

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ – UNIFEI
INSTITUTO DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE

Paulo Sérgio Marques

Avaliação da Atividade Antimicrobiana de Máscaras
Cirúrgicas Revestidas com Silano e TiO₂

Itajubá/MG

2022

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ – UNIFEI
INSTITUTO DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE MATERIAIS –
MESTRADO PROFISSIONAL

Paulo Sérgio Marques

Avaliação da Atividade Antimicrobiana de Máscaras Cirúrgicas
Revestidas com Silano e TiO₂

Dissertação submetida ao Programa de Pós-graduação em Engenharia de Materiais Mestrado Profissional como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia de Materiais - Mestrado Profissional.

Área de Concentração: Desenvolvimento, Processamento e Caracterização de Materiais

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Daniela Sachs

Itajubá/MG

2022

1. SUMÁRIO

ÍNDICE DE ABREVIACÕES E SÍMBOLOS.....	4
1. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	12
2. OBJETIVOS.....	24
2.1 OBJETIVO GERAL.....	24
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	24
3. MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1 REAGENTES E EQUIPAMENTOS UTILIZADAS NO PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.	27
3.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.	27
3.3 DEPOSIÇÃO DE SiO_2 E PREPARAÇÃO DE PARTÍCULAS DE TiO_2	27
3.4 TÉCNICAS DE CARACTERIZAÇÃO.....	30
3.4.1 DIFRAÇÃO DE RAIOS-X (DRX)	30
3.4.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV).....	30
3.4.4 ATIVIDADE ANTIMICROBIANA.....	33
3.4.4 ATIVIDADE BIOFILME	35
4. RESULTADOS E DISCUSÃO	36
4.1 DIFRAÇÃO DE RAIOS-X.....	36
4.1.1 ÂNGULO DE CONTATO	36
5.3. MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	44
5. CONCLUSÕES.....	54
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55

2. ÍNDICE DE ABREVIACÕES E SÍMBOLOS

CDC - Centro de Controle e Prevenção de Doenças

COVID-19 - Doença de Corona Vírus

SARS-CoV-2 - síndrome respiratória aguda grave Corona vírus 2

AORN- Norte Americana de Enfermeiros de Centro Cirúrgico

NPs - nanopartículas

PP - polipropileno

SIO₂ - tetraetilortossilicato

DRX - difração de raios X

MEV - microscopia eletrônica

Iras - infecção relacionada à assistência à saúde

IACS - infecção associada aos cuidados de saúde

SUS - Sistema único de saúde

CCIH - Comissões de Infecção Hospitalar

PSP - Paciente em Serviços de Saúde

DNA - ácido desoxirribonucleico

TiO₂NPs - nanopartículas de dióxido de titânio

UV- Ultra violeta

UVA - Ultra violeta A

OMS - Organização Mundial de Saúde

Este trabalho é dedicado à minha família,
que sempre me apoiou em todos os momentos da minha vida.

AGRADECIMENTOS

A minha esposa, pelos incentivos e apoio incondicional em todos os momentos difíceis da minha trajetória acadêmica.

A minha orientadora e coorientadora por toda a atenção, disponibilidade e conhecimento.

A todos as pessoas que de alguma forma, me ajudaram durante a caminhada do mestrado, não vou citar nomes para não cometer injustiça de esquecer alguém que foi importante.

“Quem não se movimenta, não sente as correntes que o prendem”

(Rosa Luxemburgo)

RESUMO

O uso da máscara cirúrgica como conhecemos hoje teve início na Alemanha em 1897 e sua eficácia como barreira microbiana é reconhecida. No entanto, existem alguns fatores que podem comprometer o efeito protetor de uma máscara cirúrgica, e esse efeito só é mantido quando a camada superficial da máscara é hidrofóbica e seca. Neste contexto, existe a necessidade de substituição de máscaras que estão úmidas devido ao uso prolongado ou que foram contaminadas com sangue ou outras secreções, por máscaras limpas, o que nem sempre pode ser feito imediatamente durante procedimentos de emergência. Além disso as mãos dos profissionais de saúde podem ser contaminadas durante a remoção das máscaras cirúrgica. O revestimento de superfícies por diferentes metais, pode conferir a estes materiais recobertos atividade antimicrobiana. Neste contexto, o dióxido de titânio (TiO_2) tem atividade antimicrobiana conhecida e é utilizado uma para ampla variedade de aplicações biológicas. Além disso, revestimentos constituídos por partículas de sílica, TiO_2 ou outros óxidos para modificar a rugosidade das superfícies, a fim de torná-las hidrofóbicas. O método sol-gel pode ser aplicado para obter um revestimento hidrofóbico e esse método envolve a hidrólise de uma fonte precursora de sílica, como o ortossilicato de tetraetila (SiO_2), com álcool, em baixas temperaturas. Portanto, a presente dissertação visa desenvolver uma cobertura com propriedades antimicrobianas, baseada na preparação de partículas de TiO_2 com SiO_2 , sobre a composição têxtil de 100% polipropileno (PP) utilizado para a confecção de máscaras cirúrgicas. O estudo foi realizado por meio dos seguintes tratamentos: (a) imersão do tecido em solução tetraetilortossilicato (SiO_2), amostra PP/ SiO_2 ; (b) imersão do tecido em solução SiO_2 e após a cura, amostra PP/ SiO_2 -cura; (c) imersão do tecido em solução SiO_2 a após a cura o tecido é imerso em solução isopropóxido de titânio, amostra PP/ SiO_2 -cura- TiO_2 ; (d) imersão do tecido em solução SiO_2 , seguida de imersão em solução isopropóxido de titânio e finalmente cura, amostra PP/ SiO_2 - TiO_2 -cura. A estrutura micro cristalina e morfologia das amostras foi analisada por difração de raios X (DRX) e microscopia eletrônica (MEV). O grau de hidrofobicidade da superfície foi avaliado por meio da medida de ângulo de contato. A atividade antimicrobiana foi avaliada pela técnica de inibição de crescimento bacteriano. Os dados obtidos por DRX confirmou o padrão cristalino do tecido de PP em todas as amostras analisadas. O pico de difração do SiO_2 amorfo só foi observado nas amostras PP/ SiO_2 -cura e PP/ SiO_2 - TiO_2 -Cura. Os picos de difração do TiO_2 só foram observados na amostra PP/ SiO_2 - TiO_2 -cura. O MEV mostrou em todas as amostras analisadas o não-tecido do PP, formado por microfibras entrelaçadas de 18,5 μm de largura. O MEV-EDS mostrou a baixa incorporação de

TiO₂ no não-tecido de PP. O ângulo de contato mostrou o maior grau de hidrofobicidade na amostra PP/SiO₂-cura. Não ocorreu inibição do crescimento bacteriano no Kirby Bauer, porém, na análise de biofilme a amostra PP + TiO₂ + SiO₂ + Cura apresentou diminuição na biomassa bacteriana.

Palavras-chave: máscaras cirúrgicas, revestimento com SiO₂, deposição de TiO₂, atividade antimicrobiana.

ABSTRACT

The use of the surgical mask as we know it today began in Germany in 1897 and its effectiveness as a microbial barrier is recognized. However, there are some factors that can compromise the protective effect of a surgical mask, and this effect is only maintained when the surface layer of the mask is hydrophobic and dry. In this context, there is a need to replace masks that are wet from prolonged use or that have been contaminated with blood or other secretions with clean masks, which cannot always be done immediately during emergency procedures. In addition, the hands of healthcare workers can be contaminated during the removal of surgical masks. The coating of surfaces by different metals can give these coated materials antimicrobial activity. In this context, titanium dioxide (TiO_2) has known antimicrobial activity and is used in a wide variety of biological applications. In addition, coatings made up of silica particles, TiO_2 or other oxides to modify the roughness of surfaces in order to make them hydrophobic. The sol-gel method can be applied to obtain a hydrophobic coating and this method involves the hydrolysis of a silica precursor source, such as tetraethyl orthosilicate (SiO_2), with alcohol at low temperatures. Therefore, the present dissertation aims to develop a coverage with antimicrobial properties, based on the preparation of particles (Ps) of TiO_2 with SiO_2 , on the textile composition of 100% polypropylene (PP) used for making surgical masks. The study was carried out through the following treatments: (a) immersion of tissue in tetraethylorthosilicate (SiO_2) solution, PP/ SiO_2 sample; (b) immersion of tissue in SiO_2 solution and after curing, sample PP/ SiO_2 -curing; (c) immersing the tissue in SiO_2 solution and after curing the tissue is immersed in titanium isopropoxide solution, sample PP/ SiO_2 -curing- TiO_2 ; (d) immersion of tissue in SiO_2 solution, followed by immersion in titanium isopropoxide solution and finally curing, sample PP/ SiO_2 - TiO_2 -curing. The microcrystalline structure and morphology of the samples were analyzed by X-ray diffraction (XRD) and electron microscopy (SEM). The degree of hydrophobicity of the surface was evaluated by measuring the contact angle. Antimicrobial activity was evaluated by the bacterial growth inhibition technique. The data obtained by XRD confirmed the crystalline pattern of the PP tissue in all analyzed samples. The amorphous SiO_2 diffraction peak was only observed in the PP/ SiO_2 -Cure and PP/ SiO_2 - TiO_2 -Cure samples. TiO_2 diffraction peaks were only observed in the PP/ SiO_2 - TiO_2 -cure sample. The SEM showed in all analyzed samples the PP non-woven, formed by 18.5 μm wide interwoven microfibers. The SEM-EDS showed the low incorporation of TiO_2 in the PP non-woven. The contact angle showed the highest degree of hydrophobicity

in the PP/SiO₂-curing sample. There was no inhibition of bacterial growth in Kirby Bauer, however, in the biofilm analysis, the PP + TiO₂ + SiO₂ + Cura sample showed a decrease in bacterial biomass.

Keywords: surgical masks, SiO₂ coating, TiO₂ deposition, antimicrobial activity.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

1. 3.1 MÁSCARAS CIRÚRGICAS

Os contatos sociais são a chave para a transmissão de bactérias e vírus, e o uso de máscaras cirúrgicas são essenciais na prevenção da transmissão de infecções causadas por estes contaminantes. No momento atual de pandemia, o uso de máscaras cirúrgicas também é fundamental para a prevenção da doença causada pelo Corona vírus 2019 (do inglês, *Coronavirus Disease*, COVID-19), uma síndrome clínica, causada por um vírus de RNA denominado SARS-CoV-2 (*Severe Acute Respiratory Syndrome Corona Virus 2*). Em março de 2020 a Organização Mundial de Saúde (OMS) determinou a COVID-19 como pandemia (AGÊNCIA BRASIL, 2020). E desde então, as máscaras cirúrgicas tornam-se obrigatórios para ir as compras, na utilização de transporte público em todo o mundo.

Existem relatos do período medieval do uso de máscaras (MATUSCHEK et al. 2020, Figura 1) utilizadas por profissionais da área de saúde, durante a peste bubônica na Idade Média, de 1347 até 1353, no qual essas mesmas eram preenchidas com ervas como cravo ou canela e tinham o formato de “bico” o que resultou no termo "médicos de bico" (MATUSCHEK et al. 2020). Além das máscaras, os médicos vestiam capas pretas e chapéus escuros e eram considerados o símbolo da morte da epidemia da Idade Média. Suas máscaras eram utilizadas com o intuito de proteger da "praga", o miasma, que era considerado a causa da praga naquela época.

No entanto, não há provas de que essas máscaras em forma de bico foram utilizadas durante a praga. Existem duas máscaras (RUISINGER, 2020, Figura 2) exibidas em museus alemães que são suspeitos de serem falsificações de uma data mais recente.



Figura 1. Versão colorida de uma gravura do Doutor Schnabel (ou seja, Dr. Beak), um médico de pragas na Roma do século XVII, por volta de 1656 por Paul Fürst (1608-1666) (adaptado de MATUSCHEK et al. 2020).

Apenas no final do século 19, ocorreu a introdução de condutas para a cobertura de boca e nariz em ambientes hospitalares, como protetores de boca, véus cirúrgicas, máscaras cirúrgicas e bandagens bucais. Em trabalho publicado em 1897, o higienista Carl Friedrich Flügge relata o desenvolvimento de infecções por gotículas, em sua pesquisa sobre a gênese da tuberculose.

O sistema respiratório como transmissor de germes entrou no foco de pesquisas e como conduta ocorreram instruções para manter distanciamento. Também em 1897, um trabalho de cooperação entre três pesquisadores descreve a da realização de cirurgias usando uma "bandagem na boca" confeccionada com uma camada feita de gaze (PAN et al.2020). Outros

trabalhos, foram publicados descrevendo a proteção de boca de duas camadas feita de gaze visando evitar a propagação de gotas (MATUSCHEK et al. 2020).



Figura 2. Máscara do médico da peste da coleção do Museu Alemão de História da Medicina de Ingolstadt (adaptado de Ruisinger, 2020).

O uso da máscara cirúrgica começou na Alemanha em 1897 e sua eficácia como barreira microbiana foi confirmada posteriormente através da identificação de cepas de estreptococos nas feridas de pacientes e na orofaringe da equipe de saúde, investigados (MERCHANT *et. al.*, 2002). Dessa forma, máscaras cirúrgicas foram desenvolvidas pela primeira vez no início do século 20, após o que se tornaram o vestuário de operação padrão e agora são usadas rotineiramente. Observou-se que as máscaras cirúrgicas reduziram significativamente as taxas de dispersão bacteriana diretamente na frente da boca (MCLURE et al., 1998).

A partir de então, as máscaras cirúrgicas são utilizadas como barreira mecânica para prevenção de infecções de sítios cirúrgicos e para impedir a liberação de microrganismos da orofaringe dos profissionais da equipe cirúrgica sobre o campo operatório, durante a realização dos procedimentos anestésico cirúrgicos (MITCHELL; SPENCER; EDMISTON, 2015).

Também há a recomendação do uso de máscaras cirúrgicas para a proteção dos profissionais da saúde, com o intuito de proteger contra os respingos infectantes oriundos do paciente (DE OLIVEIRA; GAMA, 2015).

Apenas na década de 1940, as máscaras laváveis e esterilizáveis ganharam aceitação em cirurgias no mundo todo, mas o número de camadas de gaze variava (KLEINSCHMIDT & ALLGEMEINER, 1943). A partir de da década de 1960, a introdução de itens descartáveis foi iniciada em todos os lugares no mundo. Atualmente, já existem dados de literatura disponíveis que indicam que as máscaras cirúrgicas reduzem contaminação por vírus e bactérias (BEKANNTMACHUNGEN – AMTLICHEMITTEILUNGEN, 2018).

O Centro de Controle e Prevenção de Doenças (CDC), Estados Unidos, recomenda a utilização dessas máscaras na realização de procedimentos invasivos. A Associação Norte Americana de Enfermeiros de Centro Cirúrgico (AORN) também recomenda a utilização de máscara facial cirúrgica, cobrindo boca e nariz dos profissionais, quando estes adentram nos centros cirúrgicos, durante a realização do procedimento anestésico-cirúrgico (TREVILATO et al., 2020).

No Brasil, a segurança hospitalar do paciente é considerada pelos usuários do sistema de saúde (SUS) como um dos eventos adversos mais temíveis. Estes eventos são relatados como infecção relacionada à assistência à saúde (IRAS) ou infecção associada aos cuidados de saúde (IACS). Minimizar situações de risco evitáveis através do controle e prevenção, representa para o Sistema Único de Saúde (SUS) uma grande estratégia direcionada à mudança de hábitos culturais e comportamentais de toda a equipe médica. Quem tem a responsabilidade e determina as diretrizes de prevenção e controle das Iras no Brasil são as Comissões de Infecção Hospitalar (CCIH), regidas pela legislação do Ministério de Saúde nº 2616, de 1998. Também a resolução nº 36 da Anvisa de 25 de julho de 2013, institui ações para segurança do Paciente em Serviços de Saúde (PSP). Estas ações, elaboradas pelo Núcleo de Segurança do Paciente incluem uso de

uniforme, máscara cirúrgica que cubram nariz e boca, cobertura para cabelos como gorros, capotes cirúrgicos, higiene das mãos entre outros, para profissionais da área da saúde (ARMOND, 2016). Em países asiáticos, as pessoas têm o hábito de usar máscaras em público. Este fato, pode explicar porque a pandemia foi devastadora em cidades como Nova York, nos Estados Unidos da América e (EUA) e não em cidades como Hong Kong na China, muito embora as duas cidades sejam megalópoles (OLIVEIRA, 2014). Portanto, que o uso de máscaras cirúrgicas pode ser relevante para a redução da disseminação de infecções, indicando a necessidade de aplicação normativa para o uso de máscaras cirúrgicas.

Atualmente, alguns estudos demonstram evidências de que as máscaras cirúrgicas descartáveis têm eficácia de filtração bacteriana maior de 95% (CARMARGO, M.C., et al, 2020). Entretanto, estas máscaras cirúrgicas apresentam sua eficácia reduzida após 4 horas de uso, o que aponta para a necessidade de troca.(BARBOSA et al., 2006). A troca de máscaras limpas nem sempre pode ser feita imediatamente, especialmente durante certos procedimentos de emergência. Além disso, as mãos de profissionais de saúde podem ser contaminadas durante a remoção das máscaras cirúrgicas. Portanto, é importante minimizar o risco de transmissão de agentes infecciosos por equipamentos de proteção contaminada, bem como um possível incremento da segurança de máscaras cirúrgicas em períodos prolongados. Também com o atual surto de pandemia associado à nova síndrome respiratória aguda grave Corona vírus 2 (SARS-CoV-2) que resulta em doença Corona vírus 2019 (COVID-19) se faz imperativo o cuidado com o risco de transmissão de agentes infecciosos.

O COVID-19 é uma doença respiratória grave que pode levar à morte aos pacientes infectados, tendo uma menor taxa de fatalidade que outros Corona vírus baseados em SARS 1 (*Severe Acute Respiratory Syndrome*). Seu impacto global se destaca por sua excepcional capacidade de se espalhar eficientemente em diferentes comunidades. O COVID-19 leva os pacientes a doenças críticas ou, no pior cenário, a infecções secundárias graves por

microrganismos, ainda que estes utilizem vários esquemas de proteção (SOEIRO, 2020). Outra grave preocupação desta doença está dada pelo fato da grande população de infectados assintomáticos, porém com grandes probabilidades de transmitir o agente viral. Isto faz com que se faça urgente o desenvolvimento de novas e excelentes estratégias de proteção a fim de reduzir ou evitar a transmissão desta letal doença infecciosa (VALDEZ-SALAS, et al., 2021).

As máscaras descartáveis de uso pessoal são fabricadas de vários polímeros, entre os que podemos citar: polipropileno, polietileno, poliacrilonitrila, poliestireno, poliéster, poliuretano e policarbonato. Geralmente as máscaras cirúrgicas consistem em três camadas; (a) camada interna (fibras macias), (b) camada intermediária (filtro) e (c) camada externa (fibras não tecidas, resistentes à água). Destas três camadas a principal é a intermediária, pois é a que tem a função de filtragem. Esta camada intermediária é produzida pela fabricação convencional de micro e nano fibras, onde o polímero fundido é extrudado através de bicos minúsculos, com alta velocidade de sopro de gás (FADARE, 2020).

As máscara de PP por ter um custo menor são destinada a população em geral frente a uma pandemia (GREENHALGH et al., 2020), sendo a primeira barreira física contra vírus, bactérias e esporos de fungos (ZHOU et al., 2018)(JAVID; WEEKES; MATHESON, 2020).

Existem dois tipos de máscaras cirúrgicas, o respirador N95 e as máscaras de polipropileno (PP), o respirador N95 (no Brasil denominado PFF-2 pelas autoridades sanitárias) são destinadas para os agentes de saúde que estão na frente da batalha, principalmente em um caso de pandemia como o da Covid 19.

2. MÁSCARAS CIRÚRGICAS DE POLIPROPILENO

Dentre os termoplásticos mais importantes, o polipropileno (PP) se destaca por ser o mais leve, com densidade igual a $0,905 \text{ g/cm}^3$. A elevada cristalinidade do PP faz deste polímero um material de elevada resistência mecânica. A cristalinidade do PP está dada pela sua estrutura química linear e estereoregularidade, alcançada através da sua síntese de polimerização por coordenação. O PP pode ser obtido em três formas estereoregulares: isotática (i-PP), sindiotática (s-PP) e atática (a-PP). Destas três formas a de maior cristalinidade e, portanto, de maior interesse econômico é a isotática. O i-PP é um polímero essencialmente linear, altamente cristalino, com temperatura de fusão em 165°C . (BILLMEYER, 1975)

A estrutura cristalina do i-PP é altamente complexa, apresentando polimorfismo. O polipropileno isotático pode apresentar-se em três formas cristalinas diferentes, chamadas de fase α, β, γ . Sendo mais comumente encontrada a fase α, β . Estudos de difração de raios X (DRX) tem demonstrado que a fase α corresponde a uma estrutura cristalina de célula unitária monoclinica. A fase β é constituída por uma célula unitária hexagonal, segundo a literatura esta fase é termodinamicamente menos estável que a fase α . (MACHADO, 2002).

A máscara cirúrgica descartável é composta por 3 camadas: (a) camada interna, (b) camada de filtro e, (c) camada externa. Na máscara cirúrgica de PP, a camada externa é feita de não-tecido hidrofóbico de polipropileno, que tem como objetivo evitar a umidade inalada no ar, prevenindo que está penetre na camada do filtro. A camada de filtro é feita de PP fundido e micro ou nano extrudado, sendo capaz de capturar óleo e partículas não oleosas no ar inalado. A camada interna também é feita de um não-tecido hidrofóbico de PP e tem a função de bloquear o acesso de umidade do ar exalado para a camada do filtro. A eficiência de filtração da máscara cirúrgica descartável é determinada pela camada de filtro, nesta camada o

polipropileno não tecido é mais denso (ZHANG et al, 2021). Essa fibra é comumente usada em máscaras médicas básicas por suas propriedades não absorventes. Porém, como a superfície da fibra fica propensa a umidade e partículas, a transferência de umidade não é prevenida efetivamente. Por isso, usando essas máscaras por muito tempo, os vírus e as partículas passam do filtro e entram no corpo. (AKALIN et al., 2010)

As membranas de PP anteriormente descritas são chamadas de passivas, pois elas capturam partículas principalmente pela estrutura microbiano, constituindo uma rede altamente porosa. Para melhorar ainda mais a eficiência das máscaras cirúrgicas descartáveis de polipropileno, tem sido desenvolvidas as membranas poliméricas de eletretos. Estas membranas apresentam atividade eletrostática, sendo capazes de prender efetivamente as partículas em uma forma ativa com uma distância de atração maior. Nano partículas de estearato de magnésio, dióxido de titânio, e SiO_2 , são geralmente empregadas em filtros de eletretos como intensificadores de carga (CHUA, M. H., et al., 2020). Porém, o acúmulo de microrganismos no filtro leva o ao bloqueio e reduzindo a ventilação e deterioração do mesmo. Portanto é altamente desejável desenvolver filtros de ar com propriedades antimicrobianas, especialmente quando os filtros são usados para proteção respiratória, como máscaras, e para purificação do ar interno. Entre os componentes antimicrobianos utilizados na fabricação de máscaras temos: Nano partículas de prata (CHEN, J-W., et al., 2016), compostos de prata Ag (LI, Y., et al., 2006), dióxido de titânio (WANG, Z., et al., 2016), óxido de zinco (KOMALEDEWI, A.A.I.A.S., et al., 2018), e alumínio e óxido de alumínio (CHOI, D. Y., et al. 2018).

3. REVESTIMENTO COM TiO₂ e SiO₂

Diferentes tipos de recobrimentos constituídos por diferentes metais, conferem a estes materiais recobertos atividade antimicrobiana com diferentes mecanismos ação, o que representa uma vantagem em especial ao não desenvolvimento de resistência bacteriana a estes materiais de recobrimento (NGANGA et al., 2013). Nano partículas (NPs) contendo prata (Ag), zinco (Zn), cobre (Cu), titânio (Ti), magnésio (Mg) e ouro (Au) têm atividade antimicrobiana. Em recente trabalho, Dia et al. (2019) demonstrou a atividade antimicrobiana de micropartículas de dióxido de titânio (TiO₂)/quitosana contra bactérias gram (-) e gram (+), *Escherichia coli* (*E. coli*) e *Staphylococcus aureus* (*S. aureus*), respectivamente. A atividade antimicrobiana de NPs de TiO₂ é atribuída à sua estrutura cristalina, tamanho e forma (CAZALINI et al., 2017). O estresse oxidativo causado por espécies reativas de oxigênio (ROS) é o principal mecanismo proposto para a atividade antimicrobiana do TiO₂NPs. Como resultado, ROS pode causar dano ao ácido desoxirribonucleico (DNA) (MONJELAT et al., 2018). O mecanismo de morte das bactérias envolve a degradação da parede celular e da membrana citoplasmática devido à produção de espécies reativas de oxigênio, como radicais hidroxila e peróxido de hidrogênio que atacam as células das bactérias. Isso resulta no vazamento do conteúdo celular e por fim leva a lise celular e pode ser seguida por mineralização completa do organismo (POURRAMEZAN, et al., 2019).

Neste contexto, materiais contendo partículas de dióxido de titânio (TiO₂NPs) têm dois mecanismos antimicrobianos, portanto, a probabilidade de desenvolvimento de resistência a TiO₂NPs é baixa. Esses mecanismos são: a) processo denominado foto catálise, em que o TiO₂ gera ROS, incluindo peróxido de hidrogênio (H₂O₂) e radicais hidroxila (•OH), mediante exposição à radiação Ultra violeta (UV) e Ultra violeta A (UVA) próxima. Quando o TiO₂ irradiado está próximo a bactérias, os ROS danificam as membranas celulares bacterianas, comprometendo assim a semipermeabilidade da membrana, interferindo na fosforilação

oxidativa o que pode causar morte celular (BLECHER; K., et al. , 2011; HUH, A. J., et al., 2011); b) as TiO₂NPs também têm efeitos bactericidas na ausência de irradiação, sugerindo que eles usam outros mecanismos antimicrobianos não relacionados à foto catálise (SKOVDAL, S. M. et al., 2018; KANGWANSUPAMO, W. et al., 2009; HINDI, K. A. et al., 2009). TiO₂NPs tem atividade antimicrobiana frente a *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus*, *Enterococcus faecium* e *Candida albicans* (HING, K.A., 2004; HUH, A. J. et al. , 2011).

A atividade antifúngica de TiO₂ na forma de pó de TiO₂ revestido em um filme plástico foi investigada “in vitro” contra *Penicillium expansum*. O estudo mostrou que a reação fotocatalítica de TiO₂ apresenta efeitos antifúngicos contra *P. expansum* (MANEERAT, C.; 2006). Em outro estudo foi avaliada a atividade antimicrobiano devido ao efeito fotocatalítico de um filme contendo nanocompósito de TiO₂ em *Rhodotorula mucilaginosa*. O estudo foi realizado aplicando iluminação UVA sobre o filme (BODAGHI, H. et al., 2013). Roy et al. (2010) avaliaram o efeito de NPs de TiO₂ associado a antibióticos contra *S. aureus* resistente à meticilina (MRSA) e observaram que os NPs de TiO₂ melhoram o efeito antimicrobiana de diferentes antibióticos contra MRSA. Em outro estudo, a presença de TiO₂NPs reduz a resistência antimicrobiana de MRSA contra vários antibióticos (ROY, A. S., et al., 2010). Gumiero et al. (2013) investigaram o efeito do TiO₂ em uma embalagem de alimentos e avaliou estabilidade de microrganismos em queijo curado. De acordo com os resultados, o crescimento de bactérias e coliformes é inibido por quando este tipo de embalagem é utilizada (GUMIERO, N., et al., 2013). Em outro estudo, Chorianopoulos et al. (2011) mostraram a atividade antibacteriana fotocatalítica significativa de NPs de TiO₂ contra a desinfecção de biofilme bacteriano de *L. monocytogenes* em processamento de alimentos (CHORIANOPOULOS, N. G., et al., 2011).

A atividade antifúngica de NPs de TiO₂ também foi avaliada em biofilmes fúngicos contendo cepas padrão de *Candida Albicans* (*C.albicans*). De acordo com os resultados, as NPs de TiO₂ melhoraram o efeito antifúngico do fluconazol no biofilme de cepa resistente de *C. albicans*. Os autores sugeriram que os NPs de TiO₂ podem inibir efetivamente os biofilmes fúngicos, particularmente aqueles formados na superfície dos instrumentos cirúrgicos.

Os efeitos antibacterianos de filmes de bio-nanocompósitos incorporados com NPs de TiO₂ foram investigados em bactérias Gram positivos (*L. monocytogenes*, *S. aureus*) e bactérias Gram negativas (*E. coli* O157: H7, *S. enteritidis* e *P. fluorescens*) em amostras de carne de cordeiro embaladas. Eles demonstraram que os NPs de TiO₂ inibiram significativamente o crescimento das bactérias, especialmente nas bactérias Gram positivas (ALIZADEH, S. et al., 2017).

Um estudo realizado por (KANGWANSUPAMONKON et al., 2009) mostrou que a atividade antibacteriana de (TiO₂) contra quatro tipos de bactérias (*Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, resistente à metilina *Staphylococcus aureus* (MRSA), e *Micrococcus luteus*. Sua atividade antibacteriana foi observada sob luz negra, luz visível e condições de escuridão. O número de bactérias viáveis diminuiu com o tempo de irradiação e tornou-se mais proeminente às 24 horas. Os resultados sugerem que a presença de TiO₂ revestido com apatita mostra atividade antibacteriana na presença de luz negra ou luz visível, sugerindo seu uso potencial na redução do risco de transmissão de microrganismos para aplicações têxteis.

Quando o TiO₂ é irradiado com luz ultravioleta, os elétrons na banda de valência se movem para a banda de condução e geram elétrons da banda de condução e buracos na banda de valência. Esses elétrons ativados e lacunas reagem fortemente com a água atmosférica e o oxigênio para criar ROS, como radicais hidroxila e íons superóxido. Junto com a oxidação fotocatalítica de nanopartículas.(BLAKE et al., 1999)

Superfícies super-hidrofóbicas unido a seu caráter de repelir à água e propriedade antiaderente apresentam características de anti-contaminação e autolimpantes, sendo, portanto, aplicadas na impermeabilização de superfícies. Existem muitas metodologias para desenvolver superfícies hidrofóbicas e entre elas destacamos o revestimento por pulverização, revestimento por imersão, processamento sol-gel e síntese hidrotérmica. Nestas metodologias um objetivo principal consiste em modificar a rugosidade da superfície que se deseja impermeabilizar, usando óxidos de silício (SiO_2) e TiO_2 , entre outros óxidos.

Entre os métodos mencionados o sol-gel é um dos mais aplicados, este envolve a hidrólise de uma fonte precursora de sílica, como ortossilicato de tetraetila (SiO_2) seguido pela reação de condensação (ESPANHOL-SOARES, M. et al., 2020). Finalizado o processo de condensação se procede à deposição das partículas dos óxidos com morfologia e tamanho uniformes para obter uma superfície porosa (MANATUNGA, D. C., et al., 2016; CHEN, D. et al., 2017).

Todos esses radicais são conhecidos por serem muito reativos e facilmente rompem os compostos orgânicos em contato. Devido a essas propriedades, o TiO_2 passou a ser utilizado em aplicações antimicrobianas, o primeiro estudo com atividade antibactericida contra *E. coli* em um curto período de tempo (1–2 h) com catalisadores TiO_2 -Pt sob luz ultravioleta foi realizado por (MATSUNAGA et al., 1985).

Recomendasse que o revestimento das máscaras cirúrgicas com o componente antimicrobiano TiO_2 se deposite na superfície de um núcleo termicamente estável, de baixo custo e de alta área superficial como a sílica SiO_2 . O SiO_2 é a melhor superfície para depositar TiO_2 , devido à elevada capacidade de adsorção de sua superfície, baixo custo, alta estabilidade térmica e mecânica (SMITHA, V. S., et al., 2010).

Geralmente o sistema heterogêneo SiO_2 - TiO_2 apresenta melhor atividade fotocatalítica do que TiO_2 sozinho devido ao aumento da estabilidade da fase cristalina anatase do TiO_2

suportada por sílica e também pela presença de vacâncias de oxigênio no TiO_2 . Também pela maior adsorção dos reagentes aos centros ativos (MONTEIRO, A.S., 2019). O tetraetilortosilicato (SiO_2) é utilizado com um precursor no método sol-gel em um estudo de atividade antifúngica (IGAL et al., 2018). SiO_2 líquido é geralmente considerado um precursor comum para formar redes inorgânicas de sílica (também usado para aumentar a hidrofiliabilidade) devido a reações seguras, de baixo custo, fácil manuseio, lentas e controladas durante a condensação. (ANANTH; ARTHANAREESWARAN; WANG, 2012).

Baseado no que foi descrito, o objetivo deste trabalho é desenvolver uma cobertura de partículas de TiO_2 com SiO_2 , sobre a composição têxtil de 100% polipropileno tripla utilizado para a confecção de máscaras cirúrgicas e avaliar a atividade antimicrobiana desta cobertura frente a bactérias.

4. OBJETIVOS

4. 4.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver e caracterizar um tecido recoberto com silano e TiO_2 com atividade antimicrobiana com potencial emprego em máscaras cirúrgicas para profissionais da área de saúde.

5. 4.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

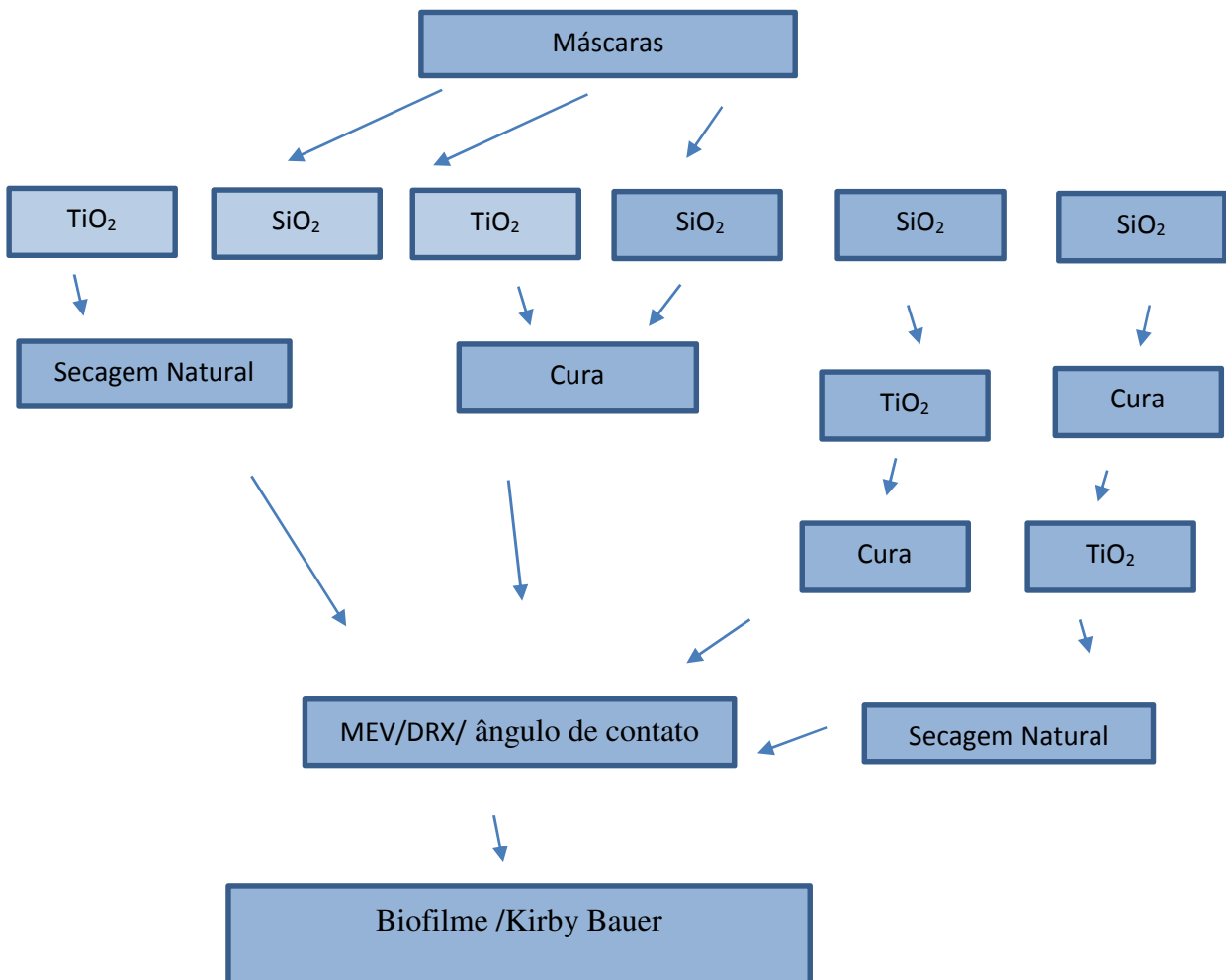
Os objetivos específicos propostos neste trabalho são destacados a seguir:

- Obter uma camada de TiO_2 e SiO_2 .

- Avaliar a ação antibactericida ou bacteriostática de partículas de TiO_2 na superfície de máscaras cirúrgicas.
- Realizar a caracterização microestrutural por difração de raios X e a morfologia por microscopia eletrônica de varredura.
- Avaliar a superfície das máscaras cirúrgicas através do ângulo de contato.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

O delineamento experimental contendo: (a) metodologia, (b) técnicas físico-químicas de caracterização, dos tecidos modificados com SiO_2 e $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ preparados é descrito no esquema a seguir.



6. 5.1 REAGENTES E EQUIPAMENTOS UTILIZADAS NO PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.

Os materiais, métodos e equipamentos utilizados nesse trabalho para a produção de partículas de TiO_2 , assim como para o revestimento das máscaras cirúrgicas com de TiO_2 e SiO_2 , são descritos a seguir. No presente trabalho, foram utilizados os reagentes como adquiridos, sem previa purificação. Os reagentes utilizados são: álcool isopropílico (99,5% de pureza) marca IMPEX, ácido cítrico ($\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$) da Química Moderna com 49,7 % de pureza, ácido clorídrico (33% de pureza marca Neon), Tetraetilortosilicato (98% de pureza), isopropóxido de Titânio IV (97% de pureza) todos procedentes da Sigma-Aldrich Brasil Ltda. Máscaras cirúrgicas, com composição têxtil de 100% polipropileno tripla. Os equipamentos envolvidos no presente trabalho foram: agitador magnético marca Logen modelo LS 59-220P), banho ultrassônico marca SoniClean 2PS, estufa para secagem à vácuo da modelo SL 104 /12 marca Solab. As principais vidrarias utilizadas são detalhadas a seguir: béquer, kitassato, funil de buchner, sistema de refluxo, placas de Petri balão de fundo redondo (25 mL).

7. 5.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.

8. 5.3 DEPOSIÇÃO DE SiO_2 E PREPARAÇÃO DE PARTÍCULAS DE TiO_2

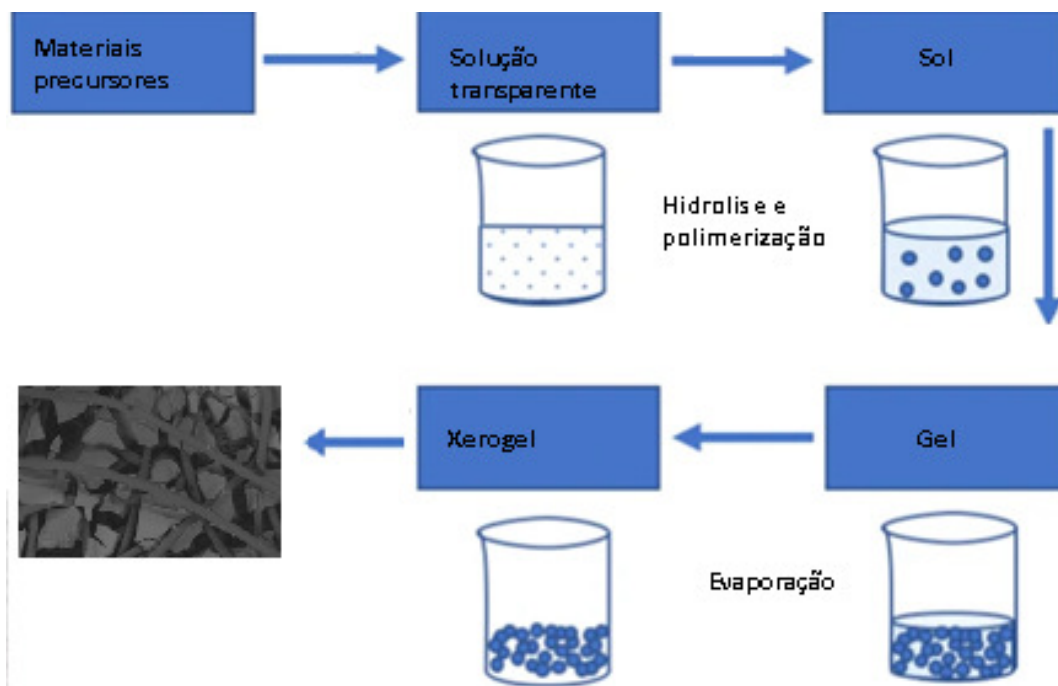


Figura 3 Método de Sol-gel

Para a deposição de partículas utilizou o método de Sol-Gel, foram preparadas as seguintes soluções: solução de Tetraetilortosilicato (SiO_2) e solução com isopropóxido de titânio. A seguir descrevemos a metodologia.

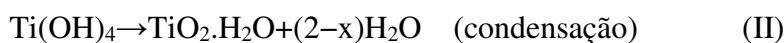
- a) Solução de Tetraetilortosilicato (SiO_2): primeiramente foi realizada a diluição de SiO_2 em etanol absoluto, posteriormente com adição por gotejamento via pipeta de pasteur de ácido cítrico de 0.1 mol em um béquer de 500 ml até pH ácido da solução. O pH foi aferido em um equipamento de medidor de pH da marca Even PHS-3E A solução foi preparada sob agitação e aquecimento em agitador magnético com aquecimento, durante 2h, com uma temperatura constante de 60°C , aferida por termômetro de laboratório.
- b) Solução com isopropóxido de titânio: a solução hidroalcolica também acidificada contém: precursor de titânio, 80% de água bidestilada, 20 % álcool isopropílico e 5

% de HCl (ácido clorídrico), sendo preparada com agitação constante e aquecimento a 60° C por 6 horas em agitador magnético com aquecimento. Todos os preparos das soluções foram realizados em capela de exaustão, modelo SP60N, da marca Spencer

As máscaras cirúrgicas adquiridas, com composição têxtil de 100% polipropileno tripla camada, foram previamente cortadas em tiras de 4 cm de largura por 10 cm de comprimento. Para a preparação das partículas de TiO₂ e cura, realizasse primeiramente a deposição de Tetraetilortosilicato (SiO₂) na superfície das máscaras cirúrgicas seguido da adição da solução de isopropóxido de Titânio IV e, finalmente a reação de cura. O procedimento seguido se detalha a continuação:

- a) As amostras de tecido chamadas ([1]-SiO₂, [2]- SiO₂-Cura, [3]-SiO₂-Cura-TiO₂, [4]-SiO₂-TiO₂-Cura, foram primeiramente colocadas na solução alcoólica acidificada de Tetraetilortosilicato por 2 minutos. As amostras [5] e [6] Chamadas de TiO₂ e TiO₂-Cura respectivamente, foram apenas colocadas em isopropóxido de Titânio IV.
- b) As amostras [1] e [5] foram secadas a temperatura ambiente (25°C) por 24h (secagem natural).
- c) As amostras [4] foram imediatamente mergulhadas em solução de isopropóxido de Titânio IV.
- d) O processo de cura é realizado nas amostras [2], [3], [4] e [6], a partir do aquecimento sob vácuo. As amostras foram colocadas em estufa pré-aquecida a 130°C e vácuo de 20 atm, durante 2h.
- e) A amostra [4] após a cura também foi mergulhada em solução de isopropóxido de Titânio IV e secada a temperatura ambiente (25°C) por 24h (secagem natural).

A preparação das partículas de TiO_2 acontece a partir do mecanismo descrito a seguir. A presença de água na solução com isopropóxido de titânio tem a função de hidrolisar numa primeira etapa (equação I) e posteriormente numa segunda reação condensar o polímero e produzir o TiO_2 (equação II). Essas reações são esquematicamente apresentadas abaixo:



9. 5.4 TÉCNICAS DE CARACTERIZAÇÃO.

10. 5.4.1 DIFRAÇÃO DE RAIOS-X (DRX)

As amostras foram caracterizadas quanto a estrutura cristalina por difração de raios X (DRX) utilizando-se um difratômetro Pan Analytican (instalado no laboratório de caracterização estrutural da UNIFEI), empregando ângulo 2θ entre 20 e 90° , passo $2\theta=0,05^\circ$, tempo de contagem $0,2\text{s}$.

11. 5.4.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

A morfologia das máscaras cirúrgicas foi investigada por microscopia eletrônica de varredura (Shimadzu SM500 instalado no Laboratório de Biomateriais). As amostras analisadas foram fixadas no suporte por fita dupla face de carbono e previamente metalizadas com ouro, no Sputter utilizou o gás inerte de argônio, onde uma corrente foi aplicada no alvo entre 6 e 8 mA com uma tensão entre $1,2$ e $1,8$ Kv em equipamento IC-50 íon coater (Shimadzu). Para a

análise do biofilme as amostras passaram por um processo de fixação e desidratação, com glutaraldeído e álcool em várias diluições diferentes, antes de serem recobertas com ouro, o motivo do recobrimento das amostras, é que as camadas depositadas podem melhorar o nível de emissão de elétrons, facilitando a construção da imagem (GOLDSTEIN et al.,1992).

Para as imagens para o biofilme utilizou o BSE pois onde se conseguiu as melhores imagens devido a limitação do equipamento.



Figura (4) Equipamento utilizado para recobrimento com carbono ou deposição metálica sobre as amostras não condutoras

12. 5.4.3 ÂNGULO DE CONTATO E GRAU DE HIDROFOBICIDADE

Além dos parâmetros destacados de composição química e textura da superfície, a molhabilidade da superfície do biomaterial tem demonstrado relação direta com a biocompatibilidade. Os materiais podem ser classificados quanto ao ângulo de contato que formam com a água como hidrofóbicos (repelem o líquido e formam um ângulo maior que 90 °) ou hidrofílicos (atraem o líquido e formam um ângulo menor que 90 °). A Figura 5 mostra um exemplo de material hidrofóbico e um material hidrofílico (YANG et al., 2010; IOST & RAETANO, 2010).

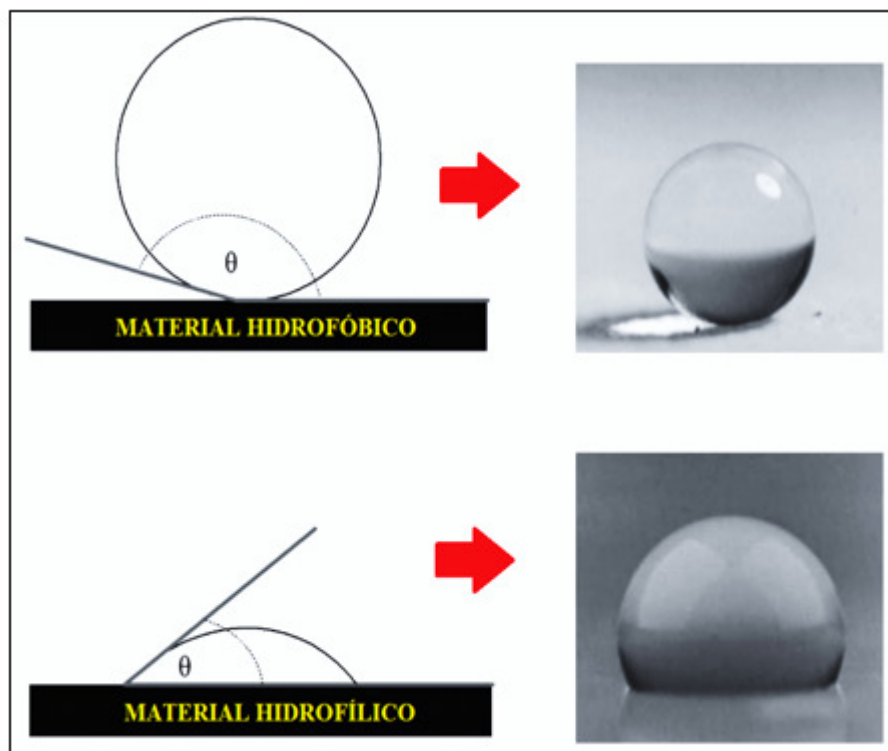


Figura (5) – Exemplo de ângulo de contato para materiais hidrofóbicos e hidrofílicos.

Fonte: Adaptado de Menzies & Jones (2010) e Onda et al. (1996)

Dessa maneira, para caracterizar o grau de hidrofobicidade da superfície das máscaras cirúrgicas revestidas com nanopartículas de TiO_2 , utilizou-se o medidor de ângulo de contato EasyDrop (Kruss, Alemanha). Com uma micropipeta, foi aplicada uma gota ($\sim 10 \mu\text{L}$) de água deionizada sobre a superfície do tecido seco e em temperatura ambiente ($25 \pm 1^\circ \text{C}$). Colocaram-se as amostras entre uma câmera e uma fonte de luz. Sobre a amostra, adicionou-se uma gota de água destilada e o software do aparelho nos forneceu o ângulo de contato. Para caracterizar o grau de hidrofobicidade da superfície das máscaras cirúrgicas revestidas com nanopartículas de TiO_2 , utilizou-se o medidor de ângulo de contato EasyDrop (Kruss, Alemanha). Com uma micropipeta, foi aplicada uma gota ($\sim 10 \mu\text{L}$) de água deionizada sobre a superfície do tecido seco e em temperatura ambiente ($25 \pm 1^\circ \text{C}$). Colocaram-se as amostras entre uma câmera e uma fonte de luz. Sobre a amostra, adicionou-se uma gota de água destilada

e o software do aparelho nos forneceu o ângulo de contato. Esse procedimento foi repetido 5 vezes para cada amostra.

13. 5.4.4 ATIVIDADE ANTIMICROBIANA

Para avaliar a atividade antibacteriana, utilizou o teste de difusão, utilizado para avaliar o potencial antimicrobiano dos tecidos das máscaras cirúrgicas que serão revestidos com de TiO_2 . Em suma, a inibição de zona do crescimento bacteriano indica a magnitude da atividade antimicrobiana. Uma cepa de referência [American Type Coleção de culturas (ATCC)] de bactérias gram-positivas *Staphylococcus aureus* ATCC 25923 foi utilizada neste estudo. As cepas bacterianas foram removidas das placas de cultura preservadas e suspensas em solução salina estéril (Cloreto de sódio a 0,9%, NaCl). A suspensão bacteriana padrão foi padronizada em 10^8 células mL⁻¹ usando a escala MacFarland 0,5 e semeada na superfície das placas de ágar Muller-Hinton com swabs estéreis. As amostras de tecido revestidas com $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$, assim como os controles foram colocadas em cultura bacteriana e incubadas por 24 horas a 37 ° C. A zona de inibição formada em torno das amostras foi medida de acordo com os padrões CLSI (anteriormente NCCLS) para testes de difusão da sensibilidade do disco. Todos os testes foram realizados em triplicado, os diâmetros dos halos de inibição formados em torno das amostras serão expressos em milímetros. Os dados foram submetidos ao teste de análise estatística de variância (ANOVA) para verificar a existência de diferenças significativas entre a atividade antimicrobiana das amostras. No caso de significância, foi realizado o pós-teste de Tukey. Os dados foram expressos como média \pm erro padrão da média com $n = 3$ e o nível de significância ajustado para $P < 0,05$.

14. 5.4.5 BIOFILME

Para avaliar a formação de biofilme as análises foram realizadas no Laboratório de Microbiologia do Centro de Estudos, Investigação e Inovação em Materiais Biofuncionais da Unifei/Itajubá. Utilizou a cepa *Staphylococcus aureus* (ATCC 25923) pelo fato de diversas regiões do corpo, como pele e mucosas, podem ser colonizadas pela bactéria, sendo a orofaringe e, especialmente, a cavidade nasal um dos seus principais nichos ecológicos (DOS SANTOS et al., 2007; GORDON; LOWY, 2008). Para a realização do teste foi montado placas de petri com meio ágar de BHI(Brain Heart Infusion), previamente autoclavado por 15 minutos a 127°C juntamente com todo o material utilizado e as placas vertidas em câmara de fluxo laminar. Utilizou-se uma alíquota da bactéria que equivale a $(1,5 \times 10^8 \text{ UFC.mL}^{-1})$, que corresponde a turbidez de 0,5 na escala de Mac farland e 100 µL dessa amostra foram inoculados em uma placa contendo 24 poços e adicionado 2 mL de caldo de BHI, logo após, foi adicionado um disco cortado da máscara com o tamanho de 5 mm de todos os tratamentos, isso sendo repetido 9 vezes. Depois essas amostras foram incubadas a 37°C por 24 horas para a formação de biofilme. Após as 24 horas, amostras (discos) foram levadas ao agitador de tubos vórtex com 3 mL de solução salina a 0,9% em tubo Falcon e agitadas por 2 minutos e deixadas em banho ultra sônico modelo SoniClin 2Ps por 10 minutos para dispersão das bactérias, depois uma alíquota de 100 µL foi adicionada em um tudo contendo 0,9 mL de solução salina a 0,9%, sendo feita a diluição seriada até a 10^{-8} , de cada diluição foi pego um volume de 20 µL em pipeta automática e inoculada na borda da placa de petri contendo meio BHI e a placa num ângulo de 70 graus, o que faz o inoculo escorrer no meio. As placas foram levadas para estufa a 37°C por 24H.

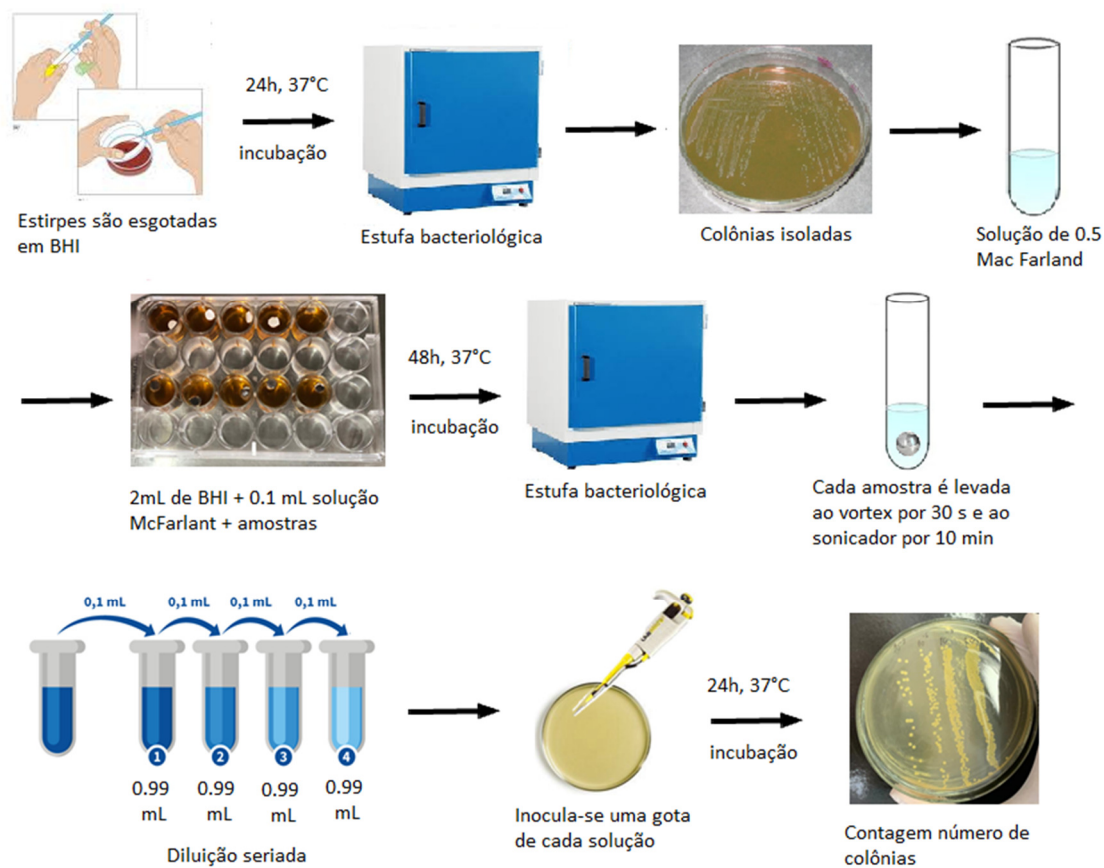


Figura (6): Cultivo de biofilme.

15. 5.4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos foram expressos pela média \pm erro padrão da média. Os dados obtidos foram analisados por ANOVA e as diferenças foram avaliadas pelo pós-teste de Tukey, na qual os valores maiores que 0,05 foram considerados significativos.

6. RESULTADOS E DISCUSÃO

6.1 DIFRAÇÃO DE RAIOS-X

A máscara cirúrgica de polipropileno foi estudada integralmente, considerando as três camadas. O difratograma foi realizado na superfície da camada, mais interna e na superfície da camada externa, porém encontrado diferenças entre ambos os espectros. A Figura (7) mostra o difratograma de raios-X da máscara cirúrgica, camada externa.

O difratograma representa os picos de difração característicos da fase cristalina do PP em $2\theta = 14,2^\circ; 17^\circ; 18,6^\circ; 21,6^\circ; 25,6^\circ$ que correspondem aos planos de difração [1 1 0], [0 4 0], [1 3 0], [1 1 1] e [0 6 0]. Estes valores se correspondem com os relatados na literatura para a região cristalina do PP conhecida como fase α . (LIBANO, *et. al.*, 2012) (BIAN, *et. al.* 2017). O espectro DRX foi realizado até $2\theta=80^\circ$, mas não foram encontrados mais picos.

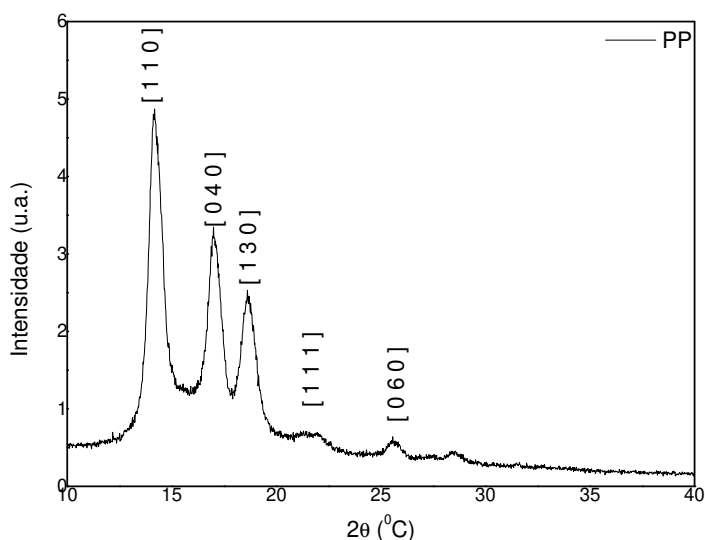


Figura (7). DRX da superfície externa da máscara cirúrgica de PP.

O espectro de DRX da superfície da máscara após a funcionalização com SiO_2 é apresentado na Figura (8). O difratograma da máscara funcionalizada com SiO_2 apresenta os picos de difração característicos da fase cristalina do PP em $2\theta = 14,4^\circ$; $17,4^\circ$; $18,9^\circ$, $21,8^\circ$ e $25,6^\circ$, comparando com a Figura (7), existe uma mudança desprezível no valor de 2θ , dos planos de difração [1 1 0], [0 4 0], [1 3 0], [1 1 1] e [0 6 0] de PP como pode ser visto na figura (9) com os comparativos. O espectro também foi realizado até $2\theta=80^\circ$ e não foram encontrados mais picos de difração.

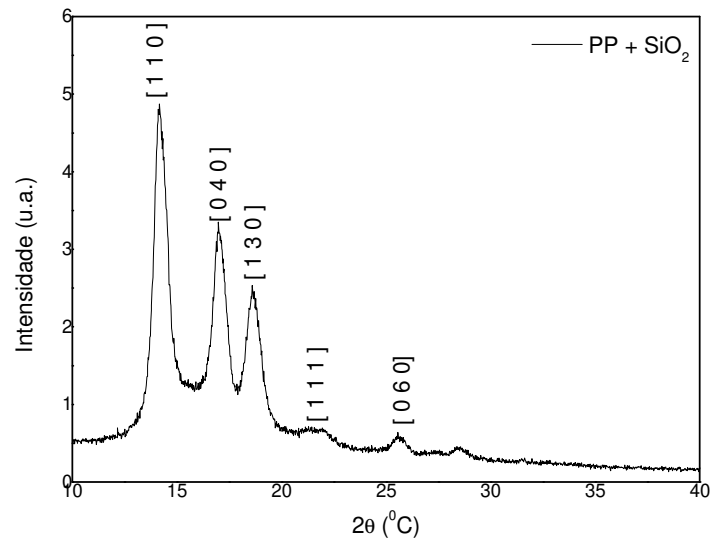


Figura (8). DRX da superfície externa da máscara cirúrgica de PP funcionalizada com SiO_2

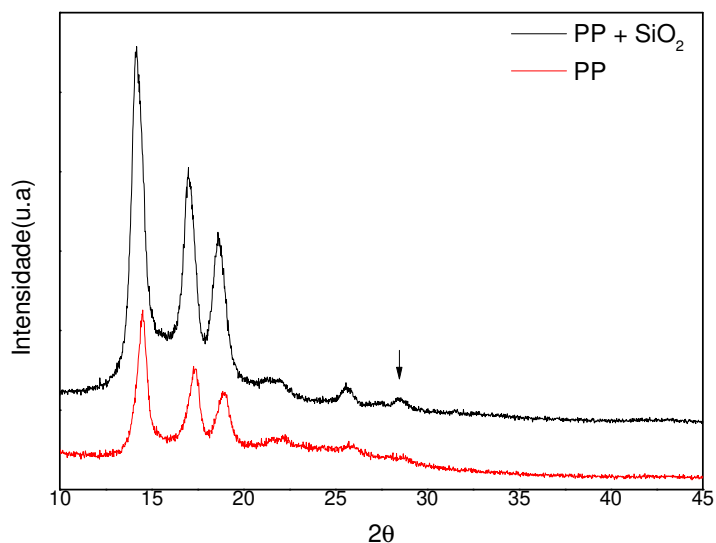


Figura (9). Comparativos entre PP e PP com o SiO

O espectro da Figura (9) não evidencia mudanças estruturais no PP. Desta forma concluímos que a funcionalização precisa ser completada através de um processo de cura. Portanto, para efetivar a funcionalização, após a imersão da máscara na solução de SiO₂ ocorre o processo de cura. A Figura (10) mostra o difratograma de raios X da superfície da máscara funcionalizada com SiO₂ após a reação de cura.

O difratograma da máscara funcionalizada com SiO₂ e curada apresenta os picos de difração característicos da fase cristalina do PP em $2\theta = 14,6^\circ; 17,5^\circ; 19^\circ, 22^\circ$ e 26° podemos conferir uma ligeira mudança no valor de 2θ , dos planos de difração [1 1 0], [0 4 0], [1 3 0], [1 1 1] e [0 6 0] de PP. No difratograma do raio X da máscara de PP funcionalizada com SiO₂ e curada se observa um picos de baixa intensidade em $2\theta = 27,9^\circ$.

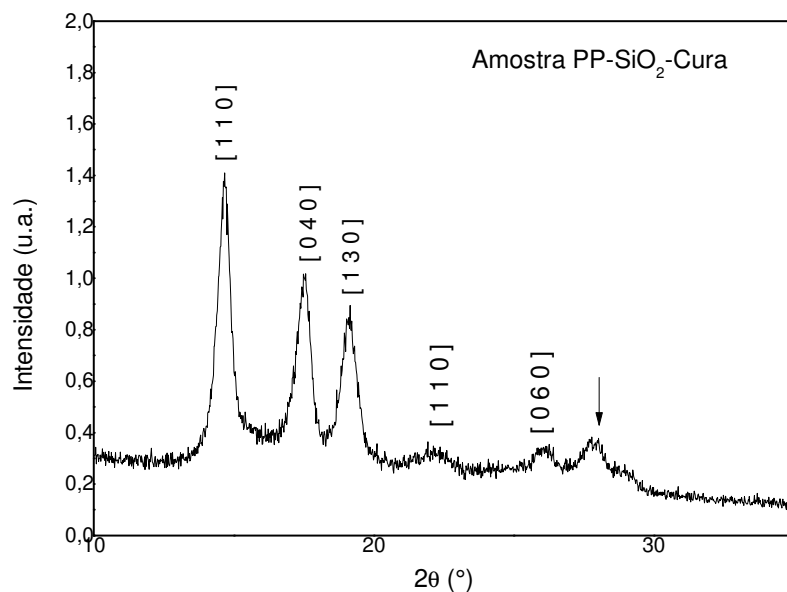


Figura (10). DRX da superfície externa da máscara cirúrgica de PP funcionalizada com SiO₂ e curada.

A formação de sílica amorfa a partir do processo sol-gel com SiO₂ se caracteriza pela presença de um pico de difração em 2θ entre 20 – 27 ° (SATVEKAR, R. K., et al., 2012). Este pico confirma a presença da sílica, após o processo de cura a 130°C.

A ação bactericida é conferida a presença de TiO₂ adicionado ao recobrimento do material da máscara. A presença dessa reação no material é apresentada no difratograma contendo TiO₂ após o processo de cura apresentado na Figura (11).

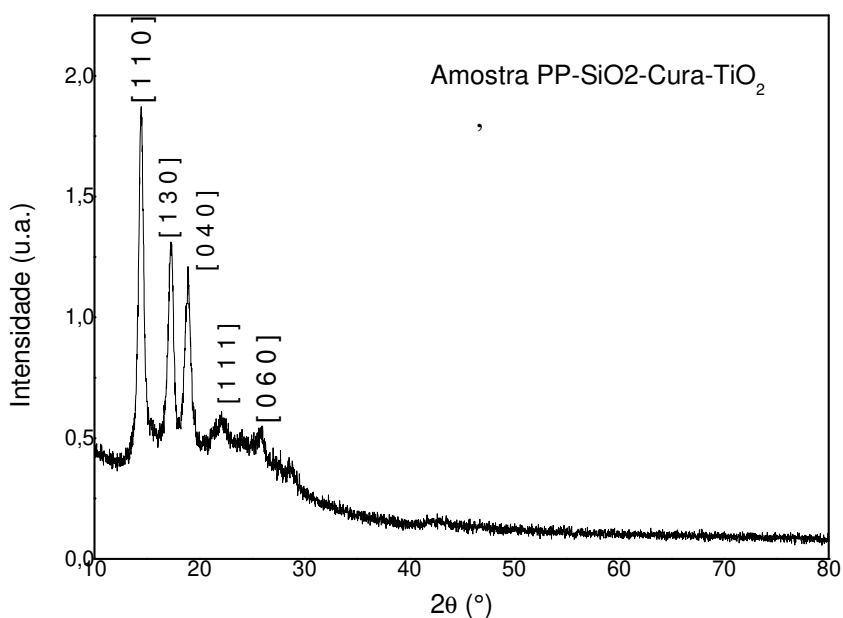


Figura (11). DRX da superfície externa da máscara cirúrgica de PP funcionalizada com SiO₂/curada contendo TiO₂, adicionado após a cura.

O espectro de DRX da Figura (11) não apresenta os picos de cristalinidade do TiO₂, portanto concluímos que a incorporação de TiO₂, não foi realizada pelo procedimento seguido. O segundo procedimento para adicionar o agente antimicrobiano foi adicionar o TiO₂, antes da cura do SiO₂. A Figura (12) mostra o resultado deste procedimento.

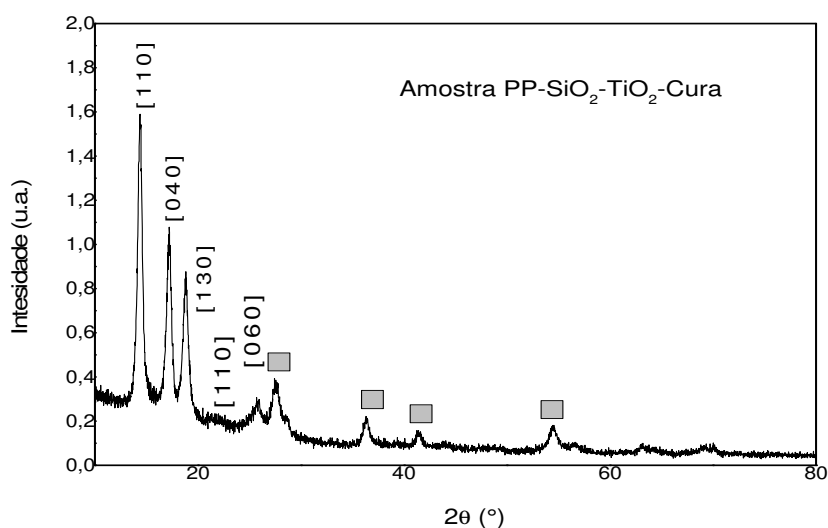


Figura (12). DRX da superfície externa da máscara cirúrgica de PP funcionalizada com SiO₂/curada contendo TiO₂, adicionado antes da cura.

No difratograma do raio X da máscara de PP funcionalizada com SiO₂+TiO₂ e curada se observam os picos de baixa intensidade em $2\theta = 27^\circ, 36,6^\circ, 41,7^\circ, 54,7^\circ$. Estes picos correspondem com os planos de difração [1 1 0], [1 0 1], [1 1 1] e [2 2 0] da fase rutila da

estrutura cristalina do TiO_2 . (KASHALE, *et. al.* 2016). O difratograma da máscara contendo TiO_2 e sem processo de cura é apresentado na Figura (13).

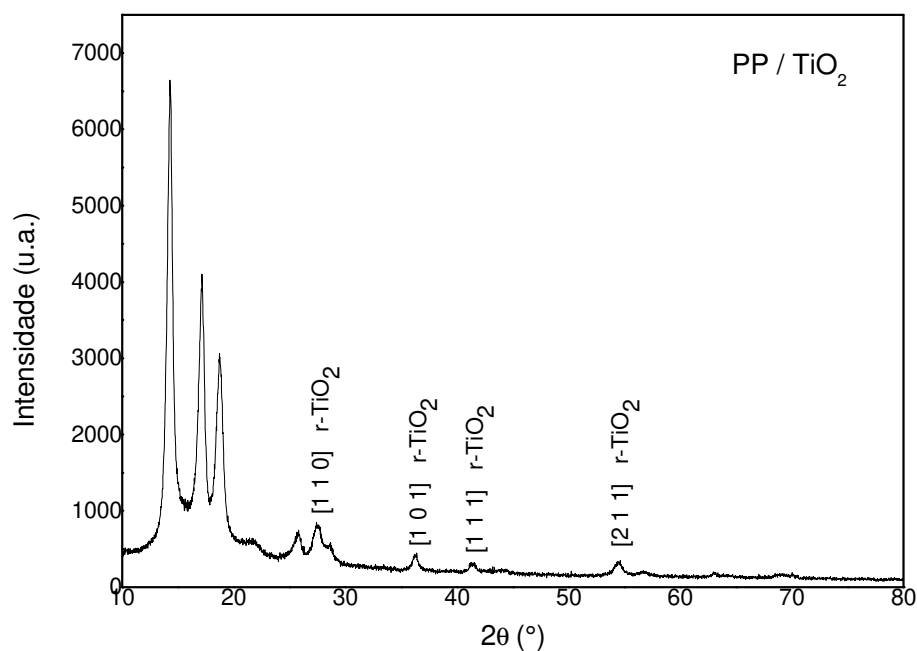


Figura (13). DRX da superfície externa da máscara cirúrgica de PP contendo TiO_2 sem cura.

O espectro de DRX da Figura (13) mostra os picos de cristalinidade do TiO_2 , portanto concluímos que a incorporação de TiO_2 foi realizada com sucesso. Os picos cristalinos em $2\theta = 27,7^\circ, 36,4^\circ, 41,5^\circ, 54,5^\circ$ correspondem com os planos de difração [1 1 0], [1 0 1], [1 1 1] e [2 1 1] da fase rutila da estrutura cristalina do r- TiO_2 (KASHALE, *et. al.* 2016). Estes resultados confirmam que o TiO_2 foi incorporado na fase rutila, sendo a fase rutila, de acordo com a literatura a fase mais bactericida. Realizou-se também o processo de cura após a incorporação do TiO_2 , os resultados obtidos são apresentados a seguir, na Figura (14).

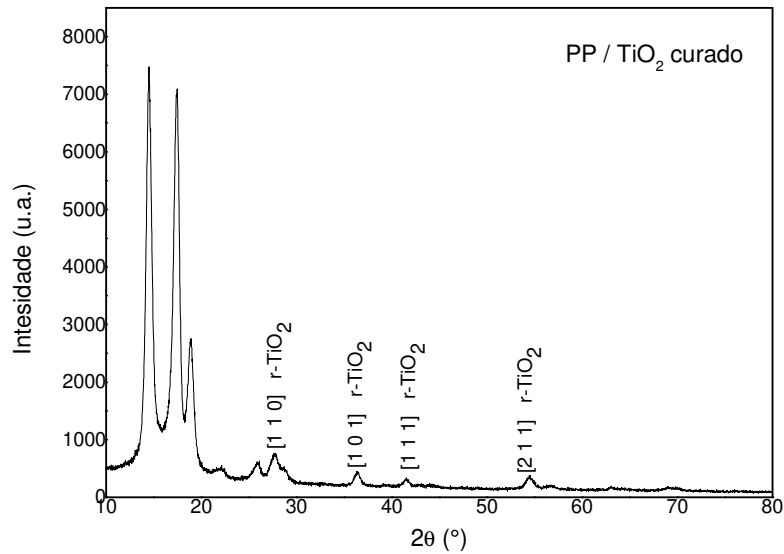


Figura (14). DRX da superfície externa da máscara cirúrgica de PP com TiO₂ e curada

O perfil do espectro DRX da máscara de PP contendo TiO₂ e curada é semelhante ao observado na Figura (13). Portanto, concluímos que a metodologia seguida foi eficiente para a incorporação do TiO₂ na matriz de PP e que o processo de cura não afetou a cristalinidade do TiO₂ incorporado na máscara.

Portanto, concluímos que a metodologia seguida foi eficiente para a incorporação do TiO₂ na matriz de PP. Porém, a baixa intensidade dos picos sugere que a incorporação foi baixa.

7. ÂNGULO DE CONTATO

A tabela 1 mostra o estudo da hidrofobicidade da superfície da máscara após a funcionalização com SiO₂ e TiO₂. Pelas imagens na tabela e os valores apresentados, podemos observar como o ângulo em contato com a superfície aumenta após a cura da máscara com SiO₂ o que confirma a funcionalização e partículas mais ligadas ao material da máscara, evidenciando um aumento da hidrofobicidade em relação à amostra contendo o SiO₂ sem cura.

Já a adição do TiO₂ modificou o comportamento hidrofóbico do SiO₂ isso assegura um perfeito espalhamento do líquido na superfície.

Composições	Ângulo de contato (°)	Aspecto da gota
Amostra Controle (PP)	91,5± 3,46	
PP/SiO ₂	95,0 ± 0,26	
PP/SiO ₂ + cura	117,30 ± 5,02	
PP/TiO ₂	81,1 ± 2,45	
PP/TiO ₂ +cura	96,9 ± 2,26	
PP/SiO ₂ -TiO ₂ + cura	88,10 ± 5,34	

Tabela 1. Medida de ângulo de contato e aspecto da gota.

E a máscara contendo TiO₂ sem a cura não ficou muito diferente do padrão, já após a cura, houve um aumento do ângulo de contato, ou seja, não há molhamento da máscara pelo líquido e não foi possível mensurar o ângulo da amostra PP + SiO₂ + Cura + TiO₂, pois a gota era rapidamente absorvida.

8. MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

A Figura 15 mostra a microscopia eletrônica de varredura com magnificação de 500X para a superfície da máscara cirúrgica. Se observa na camada mais externa uma morfologia de microfibras de 18,5µm de largura entrelaçadas, representando o não-tecido do PP.

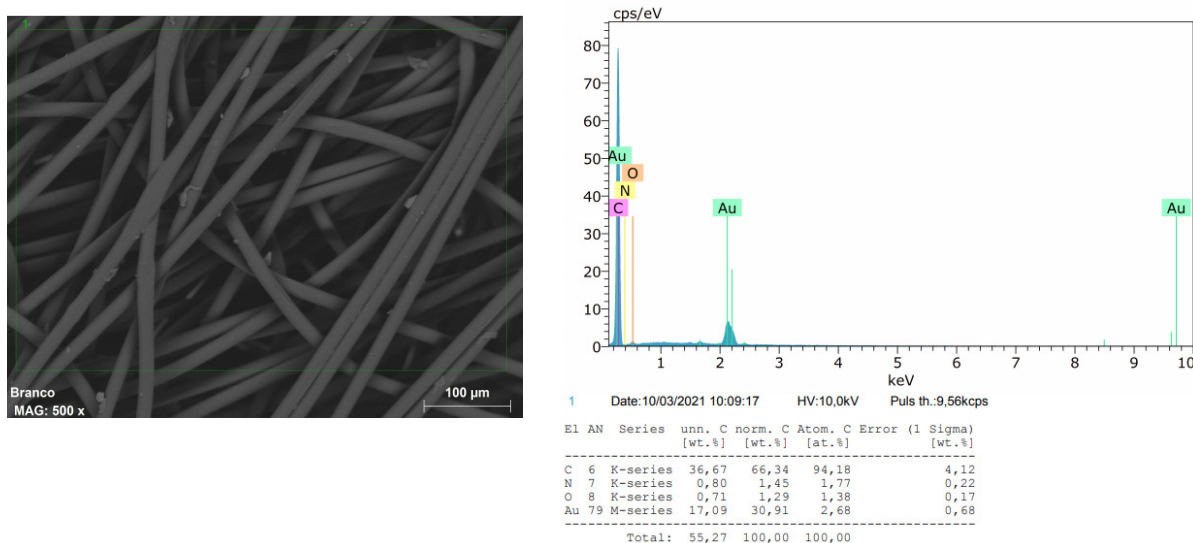


Figura (15). Micrografia da máscara cirúrgica e EDS

E o EDS da superfície da máscara cirúrgica sem nenhum tratamento de revestimento, mostrando que a composição atômica da amostra é em sua maior totalidade carbono (94,18%). Picos de ouro (Au) na amostra ocorre pela metalização com o material.

A Figura (16a) apresenta a microscopia eletrônica de varredura com magnificação de 500X para a superfície da máscara cirúrgica com SiO₂, comprovando que as partículas do recobrimento apresentaram ligação aos fios da estrutura do material da máscara, entretanto as partículas se apresentaram de diferentes formato e tamanho na ordem de micron. Na Figura (16b) se mostra a micrografia-EDS desta amostra.

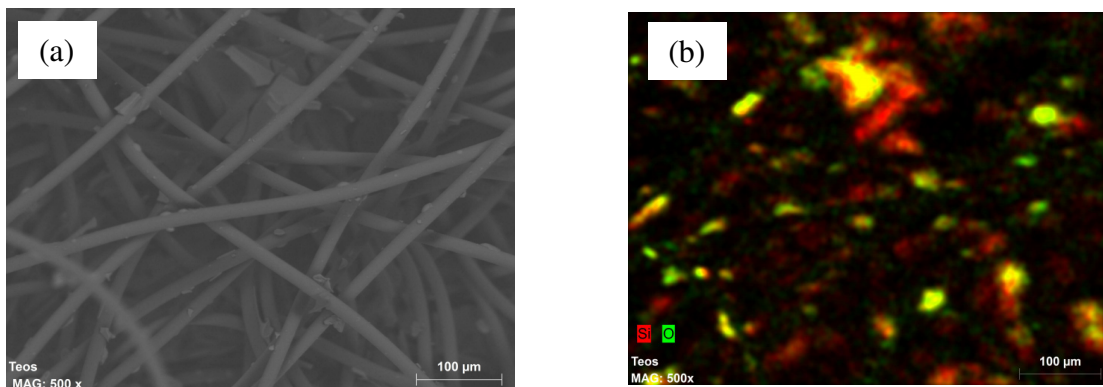
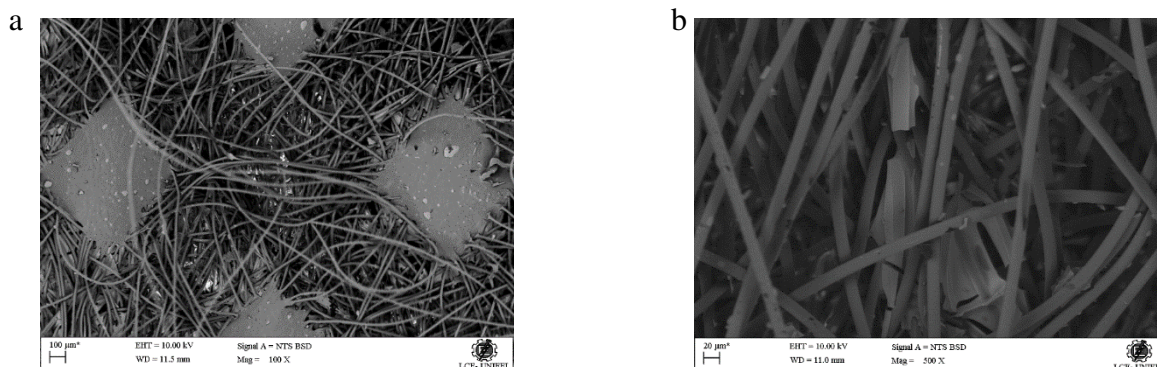


Figura 16. (a) Micrografia, (b) Micrografia-EDS da máscara cirúrgicas com SiO₂

A micrografia-EDS da máscara com SiO₂ confirma a presença do SiO₂ na superfície a partir da presença do átomo de silício. A morfologia da máscara mostra que o SiO₂ impregnou o não-tecido de PP no interior deste. Porém, na superfície dos micro-fios não se observa a deposição homogênea pelo SiO₂.

A micrografia da máscara com revestimento SiO₂ após a cura é mostrado nas magnificações 100X (a), 500X (b) e 1000X na Figura 17.



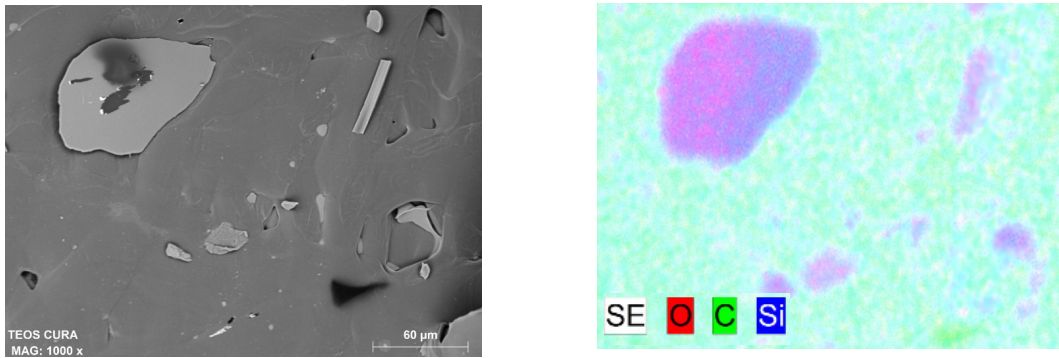


Figura 17. Micrografia da máscara cirúrgica funcionalizada com SiO₂ e curada. (a) 100X e (b) 500X e 1000 X

Analisando a micrografia-EDS dos procedimentos utilizados para impregnação da máscara com o princípio antimicrobiano. Verificou-se que o melhor procedimento foi aquele que adicionou o TiO₂ antes da cura do SiO₂. Pois tanto a micrografia quanto o micrografia-EDS mostram maior presença de TiO₂ impregnando o não-tecido de PP.

A micrografia-EDS do procedimento (i) adição TiO₂ após a cura do SiO₂ mostra uma presença do átomo de titânio de 0,19% em peso. O procedimento (ii) adição de TiO₂ antes da cura do SiO₂ mostra uma presença de átomo de titânio de 0,82% em peso.

Ainda ambos os métodos mostraram uma baixa incorporação de TiO₂ na máscara cirúrgica, o que pode acarretar uma deficiência na proteção antimicrobiana pretendida.

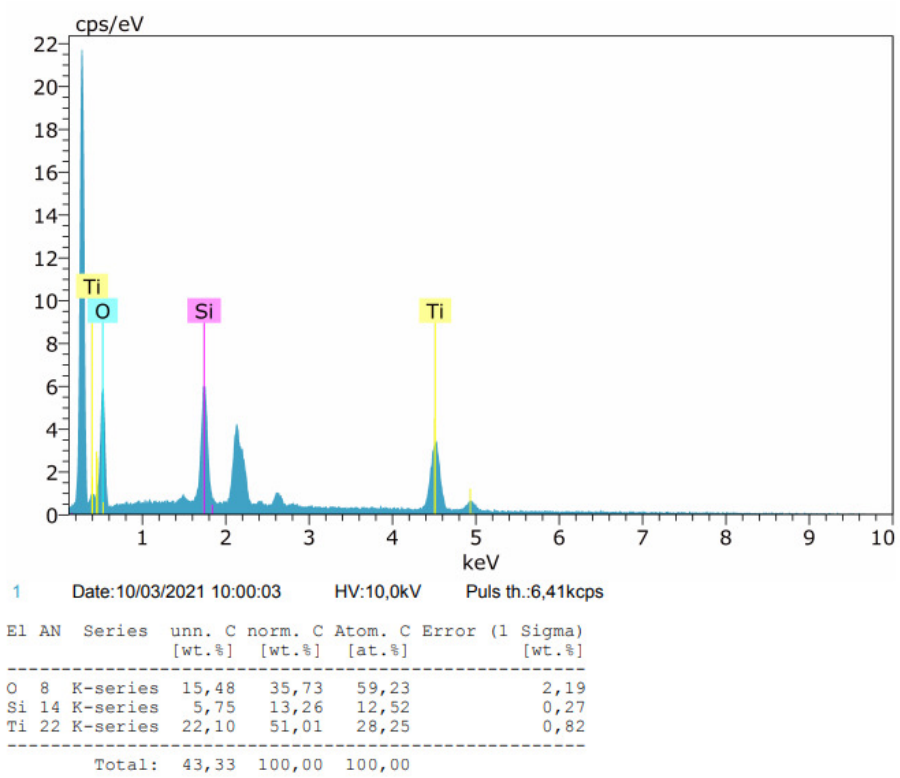
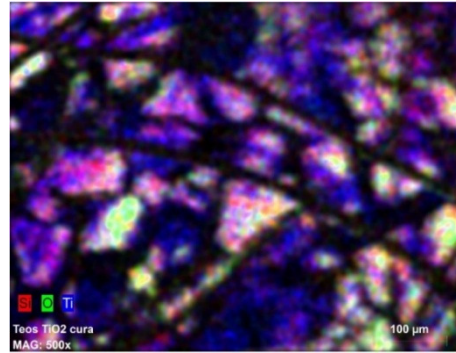
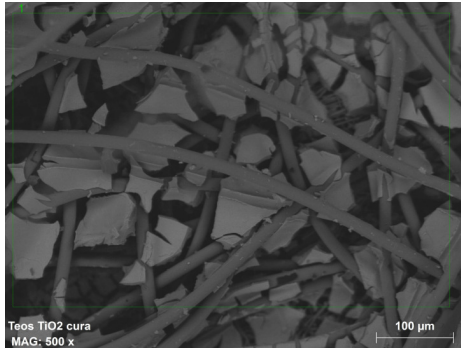


Figura 18. Micrografia-EDS da máscara cirúrgica funcionalizada com SiO₂ e adicionado o TiO₂ antes da cura.

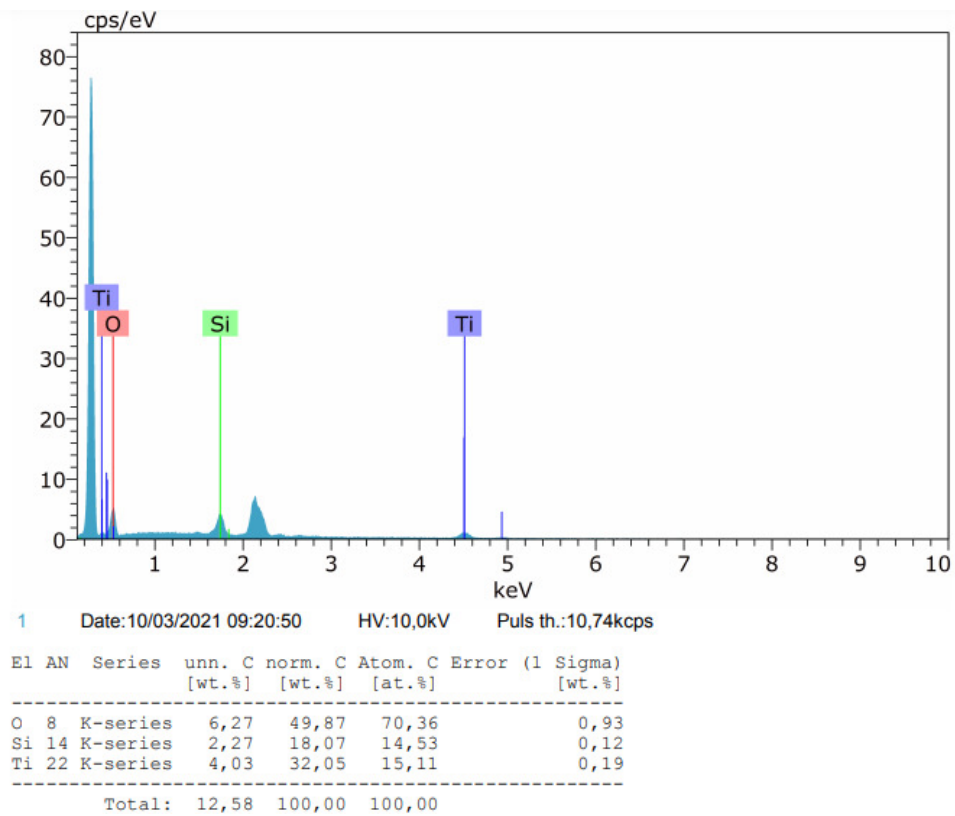
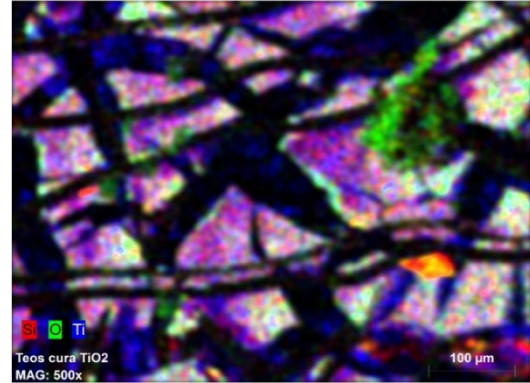
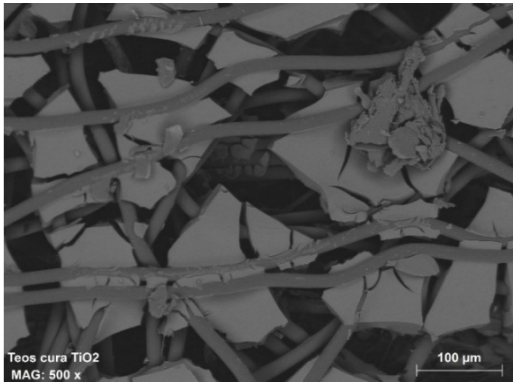


Figura 19. Micrografia-EDS da máscara cirúrgica funcionalizada com SiO₂ e adicionado o TiO₂ após a cura.

9. ANÁLISE DE KIRBY BAUER

Na figura (20) é possível observar a ausência de halo de inibição em todas as amostras testadas, Branco (PP), PP + SiO₂, PP + SiO₂ cura, PP + TiO₂ e SiO₂ + Cura, PP + SiO₂ + Cura + TiO₂ e PP + TiO₂ + cura, contra bactérias gram-positivas *Staphylococcus aureus* ATCC 25923.

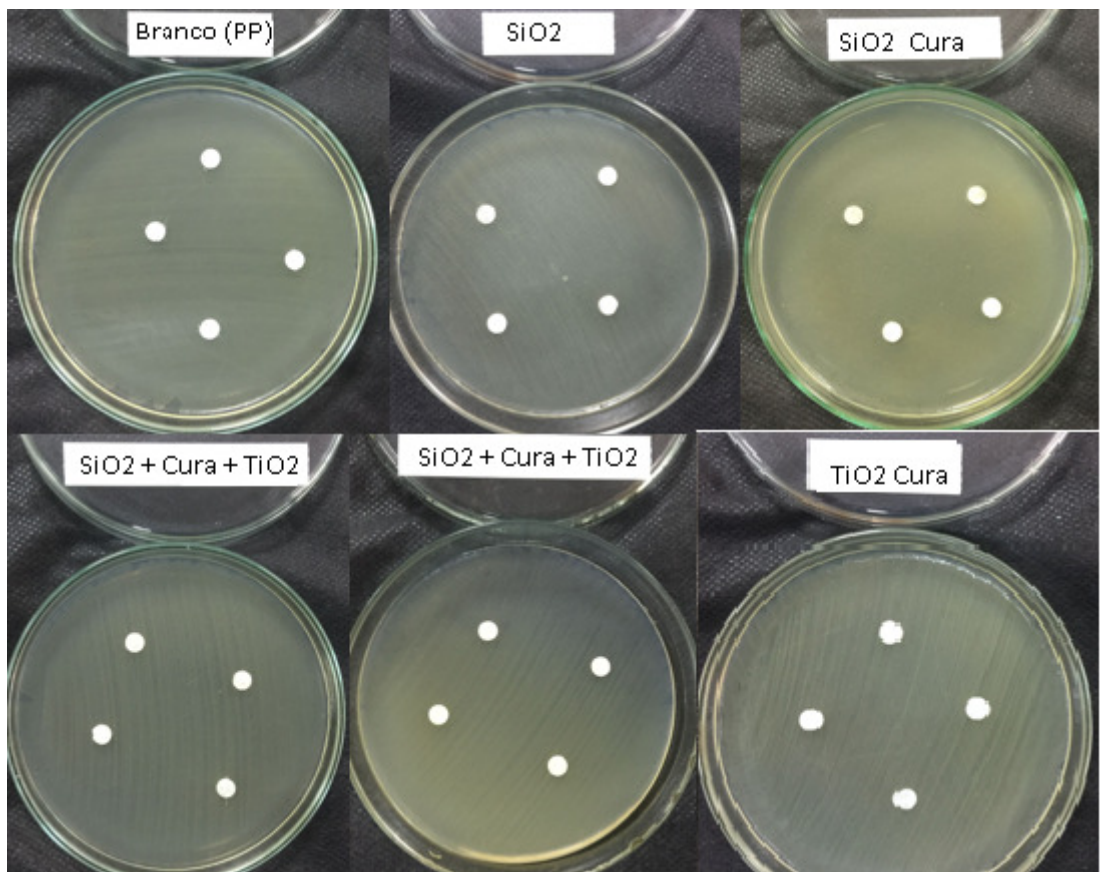


Figura 20. Teste de difusão em disco amostras Branco, SiO₂, SiO₂ cura, SiO₂ cura TiO₂ e SiO₂ TiO₂ cura e TiO₂ cura contra bactérias gram-positivas *Staphylococcus aureus* ATCC 25923.

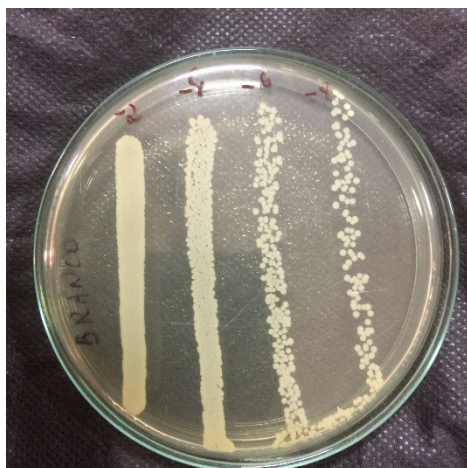
10. ANÁLISE DE BIOFILME

O biofilme é um conjunto de microrganismo sésseis que se aderem a uma superfície. As propriedades de uma superfície podem exercer uma forte influência na adesão bacteriana, nas quais tem mais afinidades de adesão por superfícies hidrofóbicas do que hidrofílicas. Estudos mostram que a adesão microbiana se torna melhor com o aumento da hidrofobicidade, tanto da superfície celular como do substrato de adesão. (DONLAN; WILLIAM COSTERTON, 2002).

Para a quantificação do biofilme iniciou inoculando a estirpe *S. aureus* em poços placas de titulação como recipiente de incubação, esse método é o mais utilizado para investigação de biofilme atualmente. (STEPANOVIĆ et al., 2007). Os tratamentos foram quantificados em superfície de PP com vários tratamentos diferenciais de SiO_2 e TiO_2 , alternando os processos entre cura e não cura. O experimento foi conduzido segundo o delineamento, utilizando-se sete repetições por tratamento (amostra).

Na imagem é possível ver a diminuição da biomassa nas amostras analisadas, o que estaria relacionado com a presença do TiO_2 nas amostras em comparação com o branco (PP) sem nenhum tratamento.

Amostra Branco (PP)



Amostra PP + SiO_2 + TiO_2 + Cura

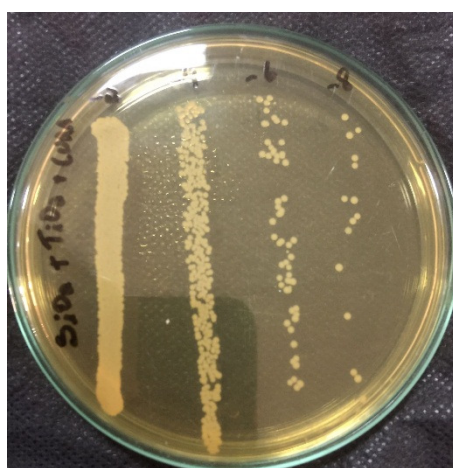


Figura 21 Contagem de UFC/mL do Biofilme

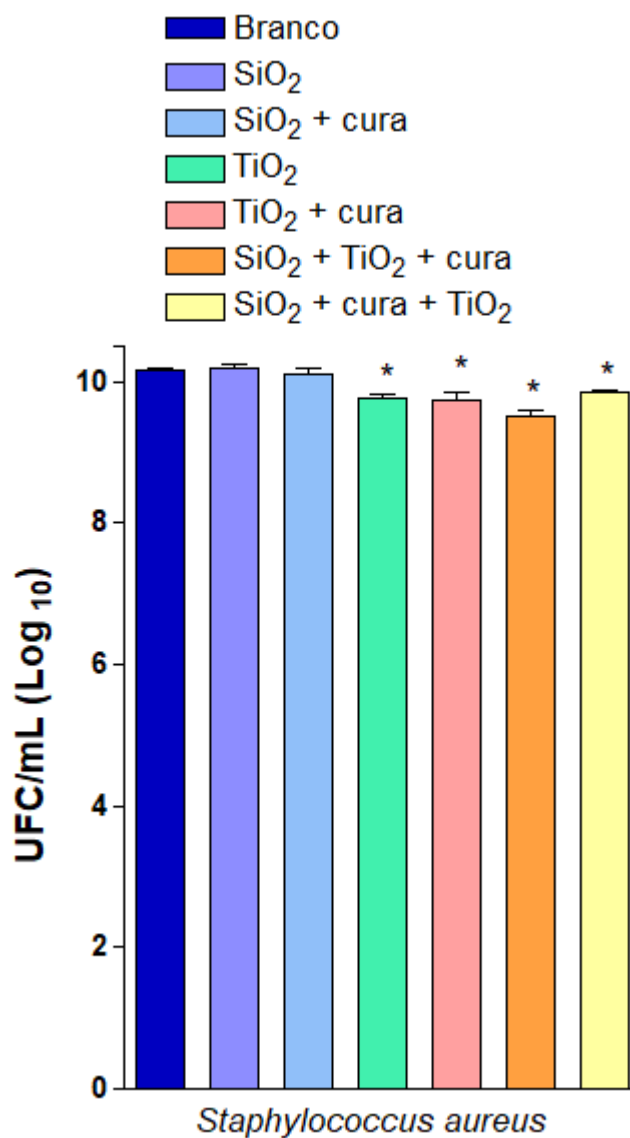


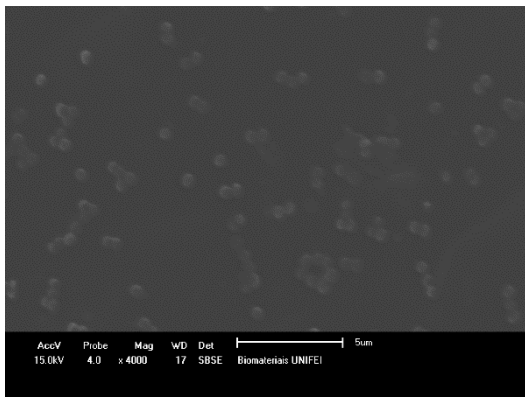
Figura (22). Observe o número de unidades formadoras de colônia por mililitro (UFC/mL) de *S. aureus*. Os resultados são expressos como a média do erro padrão médio (SEM) de 5-7 amostras por grupo. *P<0,05 quando comparado com o grupo branco.

De acordo com o gráfico, o que se observa é que o tratamento de SiO₂ + TiO₂ + Cura foi o que apresentou o menor número de bactérias, também foi o tratamento que teve o menor ângulo de contato mensurável, pois já é conhecido que o TiO₂ tem capacidade bactericida

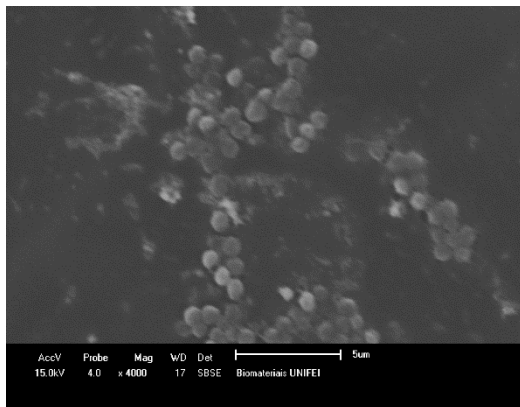
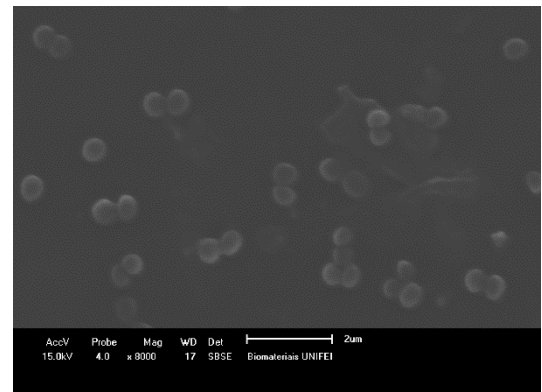
(KANGWANSUPAMONKON et al., 2009) . A amostra PP chamada de” Branco”, foi a que apresentou a maior número de bactérias, o que já era esperado pelo fato do PP apresentar menor aderência de biofilme (CHAGAS et al., 2020) e após passar as bactérias pela lavadora ultra – sônica, essas se soltaram do PP, aumentando muito o número de contagens de UFC/mL como pode ser visto na imagem Figura (21).

4000x

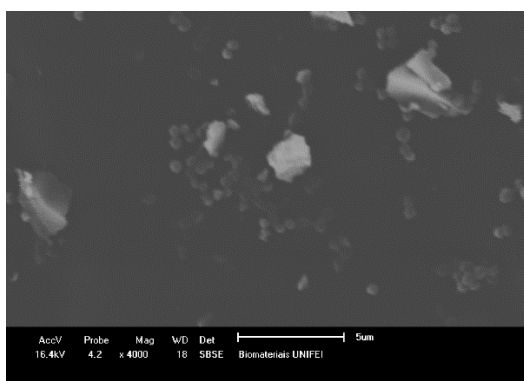
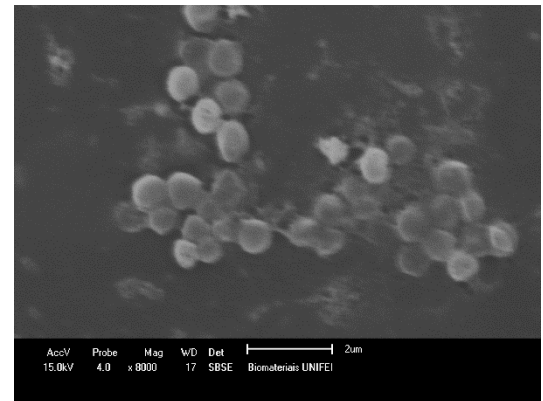
8000x



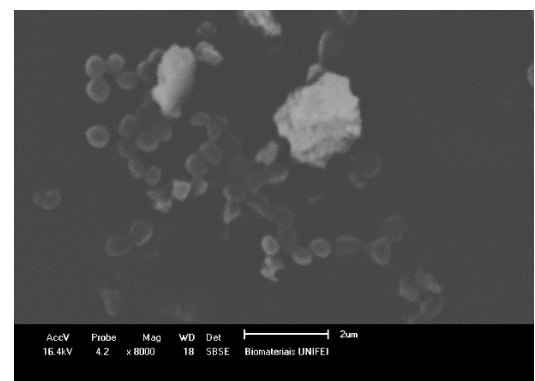
Branco



SiO₂ Cura



TiO₂ Cura



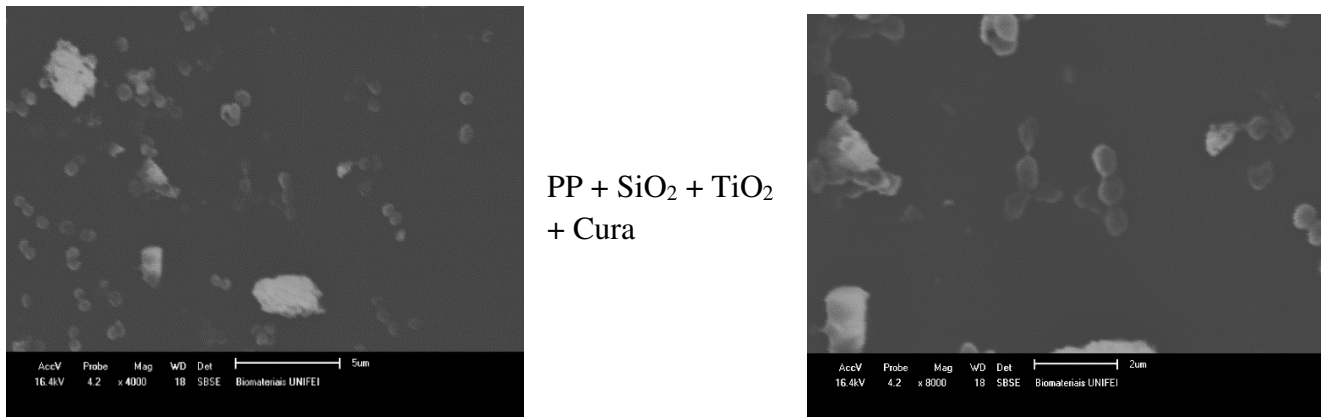


Figura (23) Micrografia do biofilme com magnificação de 4000x e 8000x

As amostras SiO₂, SiO₂ Cura e PP (Branco), estão dentro da margem de CV o que é possível ver no gráfico que não houve grandes mudanças nos valores de UFC/mL, quando comparadas, já os tratamentos TiO₂, TiO₂ Cura e SiO₂ + Cura + TiO₂ também estão dentro da margem de CV com uma certa inibição ao crescimento bacteriano em UFC/mL, pelo fato já mencionado do TiO₂ ter propriedades bactericidas, mesmo o DRX mostrando pouca incorporação de TiO₂ nos tratamentos, porém, o que não se observou no método de Kirby Bauer, onde não houve inibição bacteriana, pois o processo de Sol Gel formou os monolitos de SiO₂ e TiO₂ que podem ser visto na micrografia, não conseguindo dispersar para meio, pois estão entre os emaranhados do PP.

11. CONCLUSÕES

- a) A difração de raios X confirmou que o tecido têxtil é 100% PP, mostrando o padrão cristalino do polipropileno. A pico de difração de SiO₂ amorfa foi observado apenas na amostra PP/ SiO₂ -Cura e PP/ SiO₂ -TiO₂-Cura. Já o padrão cristalino do TiO₂ na fase rutila, apresentando picos de difração de baixa intensidade, foi observado apenas na amostra PP/ SiO₂ + TiO₂ + Cura.
- b) A microscopia eletrônica de varredura, mostrou que a morfologia do tecido corresponde a uma rede entrelaçada de microfibras, representando o não-tecido do PP.
- c) A micrografia mostra uma distribuição heterogênea de SiO₂ e TiO₂ na superfície das microfibras de PP.
- d) A micrografia-EDS da amostra PP/ SiO₂ + TiO₂+ Cura foi o que mostrou maior teor de Ti na superfície do tecido.
- e) A hidrofobicidade aumentou ao modificar a superfície com SiO₂, porém a reação de cura proporcionou um maior grau de hidrofobicidade. Sendo a amostra PP/ SiO₂ + Cura aquela de maior grau de hidrofobicidade.
- f) As amostras não apresentaram halo de inibição no teste antimicrobiano de disco difusor.
- g) As amostras contendo SiO₂ + TiO₂ + Cura, apresentaram os menores valores de UFC/mL no biofilme.
- h) Todas as amostras que foram sintetizadas com TiO₂ apresentaram efeitos bactericidas o que já era esperado.
- i) Em trabalhos futuros poderia ser estudado uma maior concentração de TiO₂ no recobrimento do material da máscara, a fim de verificar uma maior ação bactericida e análise térmica

12.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALIZADEH SANI, M.; EHSANI, A.; HASHEMI, M. Whey protein isolate/cellulose nanofibre/TiO₂ nanoparticle/rosemary essential oil nanocomposite film: Its effect on microbial and sensory quality of lamb meat and growth of common foodborne pathogenic bacteria during refrigeration. **International Journal of Food Microbiology**, v. 251, p. 8–14, 19 jun. 2017.
- BARBOSA, M. H. et al. INFLUENCE OF WEARING TIME ON EFFICACY OF DISPOSABLE SURGICAL MASKS AS. p. 216–217, 2006.
- BARBOSA, M. H. et al. Utilização de máscara facial cirúrgica descartável no ambiente cirúrgico Use of disposable surgical face masks at the surgical environment Utilización de la máscara facial quirúrgica desechables en lo ambiente quirúrgico. **Artigo Original Rev. Eletr. Enf. [Internet]**, v. 27511, n. 2, p. 275–9, 2009.
- BLAKE, D. M. et al. Application of the photocatalytic chemistry of titanium dioxide to disinfection and the killing of cancer cells. **Separation and Purification Methods**, v. 28, n. 1, p. 1–50, 1999.
- BLECHER, K.; NASIR, A.; FRIEDMAN, A. The growing role of nanotechnology in combating infectious disease. <https://doi.org/10.4161/viru.2.5.17035>, v. 2, n. 5, p. 395–401, 2011.
- BODAGHI, H. et al. Evaluation of the photocatalytic antimicrobial effects of a TiO₂ nanocomposite food packaging film by in vitro and in vivo tests. **LWT - Food Science and Technology**, v. 50, n. 2, p. 702–706, 1 mar. 2013.
- CAZALINI, E. M. et al. Antimicrobial and anti-biofilm properties of polypropylene meshes coated with metal-containing DLC thin films. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 28, n. 6, 2017.
- CHAGAS, L. G. DA S. et al. Avaliação da formação de biofilme por *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis* e *Escherichia coli* em revestimentos para aço inox compostos por polipropileno com zeolita e polipropileno com vidro e prata. **Research, Society and Development**, v. 9, n. 10, p. e8439109125, 21 out. 2020.
- CHORIANOPOULOS, N. G. et al. Use of titanium dioxide (TiO₂) photocatalysts as alternative means for *Listeria monocytogenes* biofilm disinfection in food processing. **Food Microbiology**, v. 28, n. 1, p. 164–170, 1 fev. 2011.

- DE OLIVEIRA, A. C.; GAMA, C. S. Evaluation of adherence to measures for the prevention of surgical site infections by the surgical team. **Revista da Escola de Enfermagem**, v. 49, n. 5, p. 767–774, 2015.
- DONLAN, R. M.; WILLIAM COSTERTON, J. Biofilms: Survival Mechanisms of Clinically Relevant Microorganisms. **CLINICAL MICROBIOLOGY REVIEWS**, v. 15, n. 2, p. 167–193, 2002.
- GREENHALGH, T. et al. Face masks for the public during the covid-19 crisis Trisha Greenhalgh and colleagues argue that it is time to apply the precautionary principle. v. 1435, n. April, p. 1–4, 2020.
- GUMIERO, M. et al. Effect of TiO₂ photocatalytic activity in a HDPE-based food packaging on the structural and microbiological stability of a short-ripened cheese. **Food Chemistry**, v. 138, n. 2–3, p. 1633–1640, 1 jun. 2013.
- HINDI, K. M. et al. The antimicrobial efficacy of sustained release silver–carbene complex-loaded l-tyrosine polyphosphate nanoparticles: Characterization, in vitro and in vivo studies. **Biomaterials**, v. 30, n. 22, p. 3771–3779, 1 ago. 2009.
- HING, K. A. Bone repair in the twenty-first century: Biology, chemistry or engineering? **Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, v. 362, n. 1825, p. 2821–2850, 2004.
- HUH, A. J.; KWON, Y. J. “Nanoantibiotics”: A new paradigm for treating infectious diseases using nanomaterials in the antibiotics resistant era. **Journal of Controlled Release**, v. 156, n. 2, p. 128–145, 10 dez. 2011.
- JAVID, B.; WEEKES, M. P.; MATHESON, N. J. Covid-19 : should the public wear face masks ? v. 1442, n. April, p. 11–12, 2020.
- KANGWANSUPAMONKON, W. et al. Antibacterial effect of apatite-coated titanium dioxide for textiles applications. **Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine**, v. 5, n. 2, p. 240–249, 1 jun. 2009.
- MANEERAT, C.; HAYATA, Y. Antifungal activity of TiO₂ photocatalysis against *Penicillium expansum* in vitro and in fruit tests. **International Journal of Food Microbiology**, v. 107, n. 2, p. 99–103, 15 mar. 2006.
- MATSUNAGA, T. et al. Photoelectrochemical sterilization of microbial cells by semiconductor powders. **FEMS Microbiology Letters**, v. 29, n. 1–2, p. 211–214, 1 ago. 1985.
- MCLURE, H. A. et al. Surgical face masks and downward dispersal of bacteria. **Anaesthesia**,

v. 53, n. 7, p. 624–626, 1 jul. 1998.

MERCHANT, R. N. Surgical face masks in the operating theatre. **The Journal of hospital infection**, v. 50, n. 3, p. 251–256, 2002.

MONJELAT, N. et al. No Title دراسة بيئية وبكتيرية لمياه دجلة نهري لمياه وبكتيرية بيئية دراسة. **Director**, v. 15, n. 2, p. 2017–2019, 2018.

NGANGA, S. et al. In vitro antimicrobial properties of silver-polysaccharide coatings on porous fiber-reinforced composites for bone implants. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 24, n. 12, p. 2775–2785, 2013.

PAN, K. et al. Through Plagues and Pandemics: The Evolution of Medical Face Masks
PLAGUES AND PANDEMICS. [s.d.].

ROY, A. S. et al. Effect of Nano-Titanium Dioxide with Different Antibiotics against Methicillin-Resistant Staphylococcus Aureus. **Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology**, v. 1, p. 37–41, 2010.

SKOVDAL, S. M. et al. Ultra-dense polymer brush coating reduces Staphylococcus epidermidis biofilms on medical implants and improves antibiotic treatment outcome. **Acta Biomaterialia**, v. 76, p. 46–55, 2018.

SOEIRO, R. E. Prática. 2020.

STEPANOVIĆ, S. et al. Quantification of biofilm in microtiter plates: overview of testing conditions and practical recommendations for assessment of biofilm production by staphylococci. **APMIS : acta pathologica, microbiologica, et immunologica Scandinavica**, v. 115, n. 8, p. 891–899, 2007.

TREVILATO, D. D. et al. Centro cirúrgico: recomendações para o atendimento de pacientes com suspeita ou portadores de COVID-19. **Revista SOBECC**, v. 25, n. 3, p. 187–193, 7 out. 2020.

ZHOU, S. S. et al. Assessment of a respiratory face mask for capturing air pollutants and pathogens including human influenza and rhinoviruses. v. 10, n. 3, p. 2059–2069, 2018.

FERREIRA, Daniel Furtado. SISVAR: um programa para análises e ensino de estatística. In: **Revista symposium**. 2008. p. 36-41.

ALIZADEH SANI, M.; EHSANI, A.; HASHEMI, M. Whey protein isolate/cellulose nanofibre/TiO₂ nanoparticle/rosemary essential oil nanocomposite film: Its effect on microbial and sensory quality of lamb meat and growth of common foodborne pathogenic bacteria during refrigeration. **International Journal of Food Microbiology**, v. 251, p. 8–14, 19 jun. 2017.

BARBOSA, M. H. et al. INFLUENCE OF WEARING TIME ON EFFICACY OF

DISPOSABLE SURGICAL MASKS AS. p. 216–217, 2006.

BARBOSA, M. H. et al. Utilização de máscara facial cirúrgica descartável no ambiente cirúrgico Use of disposable surgical face masks at the surgical environment Utilización de la máscara facial quirúrgica desechables en lo ambiente quirúrgico. **Artigo Original Rev. Eletr. Enf. [Internet]**, v. 27511, n. 2, p. 275–9, 2009.

BLAKE, D. M. et al. Application of the photocatalytic chemistry of titanium dioxide to disinfection and the killing of cancer cells. **Separation and Purification Methods**, v. 28, n. 1, p. 1–50, 1999.

BLECHER, K.; NASIR, A.; FRIEDMAN, A. The growing role of nanotechnology in combating infectious disease. <https://doi.org/10.4161/viru.2.5.17035>, v. 2, n. 5, p. 395–401, 2011.

BODAGHI, H. et al. Evaluation of the photocatalytic antimicrobial effects of a TiO₂ nanocomposite food packaging film by in vitro and in vivo tests. **LWT - Food Science and Technology**, v. 50, n. 2, p. 702–706, 1 mar. 2013.

CAZALINI, E. M. et al. Antimicrobial and anti-biofilm properties of polypropylene meshes coated with metal-containing DLC thin films. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 28, n. 6, 2017.

CHAGAS, L. G. DA S. et al. Avaliação da formação de biofilme por *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis* e *Escherichia coli* em revestimentos para aço inox compostos por polipropileno com zeolita e polipropileno com vidro e prata. **Research, Society and Development**, v. 9, n. 10, p. e8439109125, 21 out. 2020.

CHORIANOPOULOS, N. G. et al. Use of titanium dioxide (TiO₂) photocatalysts as alternative means for *Listeria monocytogenes* biofilm disinfection in food processing. **Food Microbiology**, v. 28, n. 1, p. 164–170, 1 fev. 2011.

DE OLIVEIRA, A. C.; GAMA, C. S. Evaluation of adherence to measures for the prevention of surgical site infections by the surgical team. **Revista da Escola de Enfermagem**, v. 49, n. 5, p. 767–774, 2015.

DONLAN, R. M.; WILLIAM COSTERTON, J. Biofilms: Survival Mechanisms of Clinically Relevant Microorganisms. **CLINICAL MICROBIOLOGY REVIEWS**, v. 15, n. 2, p. 167–193, 2002.

GREENHALGH, T. et al. Face masks for the public during the covid-19 crisis Trisha Greenhalgh and colleagues argue that it is time to apply the precautionary principle. v. 1435, n. April, p. 1–4, 2020.

PLAGUES AND PANDEMICS. [s.d.].

ROY, A. S. et al. Effect of Nano-Titanium Dioxide with Different Antibiotics against Methicillin-Resistant Staphylococcus Aureus. **Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology**, v. 1, p. 37–41, 2010.

SKOVDAL, S. M. et al. Ultra-dense polymer brush coating reduces Staphylococcus epidermidis biofilms on medical implants and improves antibiotic treatment outcome. **Acta Biomaterialia**, v. 76, p. 46–55, 2018.

SOEIRO, R. E. Prática. 2020.

STEPANOVIĆ, S. et al. Quantification of biofilm in microtiter plates: overview of testing conditions and practical recommendations for assessment of biofilm production by staphylococci. **APMIS : acta pathologica, microbiologica, et immunologica Scandinavica**, v. 115, n. 8, p. 891–899, 2007.

TREVILATO, D. D. et al. Centro cirúrgico: recomendações para o atendimento de pacientes com suspeita ou portadores de COVID-19. **Revista SOBECC**, v. 25, n. 3, p. 187–193, 7 out. 2020.

ZHOU, S. S. et al. Assessment of a respiratory face mask for capturing air pollutants and pathogens including human influenza and rhinoviruses. v. 10, n. 3, p. 2059–2069, 2018.

