, Brasil, pelo generoso apoio concedido por meio da bolsa M.R.S.G-L., e à Secretaria de Ciência, Inovação e Tecnologia do Estado do Rio Grande do Sul (SICT-RS) pelo suporte financeiro, viabilizado através do Termo de Colaboração N° 34/2023 e FPE N° 3704/2023.

REFERÊNCIAS

- [1] G. H. Marin, L. Giangreco, C. Dorati, P. Mordujovich, S. Boni, H. Mantilla-Ponte, M. J. A. Arvez, M. L. Peña, M. F. A. González, S. M. C. Fung, L. Barcelona, L. Campaña, A. V. Orellana, T. O. Rodríguez, L. G. Cantero, R. A. Villar, N. S. Fuentes, E. Melero, H. Marin-Piva, G. Soler, F. Gabriel, L. P. Velandia, C. O. Florentín, S. R. Patron, M. O. Rivas, C. M. Benítez, R. Mellado, V. Ivanovska, A. Muller, R. Rojas, and J. L. Castro, "Antimicrobial Consumption in Latin American Countries: First Steps of a Long Road Ahead," *Journal of Primary Care & Community Health*, vol. 13, p. 21501319221082346, 2022, <https://doi.org/10.1177/21501319221082346>.
- [2] U. Nations, "Goal 3: Good health and well-being," 2015, accessed: 2024-11-29. [Online]. Available: <https://sdgs.un.org/goals/goal3>
- [3] G. B. Aguilar, L. R. Swetschinski, N. D. Weaver, and et al., "The burden of antimicrobial resistance in the Americas in 2019: a cross-country systematic analysis," *The Lancet Regional Health - Americas*, vol. 25, p. 100561, 2023, <https://doi.org/10.1016/j.lana.2023.100561>.
- [4] P. Dadgostar, "Antimicrobial Resistance: Implications and Costs," *Infection and Drug Resistance*, vol. 12, pp. 3903–3910, 2019, <https://doi.org/10.2147/IDR.S234610>.
- [5] M. Ferri, E. Ranucci, P. Romagnoli, and V. Giaccone, "Antimicrobial resistance: A global emerging threat to public health systems," *Critical Reviews in Food Science and Nutrition*, vol. 57, pp. 2857 – 2876, 2017, <https://doi.org/10.1080/10408398.2015.1077192>.
- [6] F. Prestinaci, P. Pezzotti, and A. Pantosti, "Antimicrobial resistance: a global multifaceted phenomenon," *Pathogens and Global Health*, vol. 109, pp. 309 – 318, 2015, <https://doi.org/10.1179/204773215Y.0000000030>.
- [7] N. V. Doremalen, T. Bushmaker, D. Morris, M. Holbrook, A. Gamble, B. Williamson, A. Tamin, J. Harcourt, N. Thornburg, and S. G. et al., "Aerosol and surface stability of SARS-CoV-2 as compared with SARS-CoV-1," *N. Engl. J. Med.*, vol. 382, pp. 1564–1567, 2020, <https://doi.org/10.1056/NEJMc2004973>.
- [8] T. Jiang and X. Chen, "Outcome Impacts Due to Pathogen-Specific Antimicrobial Resistance: A Narrative Review of Published Literature," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 17, 2020, <https://doi.org/10.3390/ijerph17041395>.
- [9] M. M. Aljeldah, "Antimicrobial Resistance and Its Spread Is a Global Threat," *Antibiotics*, vol. 11, 2022, <https://doi.org/10.3390/antibiotics11081082>.
- [10] I. Mehta, H.-Y. Hsueh, S. Taghipour, W. Li, and S. Saeedi, "UV disinfection robots," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 161, p. 104332, 2023, <https://doi.org/10.1016/j.robot.2022.104332>.
- [11] P. Abedini and N. Soleimani, "A Review of Designing New Vaccines to Prevent Hospital-Acquired Antibiotic-Resistant Infections," *Disease and Diagnosis*, vol. 7, pp. 21–29, 2018, <https://doi.org/10.31661/IEJM861>.
- [12] I. Bekeredjian-Ding, "Challenges for Clinical Development of Vaccines for Prevention of Hospital-Acquired Bacterial Infections," *Frontiers in Immunology*, vol. 11, 2020, <https://doi.org/10.3389/fimmu.2020.01755>.
- [13] E. G. Souza, C. D. Nascimento, C. Aguzzoli, E. S. B. Santillán, C. E. Cuevas-Suárez, P. S. Nascente, E. Piva, and R. G. Lund, "Enhanced antibacterial properties of titanium surfaces through diversified ion plating with silver atom deposition," *Journal of Functional Biomaterials*, vol. 15, no. 6, p. 164, 2024, <https://doi.org/10.3390/jfb15060164>.

- [14] Z. X. Tang and B. F. Lv, "MgO Nanoparticles as Antibacterial Agent: Preparation and Activity," *Brazilian Journal of Chemical Engineering*, p. 246003, 2011, <https://doi.org/10.1590/0104-6632.20140313s00002813>.
- [15] A. Edwards, S. Karim, R. Pascual, L. Jowhar, S. Anderson, and S. McBride, "Chemical and stress resistances of *Clostridium difficile* spores and vegetative cells," *Front. Microbiol.*, vol. 7, p. 1698, 2016, <https://doi.org/10.3389/fmicb.2016.01698>.
- [16] G. Moccia, O. Motta, C. Pironti, A. Proto, M. Capunzo, and F. D. Caro, "An alternative approach for the decontamination of hospital settings," *Journal of Infection and Public Health*, vol. 13, pp. 2038–2044, 2020, <https://doi.org/10.1016/j.jiph.2020.09.020>.
- [17] G. French, J. Otter, K. Shannon, N. Adams, D. Watling, and M. Parks, "Tackling contamination of the hospital environment by methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* (MRSA): a comparison between conventional terminal cleaning and hydrogen peroxide vapour decontamination," *The Journal of Hospital Infection*, vol. 57 1, pp. 31–7, 2004, <https://doi.org/10.1016/J.JHIN.2004.03.006>.
- [18] S. Dancer, "Controlling Hospital-Acquired Infection: Focus on the role of the environment and new technologies for decontamination," *Clinical Microbiology Reviews*, vol. 27, pp. 665–690, 2014, <https://doi.org/10.1128/CMR.00020-14>.
- [19] S. de Souza, A. Cardoso Jr, and A. Sarmento *et al.*, "Effectiveness of a UVC air disinfection system for the HVAC of an ICU," *Eur. Phys. J. Plus*, vol. 137, p. 37, 2022, <https://doi.org/10.1140/epjp/s13360-021-02240-y>.
- [20] T.-C. Hsu, Y.-T. Teng, Y.-W. Yeh, X. Fan, K.-H. Chu, S.-H. Lin, K.-K. Yeh, P.-T. Lee, Y. Lin, and Z. Chen *et al.*, "Perspectives on UVC LED: Its progress and application," *Photonics*, vol. 8, p. 196, 2021, <https://doi.org/10.3390/photonics8060196>.
- [21] H. D. M. Tran, S. Boivin, H. Kodamatani, K. Ikehata, and T. Fujioka, "Potential of UV-B and UV-C irradiation in disinfecting microorganisms and removing N-nitrosodimethylamine and 1,4-dioxane for potable water reuse: A review," *Chemosphere*, vol. 286 Pt 2, p. 131682, 2021, <https://doi.org/10.1016/j.chemosphere.2021.131682>.
- [22] P. Nyangaresi, Y. Qin, G. Chen, B. Zhang, Y. Lu, and L. Shen, "Comparison of the performance of pulsed and continuous UVC-LED irradiation in the inactivation of bacteria," *Water research*, vol. 157, pp. 218–227, 2019, <https://doi.org/10.1016/j.watres.2019.03.080>.
- [23] A. Panzures, "222-nm UVC light as a skin-safe solution to antimicrobial resistance in acute hospital settings with a particular focus on methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* and surgical site infections: a review," *J Appl Microbiol.*, vol. 1, p. 134, 2023, <https://doi.org/10.1093/jambio/txad046>.
- [24] R. Yin, T. Dai, P. Avci, A. E. Jorge, W. C. de Melo, D. Vecchio, Y. Y. Huang, A. Gupta, and M. R. Hamblin, "Light based anti-infectives: ultraviolet irradiation, photodynamic therapy, blue light, and beyond," *Curr Opin Pharmacol.*, vol. 13, pp. 731–62, 2013, <https://doi.org/10.1016/j.coph.2013.08.009>.
- [25] F. Astrid, Z. Beata, and M. Van den Nest *et al.*, "The use of a UV-C disinfection robot in the routine cleaning process: a field study in an academic hospital," *Antimicrob Resist Infect Control*, vol. 10, p. 84, 2021, <https://doi.org/10.1186/s13756-021-00945-4>.
- [26] M. Mantelli, L. D. Santos, L. de F., G. Miotto, A. Bergamin, E. Cardoso, M. Serrano, R. Maffei, E. Prestes, J. Netto, and M. Kolberg, "Autonomous environment disinfection based on dynamic UV-C irradiation map," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 7, pp. 4789–4796, 2022, <https://doi.org/10.1109/LRA.2022.3152719>.
- [27] J. Cadnum, A. Jencson, S. Redmond, T. Sankar Chittoor Mana, and C. Donskey, "Ultraviolet-C (UV-C) Monitoring Made Ridiculously Simple: UV-C Dose Indicators for Convenient Measurement of UV-C Dosing," *Open Forum Infectious Diseases*, vol. 6, no. Suppl 2, p. S437, October 23 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1093/ofid/ofz360.1078>
- [28] J.-H. Yang, U.-I. Wu, H.-M. Tai, and W.-H. Sheng, "Effectiveness of an ultraviolet-c disinfection system for reduction of healthcare-associated pathogens," *Journal of Microbiology, Immunology and Infection*, vol. 52, no. 3, pp. 487–493, 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jmii.2017.08.017>
- [29] M. Raeiszadeh and B. Adeli, "A critical review on ultraviolet disinfection systems against COVID-19 outbreak: Applicability, validation, and safety considerations," *ACS Photonics*, vol. 7, no. 11, pp. 2941–2951, 2020, <https://doi.org/10.1021/acsp Photonics.0c01245>.
- [30] Y. Matsumura and H. N. Ananthaswamy, "Toxic effects of ultraviolet radiation on the skin," *Toxicol. Appl. Pharmacol.*, vol. 195, pp. 298–308, 2004, <https://doi.org/10.1016/j.taap.2003.08.019>.
- [31] P. Vecchia, M. Hietanen, B. E. Stuck, E. van Deventer, and S. Niu, *Protecting Workers from Ultraviolet Radiation*. Citeseer, 2007.
- [32] E. G. Souza, K. Kruger, C. D. Nascimento, C. Aguzzoli, G. Hoff, A. Moraes, R. Lund, P. Nascente, C. Cuevas-Suárez, E. Piva *et al.*, "Development of lead-free radiation shielding material utilizing barium sulfate and magnesium oxide as fillers in addition cure liquid silicone rubber," *Polymers*, vol. 15, p. 4382, 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/polym15224382>
- [33] M. M. Pires, C. D. Nascimento, E. G. Souza, K. Kruger, and G. Hoff, "Utilização de sulfato de bário como constituinte de concreto para blindagem de salas de radiologia," *Matéria (Rio de Janeiro)*, vol. 26, no. 4, p. e13103, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1590/S1517-707620210004.1303>
- [34] G. Hoff, E. E. Streck, A. Lai, V. Fanti, B. Golosio, C. D. Nascimento, and E. G. Souza, "Using geant4 monte carlo toolkit to evaluate a low power x-ray tube generator configuration," *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 168, p. 109487, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109487>
- [35] W. Kowalski, *Ultraviolet Germicidal Irradiation Handbook: UVGI for Air and Surface Disinfection*. Springer, 2010.
- [36] B. A. De Moraes, C. A. N. Cravo, M. M. Loureiro, C. A. Solari, and M. D. Asensi, "Epidemiological Analysis of Bacterial Strains Involved in Hospital Infection in a University Hospital from Brazil," *Rev. Inst. Med. Trop.*, vol. 42, pp. 201–207, 2000, <https://doi.org/10.1590/S0036-4665200000400005>.
- [37] A. Ciapponi, A. Bardach, M. M. Sandoval, M. C. Palermo, E. Navarro, C. Espinal, and R. Quirós, "Systematic review and meta-analysis of deaths attributable to antimicrobial resistance, Latin America," *Emerging Infectious Diseases*, vol. 29, pp. 2335–2344, 2023, <https://doi.org/10.3201/eid2911.230753>.
- [38] S. G. Cerezo, J. S. Preciado, M. M. Otero, F. J. T. López, and M. D. A. Curiel, "Antimicrobial resistance. Its importance and efforts to control it," *Gaceta medica de Mexico*, vol. 156 2, pp. 171–178, 2020, <https://doi.org/10.24875/gmm.m20000358>.
- [39] M. T. Valenzuela and C. D. de Quadros, "Antibiotic resistance in Latin America: a cause for alarm," *Vaccine*, vol. 27 Suppl 3, pp. C25–8, 2009, <https://doi.org/10.1016/j.vaccine.2009.06.005>.
- [40] D. C. Gritz, T. Y. Lee, P. J. McDonnell, K. Shih, and N. Baron, "Ultraviolet radiation for the sterilization of contact lenses," *CLAO J.*, vol. 16, pp. 294–298, 1990.
- [41] A. Hollaender, *Radiation Biology, Volume II: Ultraviolet and Related Radiations*. New York: McGraw-Hill, 1955.
- [42] V. K. Rastogi, L. Wallace, and L. S. Smith, "Disinfection of acinetobacter baumannii-contaminated surfaces relevant to medical treatment facilities with ultraviolet C light," *Mil Med.*, vol. 172, pp. 1166–1169, 2007, <https://doi.org/10.7205/milmed.172.11.1166>.
- [43] F. L. Gates, "A study of the bactericidal action of ultraviolet light : I. the reaction to monochromatic radiations," *Mil Med.*, vol. 13, pp. 231–248, 1929, <https://doi.org/10.1085/jgp.13.2.231>.
- [44] T. Endo, A. Gemma, R. Mitsuyoshi *et al.*, "Discussion on effect of material on uv reflection and its disinfection with focus on japanese stucco for interior wall," *Scientific Reports*, vol. 11, p. 21840, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-01315-1>
- [45] P. Venkateswaran, S. Vasudevan, H. David, A. Shaktivel, K. Shanmugam, P. Neelakantan, and A. P. Solomon, "Revisiting escape pathogens: virulence, resistance, and combating strategies focusing on quorum sensing," *Frontiers in Cellular and Infection Microbiology*, vol. 13, p. 1159798, June 2023, <https://doi.org/10.3389/fcimb.2023.1159798>.
- [46] M. M. Nerandzic, J. L. Cadnum, M. J. Pultz, and C. J. Donskey, "Evaluation of an automated ultraviolet radiation device for decontamination of *Clostridium difficile* and other healthcare-associated pathogens in hospital rooms," *BMC Infectious Diseases*, vol. 10, p. 197, 2010. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1186/1471-2334-10-197>



Maikel Roberto Siqueira Gambetá-Leite received his Bachelor's degree in Physics from the Federal University of Rio Grande, Rio Grande do Sul, Brazil, in 2008, followed by a Master's degree in Computer Modeling from the same university in 2013. He is currently pursuing an M.Sc. degree at the Catholic University of Pelotas (UCPel), Pelotas, Brazil, with expected completion in 2024. His research interests include dosimetry, photonics, and computer modeling.



Rodrigo Araújo Real holds a degree in Computer Engineering from the Federal University of Rio Grande, Brazil, in 2001, and a Master's degree in Computer Science from the Federal University of Rio Grande do Sul, Brazil, in 2004. He is currently the Technology Manager at the enterprise Freedom Electric Vehicles Ltd. He has experience in the areas of Parallel and Distributed Processing, focusing on pervasive computing, distributed processing, and process scheduling. He also has professional expertise in embedded systems, firmware, and hardware design and development for electric vehicles.

ware design and development for electric vehicles.



Chiara das Dores do Nascimento received her Bachelor's degree in Physics from the State University of Rio Grande do Norte, Mossoró, Brazil, in 2008, her M.Sc. degree in Medical Physics from the Federal University of Sergipe, Aracaju, Brazil, in 2010, and her Ph.D. degree in Experimental Physics from the Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, Brazil, in 2014. From 2014 to 2016, she served as a postdoctoral researcher at UFRGS, working in the Ion Implantation Laboratory at the Institute of Physics. She is currently

an Assistant Professor III at the Catholic University of Pelotas, Pelotas, Brazil. Her research interests include photonics, thin films using organic and inorganic materials for photovoltaic device fabrication (solar cells), electrical characterization techniques of materials (Hall Effect, four-point probe method, and Van der Pauw method), X-ray material characterization techniques (XRD and XAS), Rutherford Backscattering Spectroscopy (RBS), photoluminescence, microstructure analysis (SEM and TEM), and energy loss straggling of protons and alpha particles in high-dielectric constant oxides.



Everton Granemann Souza earned his Bachelor's degree in Physics from the State University of Santa Catarina, Joinville, Brazil, in 2006, his M.Sc. degree in Physics from the Federal University of Paraná, Curitiba, Brazil, in 2008, and his Ph.D. degree in Physics from the Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil, in 2012. From 2012 to 2014, he worked as a postdoctoral researcher at CERN, focusing on the commissioning of LINAC4 within the Beam Physics Department. He is currently

an Assistant Professor III at the Catholic University of Pelotas (UCPel), where he also serves as the coordinator of the Inovare BioSim Lab - Laboratory of Biomedical Engineering and Biomaterials. Since 2023, he has been a member of the Innovation and Technology Center, and since 2018, a member of the Research Ethics Committee, both at UCPel. His research and development activities include the creation of technologies utilizing UV radiation for the disinfection of environments and objects, ionizing radiation shielding, applied microbiology, thin film characterization, modeling of charged particle beams, nonlinear dynamics, and signal processing applied to time series and medical imaging.